

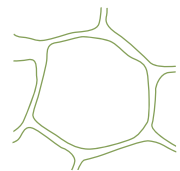
Invasive Physiotherapy and Musculoskeletal Medicine

Vol. 1

Year. 2025

ISSN 3101-0105 · EDITA: AIDIMO

<https://invasivephysiotherapy.com>



Invasive Physiotherapy and Musculoskeletal Medicine (IPMM) es una revista de publicación continua dirigida a profesionales interesados en fisioterapia y medicina musculoesquelética. Esta revista da la bienvenida a investigaciones sobre procedimientos mínimamente invasivos, que incluyen, pero no se limitan a, punción seca, acupuntura, electrólisis percutánea, neuromodulación percutánea, intervenciones guiadas por ecografía e infiltraciones para el manejo de afecciones musculoesqueléticas. Abarca estudios que investigan diversos aspectos de la salud musculoesquelética, incluyendo diagnóstico, tratamiento, rehabilitación y prevención de lesiones, enfermedades y trastornos que afectan el sistema musculoesquelético. IPMM da la bienvenida a estudios que exploran los mecanismos de acción subyacentes a las intervenciones de fisioterapia invasiva, así como los avances en ingeniería biomédica que contribuyen al desarrollo de modalidades diagnósticas y terapéuticas para los trastornos musculoesqueléticos.

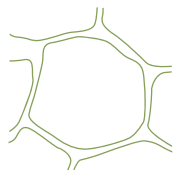
Lugar de publicación: Zaragoza (Spain) | **Editada por:** AIDIMO

Publicado bajo Licencia Creative commons 4.0 BY-NC-SA

Para más información, por favor visite la política editorial de la revista >>

Contacto

editor@invasivephysiotherapy.com



Equipo editorial

Editor Jefe

Dr. Pablo Herrero Gallego. Faculty of Health Sciences, University of Zaragoza, Zaragoza. Spain.

Secretaria editorial

Chiraz Aljobrani. PT, MSc. Qatar.

Editores adjuntos

Dr. Rostyslav V Bubnov. Clinical Hospital "Pheophania" of State Affairs Department, Zabolotny Institute of Microbiology and Virology, National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine. Ukraine.

Dra. Elzbieta Skorupska. Poznan Univeristy of Medical Sciences, Poznan. Poland.

Dr. Manel Santafe. Faculty of Medicine and Health Sciences, Rovira i Virgili University, Reus. Spain.

Dr. Nouredin Nakhostin-Ansari. Tehran University of Medical Sciences, Tehran. Iran.

Dr. Soofia Naghdi. Tehran University of Medical Sciences, Tehran. Iran.

Consejo asesor

Dr. Alia Alghwiri. PT, PhD. The University of Jordan. Jordan.

Dr. Pilecki. MD, PhD. Sports Medicine Centre, Zabrze. Poland.

Dr. Zaid Alboloushi. PT, PhD. MOH Kuwait.

Dra. Sandra Calvo. PT, PhD. University of Zaragoza. Spain.

Dr. Jacobo Rodríguez. PT, PhD. Universitat Internacional de Catalunya. Spain.

Dr. Carolina Jiménez. PT, PhD. Universidad San Jorge. Spain.

Dr. Blanca de la Cruz. PT, PhD. University of Seville. Spain.

Jimena Figueroa. PT, MSc. Universidad Anahuac. Mexico.

Dr. Hadi Sarafraz. PT, PhD. Clinical Research Development Center of Shahid Mohammadi Hospital, Hormozgan University of Medical Sciences, Iran.

Rodrigo Latorre. PT, MSc. Universidad de Chile. Chile.

Dr. Oscar Ronzio. PT, PhD. Universidad Nacional Arturo Jauretche y Universidad Maimónides. Argentina.

Dr. César Hidalgo García. PT, PhD. University of Zaragoza. Spain.

Dr. Pedro Cía. MD, PhD. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Spain.

Dr. Daniel Pecos Martín. PT, PhD. Universidad de Alcalá. Spain.

Dr. Carlos Romero Morales. PT, PhD. Universidad Europea. Spain.

Dr. Eleuterio Sánchez Romero. PT, PhD. European University of Madrid. Spain.

Dr. Jan Dommerholt. PT, DPT. Bethesda Physiocare, Bethesda, MD, USA.

Dr. Antonio Laclériga. MD, PhD. Universidad San Jorge. Spain.

Clara Pujol. PT, MSc. Universidad Europea de Valencia. Spain.

Dra. Bárbara Torres-Chica. PT, PhD. San Juan de Dios Foundation, Comillas Pontifical University. Spain.

Dr. Minoo Khalkhali Zavieh. PT, PhD. Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran. Iran.

Dr. Sahar Boozari. PT, PhD. Tarbiat Modares University, Tehran. Iran.

Roshanak Honarpishe. PT, MSc. Tehran University of Medical Sciences, Tehran. Iran.

Dr. Orlando Mayoral del Moral. PT, PhD. Centro de especialidades, Diagnóstico y Tratamiento 'San Ildefonso', Toledo, Spain.

Tomas Perreault. PT, DPT, OCS. Mass General Brigham. USA.

Dr. Paulo de Carvalho. PT, MSc, PhD. School of Health of the Polytechnic of Porto, Portugal.

José Pedro Leite. PT, MSc. School of Health of the Polytechnic of Porto, Portugal.

Rita Esteves Moreira. PT, MSc. School of Health of the Polytechnic of Porto, Portugal.

CONTENIDOS

EDITORIAL

Editorial número 1

Pablo Herrero

ENSAYOS CLÍNICOS ALEATORIOS

Efectividad de la electrolisis percutánea ecoguiada en comparación con la punción simulada en población con hernia de disco lumbar posterolateral: un ensayo piloto controlado aleatorizado

Juan Roberto Burgos-Regalado, Fermín Valera-Garrido, Francisco Minaya-Muñoz, Juan Nicolás Cuenca-Zaldívar, Diego Lapuente-Hernández, Alberto Carcasona-Otal

Optimización de agujas para la electrólisis percutánea en fisioterapia invasiva: estudio ex vivo

Cesar Suárez Malanda, Manel Santafe

Cambios en la fuerza, movilidad y reclutamiento muscular del hombro tras la aplicación de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada en atletas de Crossfit con Dolor de Hombro Inespecífico. Ensayo Clínico Aleatorizado

Luis Morales Rodriguez-Parets, Alberto Carcasona-Otal, Dr. David Alvarez Prats, Maria Cortiguera, Daniel Pecos Martín, Borhan Asadi, Oscar Carvajal Fernández

REVISIONES SISTEMÁTICAS

Caracterización ecográfica en modo B de los puntos gatillo miofasciales y su respuesta a intervenciones fisioterapéuticas: una revisión sistemática

Diego Lapuente-Hernández, Zaid Alboloushi, Chiraz Aljobrani, Pablo Herrero, Eva María Gómez-Trullén

Técnicas de fisioterapia invasiva en la tendinopatía rotuliana. Revisión sistemática

Diego Aznar, Dr. Gorka Ortego, Mr. Luis Pérez Espallargas, Dr. Zaid Alboloushi, Mr. Alberto Carcasona Otal, Mr. Diego Lapuente Hernández

Efecto de la Estimulación Eléctrica Percutánea sobre la Funcionalidad Muscular Activa. Una Revisión Sistemática

Marc Badia, Jimena Figueroa, Paola Penagos, Alberto Carcasona-Otal

Eficacia Comparativa de la Terapia con Ondas de Choque Extracorpóreas, el Plasma Rico en Plaquetas y las Inyecciones de Corticosteroides en el Síndrome Doloroso del Trocánter Mayor: Revisión Sistemática de Ensayos Controlados Aleatorizados

Mohammed Ashkanani, Ali Ashkanani, Mohammad Husain, Mahdi Garashi, Zaid Al Boloushi

REVISIONES DE ALCANCE-NARRATIVAS

Aplicación de la Estimulación Eléctrica Nerviosa Percutánea (PENS) en trastornos musculoesqueléticos: una revisión narrativa

Javier Guerrero Troyano

CASOS CLÍNICOS / SERIES DE CASOS

Efectos de la punción seca en la marcha y el equilibrio en pacientes con esclerosis múltiple: un estudio cuasiexperimental

Alberto Javier Ormazábal, M^a Pilar Pérez Trujillo, Montserrat González-Platas

Análisis complementario basado en histogramas de parches para cuantificar el tejido muscular en ecografía

Borhan Asadi, Sarkout Abdi, Luis Pérez-Espallargas, Nouredin Nakhostin Ansari, Diego Lapuente-Hernández

Efectos de la neuromodulación percutánea sobre el nervio ciático en musculatura isquiotibial. Serie de casos

Alejandro Martín, Paula García, Juan María Morales Aizpun

Evaluación de los puntos gatillo miofasciales con ecografía: una metodología que combina vibración externa con “Power Doppler Imaging” y modo B

Pablo Herrero, Diego Lapuente Hernández, Teresa Blanco, Roberto Casas, Fermín Valera-Garrido, Francisco Minaya-Muñoz, José Gomes Monres, Eva María Gómez-Trullén

ESTUDIOS OBSERVACIONALES

Relación longitudinal entre discapacidad y factores psicosociales en pacientes con dolor cervical crónico inespecífico

Gorka Ortego Saiz, Enrique Lluch, Víctor Doménech-García

Cuantificación de la resolución temporal de los cambios ecográficos inducidos por gas tras la electrólisis percutánea en tejido tendinoso. Estudio cadavérico

Miguel Malo-Urriés, Jacobo Rodríguez-Sanz, Sergio Borrella-Andrés, Isabel Albarova-Corral, Izarbe Ríos-Asín, Carlos López-de-Celis

Análisis, uso y aplicación de la electrolisis percutánea ecoguiada: estudio transversal

Diego Aznar de la Cueva, Laura A. de la Cueva



DRY NEEDLING

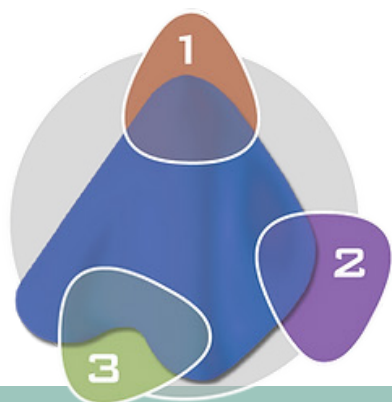
COURSES

Worldwide-Train with Experts



La técnica DNHS® es una técnica de punción seca con criterios diagnósticos y de aplicación específicos para el paciente neurológico, con el objetivo de disminuir la espasticidad y mejorar la funcionalidad. Se trata por tanto de una técnica perteneciente al campo de la Fisioterapia Invasiva, que engloba todas aquellas técnicas empleadas por el fisioterapeuta que requieren de una aguja para su aplicación local a través de la piel. La aguja puede utilizarse bien de forma aislada o combinada con otros agentes físicos, como la electricidad, en función de los objetivos diagnósticos o de tratamiento. Este conjunto de técnicas se diferencian de la fisioterapia convencional en que buscan una estimulación precisa que genere una serie de procesos biológicos conducentes a la reparación y/o regeneración del tejido lesionado o la neuromodulación a diferentes niveles.

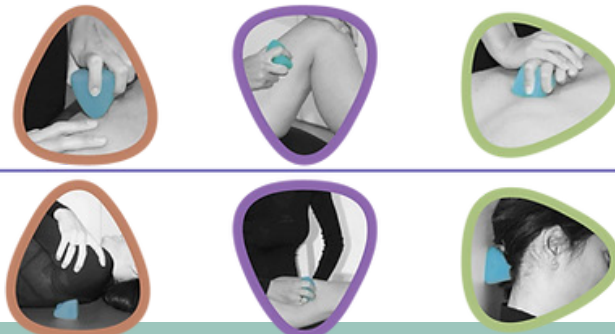
<https://www.dnhs.es/>



TRATAMIENTO DEL DOLOR PROVOCADO POR CONTRACTURAS MUSCULARES

PARA
EL **PROFESIONAL**
Y SUS **PACIENTES**

<https://3-tool.com>



Tu fisio siempre contigo

3TOOL es una herramienta portátil y fácil de usar. Diseñada para profesionales y pacientes permitiendo tratar las contracturas y sobrecargas musculares. Su innovación reside en un diseño que ofrece versatilidad para ser utilizado en diferentes regiones del cuerpo y para diferentes tipos de aplicaciones, gracias a sus 3 zonas de tratamiento.

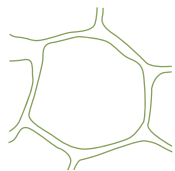
La plataforma para el seguimiento del paciente en fisioterapia

Comunicación clínica, seguimiento y acompañamiento fuera de la consulta.



El equipo editorial de la revista IPMM agradece la colaboración las siguientes entidades:





doi: 10.63360/ipmm.v1.e1

Editorial

Editorial vol. 1

Pablo Herrero^{1,2}   0000-0002-9201-0120

¹Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Fisioterapia y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009, Zaragoza, España.

²Grupo de investigación iHealthy, IIS Aragon, Universidad de Zaragoza, 50009, Zaragoza, España.

Estimados colegas:

Me enorgullece anunciar el lanzamiento de la revista Invasive Physiotherapy and Musculoskeletal Medicine, una innovadora revista científica revisada por pares dedicada al avance de nuestro campo. Nuestro número inaugural se publicará en enero de 2025, marcando una nueva era en la difusión de investigaciones pioneras y prácticas clínicas innovadoras.

Como Editor en Jefe, me siento honrado de liderar esta iniciativa, que aspira a convertirse en un referente en el mundo de la fisioterapia invasiva y la salud musculoesquelética. Nuestro compromiso es publicar investigación original de alta calidad y revisiones sistemáticas, garantizando que nuestros lectores tengan acceso a los descubrimientos científicos más rigurosos y de mayor impacto. Durante el primer año, nos centraremos exclusivamente en estos dos tipos de envíos para mantener los más altos estándares de excelencia académica y relevancia.

Me siento increíblemente afortunado de contar con el apoyo de estimados colegas como la Dra. Skorupska, el Dr. Ansari, el Dr. Bubnov, el Dr. Santafe y el Dr. Naghdi como parte de nuestro equipo editorial. Su experiencia y dedicación impulsarán sin duda nuestra revista hacia el reconocimiento internacional y contribuirán significativamente a su éxito. Su participación ejemplifica nuestro compromiso con la colaboración global y la excelencia.

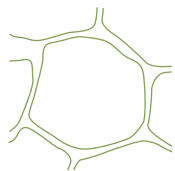
Estamos encantados de adoptar un enfoque bilingüe, aceptando y publicando artículos tanto en inglés como en español. Esta iniciativa refleja nuestra firme dedicación a fomentar una comunidad científica más inclusiva y diversa, derribando barreras lingüísticas y ampliando el alcance global de investigaciones valiosas.

Invasive Physiotherapy and Musculoskeletal Medicine ya está abierta a envíos, e invitamos cordialmente a investigadores, clínicos y académicos de todo el mundo a compartir con nosotros su trabajo innovador. Al contribuir a nuestra revista, pasan a formar parte de una plataforma dinámica dedicada al avance del conocimiento, la promoción de la innovación y la mejora de la atención al paciente en nuestro campo.

Les invito a visitar nuestro sitio web en <https://invasivephysiotherapy.com> para consultar nuestras directrices de envío y descubrir los recursos que hemos preparado para nuestros autores potenciales. Unamos esfuerzos para impulsar el crecimiento y desarrollo de la fisioterapia invasiva y la medicina musculoesquelética, transformando en última instancia los resultados de los pacientes y avanzando en nuestra profesión.

Únanse a nosotros en este emocionante camino. Juntos, podemos convertir “Invasive Physiotherapy and Musculoskeletal Medicine” en una voz líder en el campo. Esperamos con entusiasmo sus contribuciones y deseamos colaborar con ustedes.

Con pasión y compromiso.



doi: 10.63360/ipmm.v1.e4

Ensayo Controlado Aleatorizado

Efectividad de la electrolisis percutánea ecoguiada en comparación con la punción simulada en población con hernia de disco lumbar posterolateral: un ensayo piloto controlado aleatorizado

Juan Roberto Burgos-Regalado^{1,2}  0009-0004-4576-8870

Fermín Valera-Garrido^{3,4,5}  0000-0002-8867-2519

Francisco Minaya-Muñoz^{3,4}  0000-0002-6337-2501

Juan Nicolás Cuenca-Zaldívar^{6,7,8,9}  0000-0002-6787-3944

Diego Lapuente-Hernández^{10,11}   0000-0002-6506-6081

Alberto Carcasona-Otal^{10,11}  0009-0003-8000-7084

¹Universidad de La Laguna, 38200 Santa Cruz de Tenerife, España.

²U.D.Tenerife, 38616 Santa Cruz de Tenerife, España.

³MVClinic Institute, 28600 Madrid, España.

⁴Universidad CEU San Pablo, 28925 Madrid, España.

⁵Getafe C.F., Departamento de Fisioterapia Invasiva, 28903 Madrid, España.

⁶Universidad de Alcalá, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Departamento de Enfermería y Fisioterapia, Grupo de Investigación en Fisioterapia y Dolor, 28801 Alcalá de Henares, España.

⁷Grupo de Investigación en Enfermería y Cuidados de Salud, Instituto de Investigación Sanitaria Puerta de Hierro - Segovia de Arana (IDIPHISA), 28222 Majadahonda, España.

⁸Universidad Europea de Madrid, Facultad de Ciencias del Deporte, Grupo Interdisciplinar de Trastornos Musculoesqueléticos, 28670 Villaviciosa de Odón, España.

⁹Centro de Salud «El Abajón», 28231 Las Rozas de Madrid, España.

¹⁰Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

¹¹Grupo de investigación iHealthy, IIS Aragón, 50009 Zaragoza, España.

RESUMEN

Diseño del estudio: Se realizó un ensayo clínico piloto controlado, aleatorizado y simple ciego.

Participantes: 20 participantes con hernias discales lumbares posterolaterales confirmadas y síntomas neuropáticos del nervio tibial.

Intervenciones: El grupo de tratamiento recibió tres sesiones de electrolisis percutánea ecoguiada, mientras que el grupo de control se sometió a punción simulada.

Objetivos: Este estudio pretendió evaluar la eficacia de la electrolisis percutánea para reducir el dolor y mejorar la fuerza muscular en individuos con hernias discales lumbares posterolaterales en comparación con la aplicación de punción simulada.

Materiales y métodos: Se midió la intensidad del dolor mediante la escala visual analógica (EVA), los síntomas neuropáticos con el cuestionario Doleur Neuropatique 4 (DN4) y la fuerza muscular mediante tests manuales en isquiotibiales, tríceps sural y tibial posterior. Se realizaron mediciones antes de la primera sesión y cuatro semanas después de la tercera.

Resultados: El grupo de tratamiento mostró reducciones significativas en las puntuaciones de EVA y DN4 en comparación con el grupo control ($p < 0,001$). Se observaron mejoras de la fuerza muscular en los músculos tríceps sural y tibial posterior en el grupo de tratamiento ($p = 0,039$ y $p = 0,049$, respectivamente), mientras que no se encontraron diferencias significativas en los isquiotibiales ($p = 0,847$).

Conclusiones: La electrolisis percutánea del nervio tibial y los músculos multífidos se propone como un tratamiento eficaz para las discopatías lumbares, ofreciendo mejoras notables en el alivio del dolor y el aumento de la fuerza muscular respecto a la punción simulada. Estos resultados apoyan el uso de la electrolisis percutánea como una opción viable para el tratamiento de los síntomas asociados a las hernias discales lumbares posterolaterales.

Palabras clave: Discopatía Lumbar; Nervio Tibial; Electrolisis Percutánea Ecoguiada; Dolor; Fuerza Muscular; Ensayo Controlado Aleatorizado.

1. Introducción

Las discopatías lumbares se encuentran entre las causas más frecuentes de consulta médica en Europa y España⁽¹⁾. A nivel mundial, se estima que entre el 2-3 % de la población padece esta patología, la cual suele manifestarse con diversos síntomas, como hormigueo, sensación de ardor o escozor en la región posterior del miembro inferior, debilidad muscular significativa, dolor a lo largo del miembro o alodinia^(2,3). Entre las hernias discales lumbares, aquellas que presentan mayor incidencia son las que generan una mayor compresión en la zona posterolateral de los niveles vertebrales L4-L5 y L5-S1, provocando síntomas principalmente en el nervio tibial^(4,5). Este nervio es responsable de la inervación motora y sensitiva de la cara posterior de la rodilla, la pierna y la planta del pie. Asimismo, también contribuye a la inervación motora de la región posterior del muslo^(6,7).

Existen múltiples opciones terapéuticas para el tratamiento de esta patología, incluyendo intervenciones farmacológicas (como pregabalina, inhibidores de citocinas, analgésicos, relajantes musculares, corticosteroides, antiinflamatorios no esteroideos y vitamina B12, entre otros), bloqueos de raíces nerviosas, ablación por radiofrecuencia intradiscal o cirugía espinal, como la discectomía^(1,8-10). No obstante, durante décadas se ha investigado la aplicación de distintos enfoques conservadores en fisioterapia con el objetivo de evitar que los pacientes requieran estos procedimientos. Entre estos tratamientos se encuentran el ejercicio terapéutico, la descompresión axial, la estimulación eléctrica nerviosa transcutánea y la estimulación eléctrica periférica, los cuales han demostrado ser eficaces en el manejo de los síntomas asociados a las discopatías lumbares^(11,12).

A través de distintas corrientes eléctricas, aplicadas tanto de forma directa sobre el nervio mediante agujas (con el apoyo de la ecografía para guiar el procedimiento) como de manera no invasiva a lo largo del trayecto de los nervios afectados, la fisioterapia ha logrado mejorar la calidad de vida de personas con afectación nerviosa periférica de origen lumbar⁽¹³⁻¹⁶⁾. En esta línea, se ha comenzado a estudiar la aplicación de la electrolisis percutánea ecoguiada (electrolisis percutánea), una corriente galvánica continua (no térmica), en zonas de atrapamiento nervioso, como en el tendón proximal de los isquiotibiales y el nervio ciático o el nervio mediano en el túnel carpiano, mostrando resultados prometedores en la mejora de la función^(15,17,18). Este efecto parece deberse no solo a la respuesta localizada inducida (respuesta inflamatoria local, remodelación de la matriz extracelular y del tejido, entre otros), sino también al impacto directo de esta corriente en la modulación del procesamiento del dolor y del sistema nervioso autónomo. Esto ha llevado a reconsiderar la posibilidad de que dicha corriente pueda ser ca-

paz de despolarizar la sinapsis del nervio periférico y mejorar el estado de irritabilidad crónica presente en estos casos⁽¹⁹⁻²¹⁾.

Si bien Valera & Minaya⁽²²⁾ describieron un abordaje ecoguiado dirigido a la rama medial del ramo dorsal del nervio espinal para el tratamiento de neuropatías de origen periférico o metamérico a través de la musculatura multífida, hasta la fecha no se ha explorado la aplicación de la electrolisis percutánea en proximidad al nervio tibial. Esto resulta particularmente relevante dada la alta incidencia de afectación de este nervio en pacientes con discopatías lumbares^(4,5). Además, el ramo dorsal del nervio espinal y la musculatura multífida están estrechamente relacionados con la inervación de las articulaciones facetarias, los ligamentos y los mecanismos de estabilidad del segmento vertebral afectado^(23,24). En función de estas consideraciones, el objetivo principal de este estudio fue evaluar la efectividad de la electrolisis percutánea sobre el nervio tibial y la musculatura multífida para la reducción del dolor y el aumento de la fuerza muscular en individuos con hernias discales lumbares posterolaterales en los niveles L4-L5 o L5-S1, en comparación con la punción simulada.

2. Materiales y Métodos

2.1 Diseño de estudio

Se llevó a cabo un ensayo clínico piloto, aleatorizado, controlado con placebo y con enmascaramiento simple ciego sobre la aplicación de la electrolisis percutánea en comparación con la punción simulada en el nervio tibial de pacientes con hernia discal posterolateral en los niveles L4-L5 o L5-S1. El estudio siguió las directrices de la declaración Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) y todos los procedimientos fueron aplicados conforme a la Declaración de Helsinki. El estudio fue registrado en Clinical Trials (NCT06569069).

La muestra de participantes se seleccionó a través de clínicas privadas de fisioterapia con acuerdos con centros de neurocirugía en Madrid, entre el 1 de abril y el 1 de mayo de 2021. Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad CEU San Pablo (531/21/TFM). Todos los participantes firmaron el consentimiento informado por escrito para su participación en el estudio y fueron informados sobre los protocolos que se llevarían a cabo en cada grupo antes del inicio de la investigación.

2.2 Participantes

Se estudiaron participantes de ambos sexos, con edades comprendidas entre 18 y 60 años, que cumplieran los siguientes criterios de elegibilidad. Por un lado, los criterios de inclusión fueron: a) pruebas de Lasègue y/o Bragard positivas; b) presencia de hernia discal posterolateral en el segmento vertebral L4-L5 y/o L5-S1, diagnosticada mediante resonancia magnética al menos tres meses después del inicio de los síntomas; y c) presencia de síntomas neuropáticos en el trayecto del nervio tibial. Por otro lado, los criterios de exclusión fueron: a) belonefobia (miedo a las agujas); b) patologías cardiovasculares o neurológicas de relevancia médica; c) antecedentes de cirugía en la región lumbar; d) embarazo; e) tratamiento oncológico reciente o en curso (durante al menos los últimos seis meses); y f) escasa ecogenicidad en la imagen ecográfica de las áreas a tratar, siguiendo las recomendaciones de Valera & Minaya⁽²²⁾.

2.3 Intervenciones

La muestra se aleatorizó en dos grupos de diez participantes mediante el programa "List Randomizer". En el grupo de tratamiento se aplicó electrolisis percutánea, mientras que en el grupo control se realizó un tratamiento de punción simulada. Se proporcionó a los participantes información detallada sobre ambas modalidades de tratamiento; sin embargo, permanecieron cegados respecto a la intervención específica que recibirían con el fin de minimizar posibles sesgos.

2.3.1. Grupo de electrolisis percutánea

La electrolisis percutánea se aplicó con el participante en posición prono y el terapeuta ubicado en el lado homolateral afectado. El procedimiento se realizó utilizando el ecógrafo "General Electric Logic e BT12" y un transductor lineal 12L-RS.

En primer lugar, se abordó el músculo multifido profundo, cercano a la rama medial del ramo dorsal (niveles espinales L4-L5 o L5-S1), siguiendo el protocolo descrito por Valera & Minaya⁽²²⁾. Con una vista transversal de los músculos multifidos y la vértebra lumbar del segmento afectado, la aguja se insertó en eje corto con una inclinación de 80° o en eje largo con una inclinación de 45° con respecto a la piel, dependiendo de la presencia de vasos en la zona (Figura 1). Posteriormente, para el tratamiento del nervio tibial en la región poplítea, se realizó una vista transversal del nervio tibial a lo largo de su trayecto en dicha región, con una inserción de la aguja en eje largo a 45° con respecto a la piel (Figura 2).

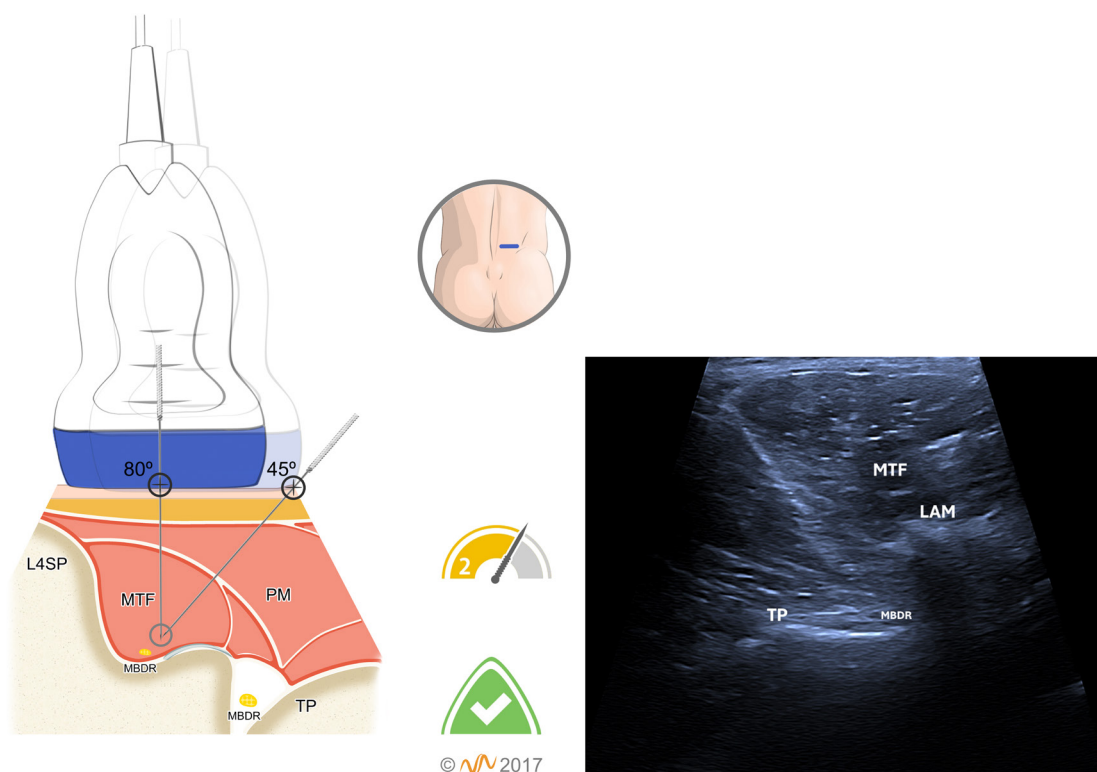


Figura 1. Abordaje de la rama medial del ramo dorsal a través del músculo multifido. LAM: lámina; MBDR: rama medial del ramo dorsal (del inglés: medial branch of the dorsal ramus); MTF: músculos multifidos; PM: músculos paravertebrales (del inglés: paraspinal muscles); TP: proceso transverso (del inglés: transverse process).

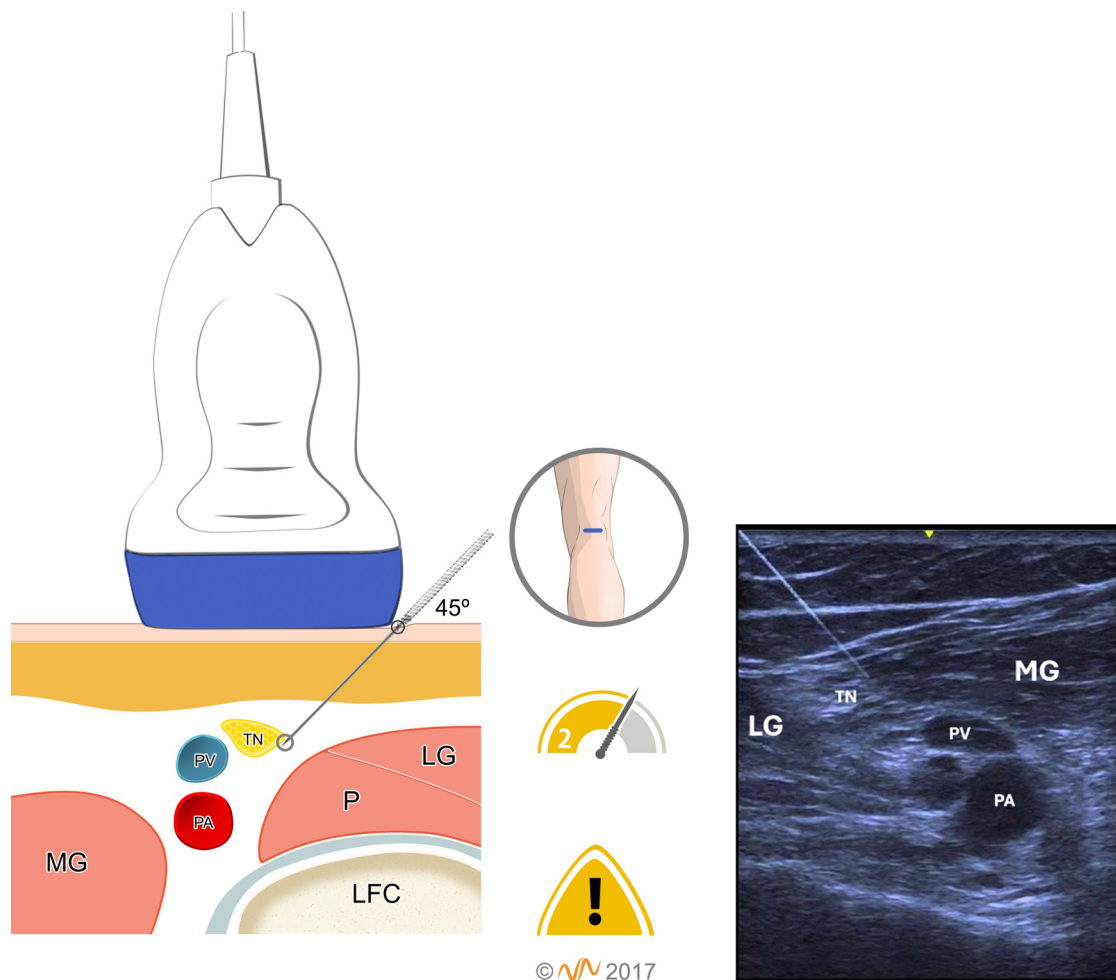


Figura 2. Abordaje del nervio tibial en la región poplítea. LFC: cóndilo femoral lateral (del inglés: lateral femoral epicondyle); LG: gastrocnemio lateral (del inglés: lateral gastrocnemius); MG: gastrocnemio medial (del inglés: medial gastrocnemius); P: músculo plantar; PA: arteria poplítea (del inglés: popliteal artery); PV: vena poplítea (del inglés: popliteal vein); TN: nervio tibial (del inglés: tibial nerve).

En ambas áreas, la electrolisis percutánea se aplicó con un dispositivo específico (Physio Invasiva® 2.0, PRIM, Madrid, España). Para la región lumbar se utilizaron agujas de 0,30 x 40 mm, 50 mm o 60 mm (Agupunt®), dependiendo de la profundidad de la estructura en cada participante. Para la región poplítea se emplearon agujas de 0,30 x 30 mm (Agupunt®) en todos los participantes. La electrolisis percutánea se realizó con una intensidad (I) de 1,5 mA, durante un tiempo (T) de 3 segundos y en tres impactos (I) (1,5:3:3) (I:T:I), siguiendo el protocolo de Valera & Minaya⁽²²⁾.

Los participantes del grupo de tratamiento recibieron tres sesiones de electrolisis percutánea, con una periodicidad de 1:7:14⁽²²⁾, lo que significa que transcurrieron siete días entre la primera y la segunda sesión, y 14 días entre la segunda y la tercera sesión. Cabe destacar que dos participantes no recibieron la tercera sesión debido a la resolución completa de los síntomas de dolor.

2.3.2 Punción simulada

Los participantes del grupo control también fueron tratados en posición prono. Se aplicó el tratamiento de punción simulada utilizando seis agujas "Agupunt®" de 0,16 x 25 mm. Estas agujas se insertaron superficialmente en las siguientes regiones: 1) parte lateral de la zona lumbar

(L3-L4); 2) región glútea lateral; 3) trocánter mayor; 4) parte lateral del tercio distal del muslo; 5) cabeza del peroné; y 6) parte lateral de la pierna en su tercio medio. Las agujas se dejaron subcutáneamente de forma superficial durante 15 minutos, realizando este abordaje en tres sesiones diferentes, nuevamente siguiendo una periodicidad de 1:7:14 días.

2.4 Variables y Herramientas de Medición

Se obtuvieron datos sociodemográficos como la edad, el género, el tiempo de evolución y el lado patológico de cada participante. En cada grupo, se evaluaron las diferentes variables en dos momentos distintos: justo antes de la primera sesión y cuatro semanas después de la tercera sesión. Estas variables fueron:

- Intensidad del dolor lumbar. Se evaluó mediante la Escala Visual Analógica (EVA), en la que el participante describe, de 0 (ausencia total de dolor) a 10 (dolor insoportable), la percepción del dolor en relación con la región lumbar y el miembro inferior^(8,25).
- Síntomas neuropáticos. Se evaluaron con el cuestionario Doleur Neuropatique 4 (DN4), que consta de diez preguntas asociadas a los diferentes síntomas comunes del dolor neuropático, puntuados de 0 a 10 según los síntomas que el paciente identifica como propios de su día a día (confirmando la presencia de síntomas como hormigueo en el miembro inferior, ardor, parestesias, hipoestesia al tacto o al roce, etc.)^(26,27).
- Fuerza muscular. Se evaluó en los músculos isquiotibiales, tríceps sural y tibial posterior mediante tests manuales de fuerza muscular (MMT, por sus siglas en inglés: manual muscle testing). El MMT es el método clínico más utilizado para la evaluación de la fuerza muscular. Clasifica la fuerza muscular según la capacidad de un músculo para actuar contra la gravedad o la resistencia ofrecida por el examinador. Esta escala puntúa de 0 a 5 la fuerza muscular de cada grupo muscular solicitado mediante una contracción concéntrica resistida por el evaluador, siendo "0" la ausencia absoluta de contracción muscular (no se siente) y "5" la preservación de la fuerza muscular contra la resistencia a lo largo de todo el rango de movimiento posible⁽²⁸⁾. En este estudio, la prueba se realizó colocando al paciente en posición prono:
 - Músculos isquiotibiales. Se evaluaron desde la extensión total de la rodilla, pidiéndose al paciente que flexionara la rodilla al máximo y resistiera la contracción desde el inicio.
 - Músculo tríceps sural. Se evaluó en la misma posición, pero con los pies fuera de la camilla, rodilla completamente extendida y el tobillo en posición neutral relajada. Se pidió al paciente que realizara una flexión plantar máxima, la cual fue resistida desde el inicio de la activación muscular.
 - Músculo tibial posterior. Se evaluó nuevamente con los pies fuera de la camilla y con la rodilla completamente extendida. En esta ocasión, se solicitó una flexión plantar con máxima inversión del pie.

2.5 Análisis Estadístico

El análisis estadístico se realizó con R Ver. 4.1.3. (R Foundation for Statistical Computing, Institute for Statistics and Mathematics, Welthandelsplatz 1, 1020 Viena, Austria). El nivel de significancia se estableció en $p < 0.05$. Las variables cualitativas se describieron en valores absolutos y frecuencias, mientras que las variables cuantitativas se presentaron con la media y desviación estándar. Se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk en cada grupo para evaluar la distribución de las

variables. La presencia de diferencias basales se verificó mediante la prueba t de Student (tras comprobar la suposición de homogeneidad de varianzas con el test de Levene) o con la prueba U de Mann-Whitney para las variables cuantitativas, según su distribución, y la prueba exacta de Fisher para las variables cualitativas. Las variables de estudio se analizaron utilizando un análisis robusto permutacional de covarianza (ANCOVA)⁽²⁹⁾ de medidas repetidas con un modelo 2x2, considerando el tiempo (basal y post-tratamiento) como un factor intra- sujetos y el grupo (tratamiento y control) como un factor entre sujetos, utilizando los valores basales como covariable para determinar los efectos del tratamiento. El tamaño del efecto se calculó con el estadístico no paramétrico $r^{(30)}$, definido como pequeño (<0.40), moderado ($0.4-0.6$) y grande (>0.6). En las variables con diferencias significativas, se calcularon las medias marginales ajustadas por los valores basales en cada grupo. La potencia final del estudio se calculó utilizando los datos de la EVA post-tratamiento ajustados por los valores basales.

3. Resultados

De los 31 participantes reclutados, 20 fueron finalmente incluidos en el estudio. Las razones de exclusión fueron cirugía lumbar (4 participantes), baja ecogenicidad de las áreas a tratar (3 participantes), belonefobia (3 participantes) y embarazo (1 participante) (Figura 3). Los pacientes seleccionados fueron aleatorizados en dos grupos de estudio: el grupo control ($n=10$, 5 hombres y 5 mujeres, edad media 46.42 ± 7.60 años) que recibió punción simulada, y el grupo de tratamiento ($n=10$, 4 hombres y 6 mujeres, edad media 48.82 ± 9.47 años) que recibió electrolisis percutánea (Figura 3). No se encontraron diferencias significativas basales entre los grupos en cuanto a variables demográficas y clínicas (Tabla 1).

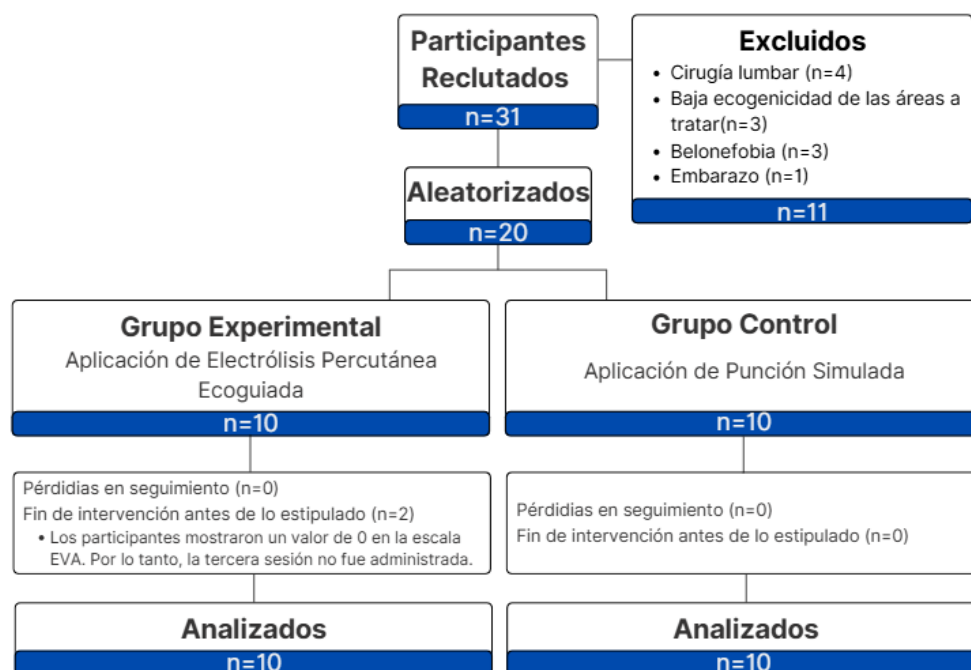


Figura 3. Diagrama de flujo de participantes.

Tabla 1. Valores basales. Variables de estudio y sociodemográficas.

Variable	Electrolisis percutánea	Punción Simulada	Test de Levene (P valor)	P valor ^a
N (hombres/mujeres)	10 (4/6)	10 (5/5)		>0.999
Edad (años)	48.80±9.47	48.80±9.65	>0.999	>0.999
Lado afectado (izquierdo/derecho)	7/3	6/4		>0.999
Tiempo de evolución (meses)	31.30±32.08	24.30±21.76		0.820
Sesiones completadas	2.80±0.42	3.00±0.00		0.146
Dolor lumbar (EVA)	7.20±1.14	6.50±1.43	0.466	0.242
Síntomas neuropáticos (DN4)	5.88±1.48	5.20±1.93	0.526	0.389
Fuerza isquiotibiales (MMT)	4.22±0.64	3.75±0.44	0.407	0.069
Fuerza tríceps sural (MMT)	3.65±0.54	4.00±0.50	0.244	0.151
Fuerza tibial posterior (MMT)	3.40±0.49	3.42±0.47		0.725

Los datos se presentan como media y desviación estándar para las variables cuantitativas y como frecuencias para las variables cualitativas. DN4: cuestionario de dolor neuropático 4; MMT: test manual de fuerza muscular (del inglés: manual muscle testing); EVA: escala visual analógica; ^a Prueba t de Student; * Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$).

3.1 Intensidad del dolor lumbar (EVA)

Se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos en la intensidad del dolor lumbar evaluada mediante la EVA. Tras la aplicación del tratamiento, los participantes presentaron valores más bajos en la media ajustada por datos basales en el grupo de tratamiento en comparación con el grupo control [0.783 95%IC(-0.095, 1.66) vs. 6.617 95%IC(5.74, 7.495)] (Tabla 2 y Figura 4). Basado en los datos post-tratamiento de la EVA ajustados a los valores basales, la potencia final del estudio fue del 100%.

Tabla 2. Datos descriptivos y diferencias entre grupos para las variables clínicas.

Variable	Datos Descriptivos				Diferencia media post-tratamiento entre grupos (95%IC)	P valor ^a	Tamaño de Efecto ^b (95%IC); interpretation
	Electrolisis percutánea		Punción Simulada				
	Pre-Tratamiento	Post-Tratamiento	Pre-Tratamiento	Post-Tratamiento			
Dolor lumbar (EVA)	7.20±1.14	1.10±1.73	6.50±1.43	6.30±1.70	-5.20 (-6.81, -3.59)	F(1)=94.7 p<0.001*	0.96 (0.91,1); grande
Síntomas neuropáticos (DN4)	5.88±1.48	0.70±1.06	5.20±1.93	5.10±1.97	-4.40 (-5.92, -2.88)	F(1)=154.87 p<0.001*	1 (0.90,1); grande
Fuerza isquiotibiales (MMT)	4.22±0.64	4.22±0.51	3.75±0.44	3.85±0.59	0.38 (-0.14, 0.89)	F(1)=0.04 p=0.847	0.43 (0.02,1); moderado
Fuerza tríceps sural (MMT)	3.65±0.54	3.95±0.37	4.00±0.50	3.98±0.49	-0.03 (-0.44, 0.39)	F(1)=5.02 p=0.039*	0.50 (0.10,1); moderado
Fuerza tibial posterior (MMT)	3.40±0.49	3.55±0.50	3.42±0.47	3.40±0.49	0.15 (-0.31, 0.61)	F(1)=4.48 p=0.049*	0.48 (0.24,1); moderado

Los datos se presentan como media y desviación estándar. IC: intervalo de confianza; DN4: cuestionario de dolor neuropático 4; MMT: test manual de fuerza muscular (del inglés: manual muscle testing); EVA: escala visual analógica; ^a ANCOVA; ^b r no paramétrico; * Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$).

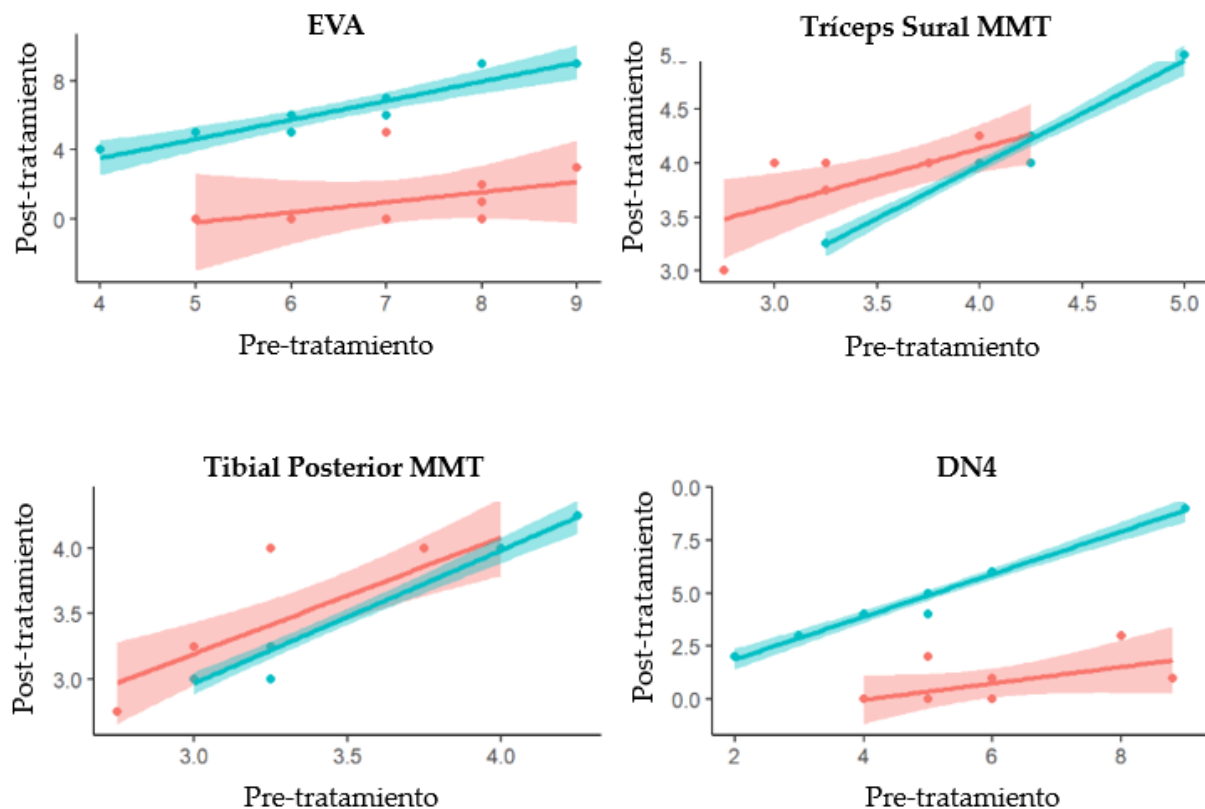


Figura 4. Diagramas de dispersión de las variables con diferencias significativas entre los grupos. DN4: cuestionario de dolor neuropático 4; EVA: escala visual analógica; MMT: test manual de fuerza muscular (del inglés: manual muscle testing). El rojo se refiere al grupo de electrodermis percutánea, mientras que el azul se refiere al grupo de punción simulada.

3.2 Síntomas neuropáticos (DN4)

Se observaron diferencias significativas entre los dos grupos en las puntuaciones post-tratamiento del cuestionario DN4. Los participantes en el grupo de tratamiento presentaron valores más bajos en la media ajustada por los datos basales en comparación con el grupo control [0.44 95%IC(-0.149, 1.02) vs. 5.36 95%IC(4.78, 5.95)] (Tabla 2 y Figura 4).

3.3 Fuerza muscular (MMT)

La fuerza muscular se evaluó mediante el MMT en diferentes músculos de las extremidades inferiores. Por un lado, el análisis estadístico no mostró diferencias significativas entre los grupos en el MMT de los isquiotibiales. Por otro lado, se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos en el MMT de los músculos triceps surae y tibialis posterior; tras la intervención, los participantes presentaron valores más altos en la media ajustada por los datos basales en el grupo de tratamiento en comparación con el grupo control [4.08 95%IC(3.93, 4.23) vs. 3.85 95%IC(3.70, 4.00)] y [3.56 95%IC(3.44, 3.69) vs. 3.39 95%IC(3.27, 3.51)] respectivamente (Tabla 2 y Figura 4).

4. Discusión

Hasta la fecha, no existen estudios que hayan evaluado la efectividad de la electrolisis percutánea en pacientes con hernia discal lumbar posterolateral y síntomas del nervio tibial. El hallazgo principal de este estudio fue la mejora significativa en el dolor y la fuerza muscular observada en los participantes que recibieron electrolisis percutánea en comparación con aquellos en el grupo de punción simulada.

En cuanto a la reducción del dolor, nuestros resultados demostraron que el grupo que recibió electrolisis percutánea experimentó cambios sustanciales tanto en la EVA como en el cuestionario DN4. Cabe destacar que el 20% de los participantes en el grupo de intervención no necesitaron una tercera sesión debido a la resolución completa de sus síntomas. Este efecto analgésico sustancial puede atribuirse a la aplicación de corriente galvánica que estimula el sistema nervioso autónomo⁽²¹⁾, reduciendo así el dolor asociado a la compresión nerviosa por la hernia discal posterolateral. Además, considerando los mecanismos de sensibilización central y periférica causados por las hernias discales⁽³¹⁾, el tratamiento dirigido a los segmentos espinales afectados (L4-L5 o L5-S1) y a la estructura periférica sensibilizada (nervio tibial en la región poplíteo) probablemente contribuyó a la mejora sintomática observada en este estudio.

En comparación con la literatura existente, Plaza y cols.⁽³²⁾ investigaron la efectividad de combinar ejercicios neurodinámicos del nervio ciático con ejercicios de control motor frente a los ejercicios de control motor aislados en individuos con hernia lumbar (L4-S1). Sus hallazgos, aunque significativos, mostraron una menor intensidad de dolor basal en el grupo experimental en comparación con nuestro estudio (5.9 ± 1.4 frente a 7.20 ± 1.14). A pesar de esto, nuestra intervención logró una mayor reducción en la intensidad del dolor post-tratamiento (2.5 ± 0.8 frente a 1.10 ± 1.73). Estos resultados sugieren que la electrolisis percutánea podría ser más efectiva que las intervenciones basadas en ejercicios para reducir el dolor asociado con las hernias discales lumbares, aunque se necesitan más estudios para corroborar esta hipótesis.

Los síntomas neuropáticos, que suelen ser un aspecto desafiante de la hernia discal lumbar, también fueron tratados de manera efectiva en nuestro estudio. La evidencia existente sobre intervenciones invasivas no farmacológicas para el dolor neuropático es limitada. Sin embargo, Guner & Ozcete (2023)⁽³³⁾ evaluaron el impacto de la punción seca guiada por ecografía frente a un protocolo de ejercicio físico en individuos con síndrome del músculo piriforme, demostrando una reducción de los síntomas neuropáticos medidos por el cuestionario DN4. De manera similar, nuestro estudio encontró que la electrolisis percutánea reduce significativamente los síntomas neuropáticos en pacientes con hernia discal lumbar posterolateral. Estos hallazgos respaldan el potencial de las intervenciones invasivas no farmacológicas para el manejo de síntomas neuropáticos en diferentes condiciones, destacando la seguridad y precisión de estos enfoques cuando son guiados por ecografía, como lo demuestra un estudio reciente que aplicó procedimientos invasivos a la parte posterolateral de los discos intervertebrales lumbares⁽³⁴⁾.

Los resultados de fuerza muscular en este estudio revelaron que la electrolisis percutánea mejoró significativamente la fuerza de los músculos tibial posterior y tríceps sural, aunque no se observaron cambios significativos en la fuerza de los isquiotibiales. Esta discrepancia ofrece incógnitas sobre la efectividad del protocolo de intervención para mejorar la fuerza muscular.

Una posible explicación para la falta de aumento notable de fuerza observada en nuestro estudio podría estar relacionada con el lugar de estimulación. Específicamente, la intervención propuesta indujo principalmente efectos localizados en la región lumbar y efectos distales a nivel del nervio tibial, pero no se dirigió directamente al nervio ciático a nivel del muslo. Además, la evidencia de estudios previos^(13,35) sugiere que los efectos observados en nuestro estudio podrían potenciarse combinando la electrolisis percutánea con corrientes eléctricas de baja frecuencia. Por ejemplo, Yu y cols.⁽³⁵⁾ observaron aumentos significativos en la fuerza de los extensores lumbares después de un protocolo de electroacupuntura (2Hz/16Hz, 5-8 mA) en pacientes con hernia discal lumbar, mientras que Álvarez-Prats y cols.⁽¹³⁾ informaron mejoras sustanciales en la fuerza de los cuádriceps después de la aplicación de neuromodulación percutánea (diez estimulaciones de 10 segundos a 10 Hz) dirigidas al nervio femoral.

Además, un aspecto a considerar en nuestro estudio es que se les indicó a los participantes que se abstuvieran de realizar actividad física intensa durante el período de intervención, lo que probablemente limitó su capacidad para ganar fuerza muscular. Por lo tanto, aunque intervenciones como la electrolisis percutánea pueden ser un valioso complemento al entrenamiento de fuerza, posiblemente debido a su papel en la modulación del dolor, que podría contribuir indirectamente a una mejora en la fuerza muscular, no deben considerarse un sustituto.

Este estudio tiene varias limitaciones que deben ser reconocidas. En primer lugar, la comparación de la electrolisis percutánea se realizó únicamente contra un grupo control simulado. Este enfoque puede no captar completamente la eficacia relativa del tratamiento, ya que no permite una comparación directa con otras modalidades terapéuticas. Además, aunque la potencia estadística del estudio fue calculada a posteriori y arrojó resultados sólidos, estos deben interpretarse con cautela, ya que el tamaño de la muestra no fue calculado a priori. Es importante destacar que este estudio no recopiló datos sistemáticos sobre el historial médico de los participantes o el uso de medicamentos que podrían influir en los resultados, como la diabetes mellitus o el pregabalín, ambos conocidos por afectar al dolor neuropático. Otra limitación tiene que ver con el momento de la recolección de datos. Las evaluaciones se realizaron cuatro semanas después de la última sesión de tratamiento en lugar de inmediatamente después. Esta brecha temporal limita nuestra capacidad para determinar cuándo ocurrieron las mejoras observadas. No está claro si estas mejoras fueron inmediatas y luego disminuyeron con el tiempo o si fue necesario un período de latencia para que se manifestaran diferencias significativas entre los tratamientos. Además, el corto período de seguimiento limita la capacidad del estudio para evaluar los efectos a largo plazo y la durabilidad del tratamiento. Por último, el MMT como método principal para evaluar la fuerza muscular en lugar de una herramienta más precisa y objetiva como la dinamometría es también una limitación, además del hecho de que la evaluación de la fuerza muscular con MMT se basa en movimientos articulares que implican la acción coordinada de múltiples músculos.

Para abordar estas limitaciones y proporcionar una evaluación más completa de la electrolisis percutánea como opción terapéutica para pacientes con hernia discal lumbar posterolateral y síntomas asociados al nervio tibial, futuras investigaciones deberían incorporar varios elementos clave. Los estudios comparativos deberían incluir no solo controles simulados, sino también otras formas de estimulación eléctrica, así como tratamientos establecidos como intervenciones farmacológicas, quirúrgicas y de fisioterapia, incluidos ejercicio físico y movilización

neurodinámica. Tales estudios ofrecerían una comprensión más clara de la eficacia relativa de la electrolisis percutánea en esta patología. Además, futuras investigaciones deberían explorar si la estimulación directa del nervio ciático a nivel del muslo o la combinación de la electrolisis percutánea con corrientes eléctricas de baja frecuencia representan un enfoque más efectivo para mejorar la fuerza muscular en individuos con hernia discal lumbar posterolateral. Las evaluaciones deberían realizarse inmediatamente después de cada sesión de tratamiento para hacer un mejor seguimiento de la progresión de los efectos terapéuticos. Este enfoque ayudaría a determinar el número óptimo de sesiones necesarias para generar el máximo beneficio, optimizando así el protocolo de intervención. Serían necesarios ensayos multicéntricos y más grandes que involucren poblaciones diversas para validar los hallazgos y mejorar su generalización. Además, en futuras investigaciones se deberían incluir períodos de seguimiento más largos para evaluar la sostenibilidad a largo plazo de los beneficios terapéuticos observados en este estudio.

5. Conclusiones

La electrolisis percutánea del nervio tibial y los músculos multifidos es una intervención efectiva para reducir la intensidad del dolor y los síntomas neuropáticos en individuos con hernias discales posterolaterales L4-L5-S1. Esta técnica también mejora la fuerza muscular, particularmente en los músculos triceps sural y tibial posterior. Como procedimiento mínimamente invasivo, ofrece una alternativa potencial a tratamientos más invasivos. Sin embargo, se requieren más investigaciones para confirmar estos resultados, identificar la metodología más efectiva para la aplicación de la electrolisis percutánea en esta patología y evaluar los resultados a largo plazo y la aplicabilidad más amplia de esta técnica.

Referencias

1. Díez García MA, Beika Mentxaca I, Herrero Erquíñigo JL. Lumbalgia y ciática, prevención. Farm Prof. 2003;17.
2. Karademir M, Eser O, Karavelioglu E. Adolescent lumbar disc herniation: Impact, diagnosis, and treatment. J Back Musculoskelet Rehabil. 2017;30. <https://doi.org/10.3233/bmr-160572>
3. Benzakour T, Igoumenou V, Mavrogenis AF, Benzakour A. Current concepts for lumbar disc herniation. Int Orthop. 2019;43. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-4247-6>
4. Van Zantvoort A, Setz M, Hoogveen A, van Eerten P, Scheltinga M. Chronic lower leg pain: entrapment of common peroneal nerve or tibial nerve. Unfallchirurg. 2020;123. <https://doi.org/10.1007/s00113-019-0645-5>
5. Khan JM, McKinney D, Basques BA, Louie PK, Carroll D, Paul J, et al. Clinical Presentation and Outcomes of Patients With a Lumbar Far Lateral Herniated Nucleus Pulposus as Compared to Those With a Central or Paracentral Herniation. Glob Spine J. 2019;9. <https://doi.org/10.1177/2192568218800055>
6. Develi S. Trifurcation of the tibial nerve within the tarsal tunnel. Surg Radiol Anat. 2018;40. <https://doi.org/10.1007/s00276-017-1948-2>
7. Moretti E, Silva IB, Boaviagem A, Barbosa L, Lima AMJ de, Lemos A. "Posterior Tibial Nerve" or "Tibial Nerve"? Improving the reporting in health papers. Neurourol Urodyn. 2020;39. <https://doi.org/10.1002/nau.24250>

8. Zub LW, Szymczyk M, Pokryszko-Dragan A, Bilińska M. Evaluation of pain in patients with lumbar disc surgery using VAS scale and quantitative sensory testing. *Adv Clin Exp Med Off Organ Wroclaw Med Univ.* 2013;22.
9. Silverman ER, Vydyanathan A, Gritsenko K, Shaparin N, Singh N, Downie SA, et al. The Anatomic Relationship of the Tibial Nerve to the Common Peroneal Nerve in the Popliteal Fossa: Implications for Selective Tibial Nerve Block in Total Knee Arthroplasty. *Pain Res Manag.* 2017;2017. <https://doi.org/10.1155/2017/7250181>
10. Medina-Pérez JJ, Vega-Rosas A, Coubert-Pelayo SG, Rosas-Barcelo LS. Cooled Radiofrequency Treatment for Radicular Pain Related to Lumbar Disc Herniation. *Cureus.* 2023;15. <https://doi.org/10.7759/cureus.46255>
11. Ramírez-García I, Blanco-Ratto L, Kauffmann S, Carralero-Martínez A, Sánchez E. Efficacy of transcutaneous stimulation of the posterior tibial nerve compared to percutaneous stimulation in idiopathic overactive bladder syndrome: Randomized control trial. *Neurourol Urodyn.* 2019;38. <https://doi.org/10.1002/nau.23843>
12. Scaldazza CV, Morosetti C, Giampieretti R, Lorenzetti R, Baroni M. Percutaneous tibial nerve stimulation versus electrical stimulation with pelvic floor muscle training for overactive bladder syndrome in women: results of a randomized controlled study. *Int Braz J Urol.* 2017;43. <https://doi.org/10.1590/s1677-5538.ibju.2015.0719>
13. Álvarez-Prats D, Carvajal-Fernández Ó, Pérez-Mallada N, Minaya-Muñoz F. Changes in Maximal Isometric Quadriceps Strength after the Application of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation of the Femoral Nerve: A Case Series. *J Invasive Tech Phys Ther.* 2019;2. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0039-1688551>
14. Jimenez S, Mordillo-Mateos L, Dileone M, Campolo M, Carrasco-Lopez C, Moitinho-Ferreira F, et al. Effects of patterned peripheral nerve stimulation on soleus spinal motor neuron excitability. *PloS One.* 2018;13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0192471>
15. Mattiussi G, Moreno C. Treatment of proximal hamstring tendinopathy-related sciatic nerve entrapment: presentation of an ultrasound-guided “Intratissue Percutaneous Electrolysis” application. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2016;6. <https://doi.org/10.11138/mltj/2016.6.2.248>
16. Kroeling P, Gross A, Graham N, Burnie SJ, Szeto G, Goldsmith CH, et al. Electrotherapy for neck pain. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;2013. <https://doi.org/10.1002/14651858.cd004251.pub5>
17. Margalef R, Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Bosque M, Ortiz N, Santafe MM. Percutaneous Needle Electrolysis Reverses Neurographic Signs of Nerve Entrapment by Induced Fibrosis in Mice. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2020;2020. <https://doi.org/10.1155/2020/6615563>
18. Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Sánchez-Ibáñez JM. Cambios clínicos en el síndrome del túnel del carpo con la aplicación de la electrolisis percutánea. *Fisioter calid vida.* 2011;14.
19. Rodríguez-Sanz J, Rodríguez-Rodríguez S, López-de-Celis C, Malo-Urriés M, Pérez-Amodio S, Pérez-Antoñanzas R, et al. Biological and Cellular Effects of Percutaneous Electrolysis: A Systematic Review. *Biomedicines.* 2024; 12. <https://doi.org/10.3390/biomedicines12122818>
20. Varela-Rodríguez S, Sánchez-Sánchez JL, Velasco E, Delicado-Miralles M, Sánchez-González JL. Endogenous Pain Modulation in Response to a Single Session of Percutaneous Electrolysis in Healthy Population: A Double-Blinded Randomized Clinical Trial. *J Clin Med.* 2022;11. <https://doi.org/10.3390/jcm11102889>

21. García Bermejo P, De la Cruz Torres B, Naranjo Orellana J, Albornoz Cabello M. Autonomic Responses to Ultrasound-Guided Percutaneous Needle Electrolysis: Effect of Needle Puncture or Electrical Current? *J Altern Complement Med*. 2018;24. <https://doi.org/10.1089/acm.2016.0339>
22. Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F. *Fisioterapia invasiva*. 2nd Edition. Madrid: Elsevier; 2016.
23. Bogduk N. The innervation of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983; 8. <https://doi.org/10.1097/00007632-198304000-00009>
24. Liu Z, Chen J, Fang D, Xu Y, Zhou X, Zheng Z, et al. Anatomical Observation and Clinical Significance of the Medial Branch of the Lumbar Dorsal Rami. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2024; 49. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000004975>
25. Delgado DA, Lambert BS, Boutris N, McCulloch PC, Robbins AB, Moreno MR, et al. Validation of Digital Visual Analog Scale Pain Scoring With a Traditional Paper-based Visual Analog Scale in Adults. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*. 2018;2. <https://doi.org/10.5435/jaaosglobal-d-17-00088>
26. Aho T, Mustonen L, Kalso E, Harno H. Douleur Neuropathique 4 (DN4) stratifies possible and definite neuropathic pain after surgical peripheral nerve lesion. *Eur J Pain Lond Engl*. 2020;24. <https://doi.org/10.1002/ejp.1498>
27. VanDenKerkhof EG, Stitt L, Clark AJ, Gordon A, Lynch M, Morley-Forster PK, et al. Sensitivity of the DN4 in Screening for Neuropathic Pain Syndromes. *Clin J Pain*. 2018;34. <https://doi.org/10.1097/ajp.0000000000000512>
28. Conable KM, Rosner AL. A narrative review of manual muscle testing and implications for muscle testing research. *J Chiropr Med* 2011;10. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2011.04.001>
29. Koller M, Stahel WA. Sharpening Wald-type inference in robust regression for small samples. *Comput Stat Data Anal*. 2011;55. <https://doi.org/10.1016/j.csda.2011.02.014>
30. Hunter JE, Schmidt FL. *Meta-Analytic Procedures for Social Research*. 2nd ed. Thousand Oaks, CA: SAGE Publications; 1991.
31. Huang Y, Li Y, Zhong X, Hu Y, Liu P, Zhao Y, et al. Src-family kinases activation in spinal microglia contributes to central sensitization and chronic pain after lumbar disc herniation. *Mol Pain*. 2017;13. <https://doi.org/10.1177/1744806917733637>
32. Plaza-Manzano G, Cancela-Cilleruelo I, Fernández-de-Las-Peñas C, Cleland JA, Arias-Burúa JL, Thoomes-de-Graaf M, et al. Effects of Adding a Neurodynamic Mobilization to Motor Control Training in Patients With Lumbar Radiculopathy Due to Disc Herniation: A Randomized Clinical Trial. *Am J Phys Med Rehabil*. 2020;99. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000001295>
33. Guner D, Ozcete ZA. Evaluation of the Efficacy of Ultrasound-Guided Dry Needling Therapy and Exercise in Piriformis Muscle Syndrome. *Cureus* 2023;15. <https://doi.org/10.7759/cureus.43804>
34. Rodríguez-Sanz J, Borrella-Andrés S, López-de-Celis C, Albarova-Corral I, Pérez-Bellmunt A, Bueno-Gracia E, et al. New Ultrasound-Guided Approach to Access to the Posterolateral Part of Intervertebral Lumbar Discs: A Cadaveric Study. *J Clin Med* 2024;13. <https://doi.org/10.3390/jcm13154411>
35. Yu X, Zhang L, Lu W, Gao Q, Liu L, Wang Y. Effect of electroacupuncture combined with caudal epidural injection on functional rehabilitation of patients with lumbar hernia. *Zhen Ci Yan Jiu* 2021;46. <https://doi.org/10.13702/j.1000-0607.200383>

Información editorial

✉ Correspondencia

d.lapiente@unizar.es

Fechas

Recibido: 06.12.2024

Aceptado: 14.02.2025

Publicado: 28.02.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización y preregistro, J.R.B.R., F.V.G.; metodología, J.R.B.R., J.N.C.Z., F.V.G.; redacción-preparación borrador original, J.R.B.R., J.N.C.Z., F.M.M., D.L.H., A.C.O.; redacción-revisión y edición, J.R.B.R., J.N.C.Z., F.V.G., F.M.M., D.L.H., A.C.O.; supervisión, F.V.G. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración del Comité de Ética

El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki, y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad CEU San Pablo (código de protocolo código de protocolo 531/21/TFM. Fecha de aprobación: 26/04/2021).

Registro del ensayo clínico

NCT06569069

Declaración de Consentimiento Informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos involucrados en el estudio. Se ha obtenido el consentimiento informado por escrito de los pacientes para publicar este artículo.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos de investigación que respaldan las conclusiones de este artículo podrán ser proporcionados previa consulta a los autores.

Agradecimientos

Ninguno.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Burgos-Regalado JR, Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Cuenca-Zaldívar JN, Lapiente-Hernández D, Carcasóna-Otal A. Efectividad de la electrolisis percutánea ecoguiada en comparación con la punción simulada en población con hernia de disco lumbar posterolateral: un ensayo piloto controlado aleatorizado. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e4. doi: 10.63360/ipmm.v1.e4

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

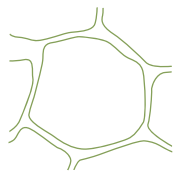
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e14

Ensayo Clínico Aleatorizado Controlado

Optimización de agujas para la electrólisis percutánea en fisioterapia invasiva: estudio *ex vivo*

Cesar Suárez Malanda¹

Manel M Santafé¹   0000-0002-5462-5108

¹Unidad de Histología y Neurobiología. Departamento de Ciencias Médicas Básicas, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud. Universidad Rovira i Virgili, Reus, España.

RESUMEN

Introducción: La electrólisis percutánea (EP) es una técnica de fisioterapia invasiva que aplica una corriente galvánica a través de una aguja sólida para tratar trastornos musculoesqueléticos. La eficacia de la técnica depende de las propiedades de la aguja utilizada, incluyendo su conductividad, biocompatibilidad y resistencia mecánica. Este estudio explora las mejoras en el diseño de las agujas para mejorar los resultados terapéuticos.

Materiales y métodos: La investigación se centra en la evaluación de diferentes materiales y recubrimientos de agujas para optimizar la conductividad eléctrica y minimizar el daño tisular. El análisis experimental incluye pruebas de propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión y rendimiento eléctrico. Los resultados de este estudio también pueden aplicarse a la seguridad y comodidad del paciente.

Resultados: Los hallazgos indican que las modificaciones en el material de las agujas, como el uso de acero inoxidable con recubrimientos especializados, mejoran significativamente la eficiencia eléctrica y reducen la oxidación no deseada. Los diseños mejorados dan como resultado una menor resistencia, lo que mejora la precisión de la aplicación de la corriente eléctrica. Además, las mejoras en la flexibilidad y el filo de las agujas pueden contribuir a reducir las molestias del paciente.

Conclusiones: El estudio confirma que mejorar el material y el recubrimiento de las agujas sólidas utilizadas en la EP puede mejorar la eficacia de la técnica. Concretamente, las agujas de acero inoxidable con recubrimientos especializados aumentan la conductividad eléctrica, reducen la oxidación y mejoran la durabilidad. Estas modificaciones permiten una aplicación más precisa de la corriente, minimizando el daño tisular y reduciendo potencialmente las molestias del paciente. Los estudios futuros deberían centrarse en la validación clínica y en una mayor optimización para maximizar la seguridad y los beneficios terapéuticos.

Palabras clave: Electrólisis percutánea; Agujas sólidas; Fisioterapia invasiva; Electroterapia; Optimización de agujas; Corriente galvánica; Tratamiento musculoesquelético.

1. Introducción

La primera aguja desechable se fabricó en 1978. Anteriormente, los acupuntores del Reino Unido utilizaban agujas huecas reutilizables, pero el Ministerio de Salud del país recomendó que las agujas fueran desechables tras un brote de hepatitis B⁽¹⁾.

En la actualidad, el uso de agujas desechables se ha extendido por todo el mundo y se utilizan en una técnica de fisioterapia invasiva denominada «punción seca». Esta técnica consiste en insertar una aguja en el cuerpo para tratar los puntos gatillo (TrP), aliviando así los síntomas⁽¹⁾. Estos puntos son los responsables de causar síntomas dolorosos, incluso en zonas alejadas del TrP real⁽²⁾. El término «punción seca» se refiere al hecho de que no se inyecta ninguna sustancia a través de la aguja⁽¹⁾. Tras su aplicación, se produce una reducción significativa del dolor⁽²⁾.

Otro uso clínico de estas agujas es la electrólisis percutánea (EP). Esta técnica de fisioterapia invasiva también consiste en insertar la aguja en el cuerpo, pero en este caso se utiliza como cátodo para aplicar corriente galvánica, lo que provoca una reacción electroquímica en el lugar de aplicación. La corriente galvánica es un flujo continuo de electrones desde el polo negativo al positivo. En la electrólisis percutánea con aguja, el cátodo (polo negativo) es la aguja aplicada al tejido objetivo. Esto produce dos efectos principales: electrofísico y electroquímico⁽³⁾. El efecto electroquímico se produce porque el cátodo actúa como un electrodo activo, reaccionando con el agua y los electrolitos, que se comportan como una solución de cloruro de sodio (NaCl) cuando pasa una corriente eléctrica a través de ellos. En el cátodo, se libera hidróxido de sodio (2 NaOH), lo que activa inmediatamente la respuesta inflamatoria para reparar el tejido alterado y provoca la licuefacción con la liberación de hidrógeno (H₂)⁽³⁾: $2 \text{ Na} + 2 \text{ H}_2\text{O} = 2 \text{ NaOH} + \text{H}_2$.

El efecto electrofísico provoca la migración de moléculas con carga positiva hacia el polo negativo. Debido a este movimiento, se activan mecanismos analgésicos y respuestas vasculares⁽³⁾. En otras palabras, la EP induce primero la respuesta inflamatoria, que elimina el tejido enfermo y no funcional y prepara la zona para la segunda fase, en la que los factores de crecimiento promueven la regeneración del tejido. Como resultado, la nueva cicatriz es más similar al tejido sano⁽⁴⁾. El uso más extendido de la EP con fines regenerativos es para las tendinopatías. Sin embargo, se utiliza habitualmente para reducir el dolor miofascial^(1,2).

Un ejemplo notable de la aplicación clínica de esta técnica fue el caso del tenista Rafa Nadal. Sufrió de tendinopatía rotuliana, una afección que a menudo marca un punto de inflexión en la carrera de muchos atletas profesionales. Sin embargo, Rafa Nadal volvió a jugar a un alto nivel gracias a una terapia que incluía el tratamiento con EP junto con la aplicación de factores de crecimiento⁽⁴⁾.

Otro caso descrito, aunque más anónimo, es el de un varón de 42 años, jugador ocasional de pádel, que fue derivado por su traumatólogo al centro MV Clinic de Madrid debido a un dolor en el codo que persistía desde hacía 12 meses. Este dolor era consecuencia de una epicondilitis que había resistido todos los tratamientos y se consideraba un último recurso antes de optar por la intervención quirúrgica⁽⁵⁾. El paciente había probado previamente fisioterapia convencional, tratamientos farmacológicos y dos inyecciones de corticosteroides⁽⁵⁾. Se le aplicó EP semanalmente, en combinación con un programa de ejercicios excéntricos y estiramientos. Tras cuatro sesiones de EP guiadas por ecografía, el paciente fue dado de alta con una mejora

clínica significativa. Esta técnica permite el tratamiento específico de la zona del tendón afectada. Un hecho importante que respalda la EP como causa directa de la mejoría es que el paciente se había sometido previamente a un programa de ejercicios excéntricos y estiramientos sin ningún progreso, siendo la EP la principal diferencia entre las dos intervenciones⁽⁵⁾.

La electrolisis es una técnica muy segura, cuyo efecto secundario más común es el dolor postelectrolítico debido a la inserción de la aguja o la aplicación de corriente galvánica. Sin embargo, los síntomas suelen desaparecer por sí solos en un plazo de 12 a 36 horas. El hecho de que se recomiende realizar esta terapia con guía ecográfica la hace mucho más segura⁽⁶⁾. Esta terapia se suele realizar con ayuda de ecografía para seleccionar de forma selectiva el tejido deseado.

El ecógrafo también es crucial por razones de seguridad. Después de todo, el procedimiento implica insertar una aguja en el cuerpo, por lo que si el terapeuta no tiene suficiente cuidado, podría perforar una zona crítica. Por ejemplo, realizar esta técnica en la zona pulmonar sin un ecógrafo es peligroso porque la aguja podría perforar la pleura que recubre el pulmón, provocando un neumotórax⁽⁷⁾. También hay otras zonas del cuerpo en las que no se debe aplicar este tratamiento, como cerca de los grandes vasos sanguíneos, el corazón o los nervios periféricos. Para evitar alcanzar accidentalmente estas estructuras, es esencial el uso de la ecografía⁽⁷⁾.

Actualmente, existen tres tipos principales de agujas utilizadas en fisioterapia invasiva. El primer tipo consiste en agujas secas o agujas de acupuntura. Están fabricadas en acero quirúrgico, un material muy resistente a la penetración. Esta aleación es rica en cromo (12-20 %), molibdeno (3 %) y, en ocasiones, níquel (8-12 %)⁽¹⁾. Una caja de 100 unidades cuesta 6,95 €. Estas agujas penetran fácilmente en los tejidos, conducen bien la electricidad y son muy visibles en la ecografía. Sin embargo, al no estar recubiertas, la electricidad estimula todos los tejidos por los que pasan, lo que significa que no conducen la electricidad de forma específica. La aguja ideal para el uso de corrientes galvánicas es aquella que solo conduce la electricidad en la punta, es claramente visible en la ecografía, penetra fácilmente y además es barata. Una variante de estas agujas son las agujas de punción seca altamente lubricadas. Son exactamente iguales a las anteriores, pero con una triple capa de aceite que facilita la penetración. Su precio también es similar. Sin embargo, no conducen bien la electricidad y no son fácilmente visibles bajo el ecógrafo, posiblemente debido a la capa de aceite. Por lo tanto, son completamente inútiles para la EP.

El segundo tipo de aguja utilizada en la EP está recubierta de silicona en toda su superficie, excepto en la punta. También están fabricadas en acero quirúrgico y concentran la corriente de forma eficaz. Su mango optimizado y perfectamente centrado garantiza un agarre ergonómico y cómodo. El mango está fabricado en polipropileno, un plástico extremadamente ligero que no irrita la piel y es respetuoso con el medio ambiente. Una caja de 200 agujas (0,25 x 30 mm) cuesta 11,39 €, y los precios varían en función del tamaño. Sin embargo, penetran en la piel del paciente de forma dolorosa y con gran dificultad. Además, no son muy visibles en la ecografía.

El tercer tipo de aguja es la aguja concéntrica para registro electromiográfico. Se trata de agujas sin recubrimiento ni lubricación, lo que las hace muy visibles en la ecografía, pero, al no estar lubricadas, también son más dolorosas de insertar. Consisten en una aguja dentro de otra, separadas por una fina capa aislante. La corriente eléctrica se transmite solo en la punta, lo que la hace muy específica. Cada una de estas agujas cuesta aproximadamente 10 €. La inserción de

estas agujas es muy dolorosa y su precio las hace inviables para su uso en fisioterapia, ya que normalmente se utilizan entre 3 y 4 agujas por paciente.

Por estas razones, es imperativo diseñar una aguja que sea económicamente competitiva y capaz de penetrar fácilmente en los tejidos sin añadir dolor adicional durante la inserción. Debe ser fácil de seguir bajo el ecógrafo y conducir la electricidad solo en la punta. Entonces, el objetivo de este estudio es obtener un recubrimiento visible mediante ecografía que facilite la penetración de la aguja y permita la transmisión de corriente galvánica focalizada. Para ello, se evaluaron diversos componentes del recubrimiento.

2. Materiales y métodos

2.1. Materiales de recubrimiento

Vaselina: Un lubricante muy conocido es la vaselina, cuyo componente principal es la parafina, un aceite derivado del petróleo. También puede proceder del esquisto bituminoso o del carbón. La parafina es un grupo de hidrocarburos alcánicos con la fórmula general $C_n H_{2n+2}$. La molécula más simple proviene del gas metano (CH_4). Los miembros más pesados de la serie, como el octano ($C_8 H_{18}$), existen en forma líquida. Las formas sólidas, conocidas como cera de parafina, provienen de moléculas más pesadas que van desde C_{20} a C_{40} ⁽⁸⁾.

Para obtener parafina, se realiza una destilación a alta temperatura para extraer los aceites pesados, que luego se enfrían a $0^\circ C$, lo que provoca la cristalización de la parafina. Se separa mediante centrifugación o filtración. Finalmente, se somete a recristalización, lavado ácido y alcalino y decoloración para purificarla⁽⁸⁾.

La cera de parafina macrocristalina es insoluble en agua y un excelente aislante eléctrico, ya que proporciona una resistividad eléctrica entre 10^{13} y 10^{17} ohmios/metro. Esta resistividad supera a la de la mayoría de los demás materiales, excepto algunos plásticos. Se utiliza comúnmente como aislante en conductores eléctricos, lo que la convierte en una fuerte candidata para el recubrimiento de agujas⁽⁸⁾.

La parafina líquida, por otro lado, es una mezcla de alcanos más pesados⁽⁸⁾. La vaselina también contiene cera microcristalina, obtenida del proceso de desengrasado durante el refinado del petróleo crudo⁽⁸⁾. En este estudio, se probó la vaselina tanto en su forma sólida como líquida. El precio de 100 ml de vaselina hidratante era de 2 €, mientras que 100 ml de vaselina líquida costaban 4,09 €. Estos precios pueden variar en función de la tienda, la marca o la situación económica actual.

Aceite de girasol: Además de estos dos recubrimientos (vaselina sólida y líquida) y con la intención de ampliar la gama de posibilidades a materiales orgánicos, se eligió un tercer recubrimiento: el aceite de girasol. El aceite no conduce la electricidad y una capa de aceite puede ayudar a la penetración de la aguja. Muchos aceites vegetales se utilizan para fabricar jabones y otros productos relacionados con la piel.

Este aceite se obtiene de las semillas del girasol *Helianthus Annuus*. Estas semillas se trituran, ya que el aceite se encuentra dentro de las células que componen la semilla, lo que significa

que hay que romper sus paredes celulares para extraerlo. Para separarlo de otros elementos celulares, se utilizan disolventes autorizados, siendo el agua el más destacado⁽⁹⁾.

El siguiente paso es el refinado, que elimina los fosfolípidos y los metales. A continuación, se neutralizan y eliminan los ácidos grasos libres. El aceite también se decolora utilizando arcillas naturales o activadas y, si es necesario, se desodoriza. Este proceso tiene como objetivo reducir su nivel de acidez. El aceite de girasol refinado que se encuentra en los supermercados es el utilizado en este estudio⁽⁹⁾.

1 litro de aceite de girasol cuesta 2,50 €. Este precio puede variar en función del distribuidor, la marca o la situación económica actual.

Polvo de alabastro: Para aumentar la densidad ecológica de los recubrimientos sin modificar su aislamiento, los tres se mezclaron con polvo de alabastro. El alabastro es un compuesto biológicamente neutro de cristales de calcio ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). El calcio cristalino es visible gráficamente y es aislante eléctrico. El polvo de alabastro es miscible con otras sustancias y, por lo tanto, se puede moldear fácilmente en forma de agujas.

2.2. Procedimiento para recubrir las agujas

Material de recubrimiento único: la mitad de las agujas se sumergieron en los diferentes medios. El objetivo de este procedimiento era estudiar la posible degradación debido a la acción de la corriente galvánica. Solo se recubrió la mitad distal (cerca de la punta) de cada aguja y, a continuación, se compararon las dos mitades (recubierta y sin recubrir) para analizar las posibles diferencias.

El procedimiento fue el siguiente: después de limpiar la aguja con alcohol etílico al 97 %, se aplicó el recubrimiento por inmersión. Posteriormente, esta aguja se utilizó como cátodo, recreando la electrólisis con el dispositivo Physio Invasiva 2.0. La aguja de prueba se colocó como cátodo, mientras que una aguja sin recubrimiento se colocó como ánodo. A continuación, ambas se introdujeron en dos viales conectados por un puente de vidrio lleno de agar conductor (Figura 1).

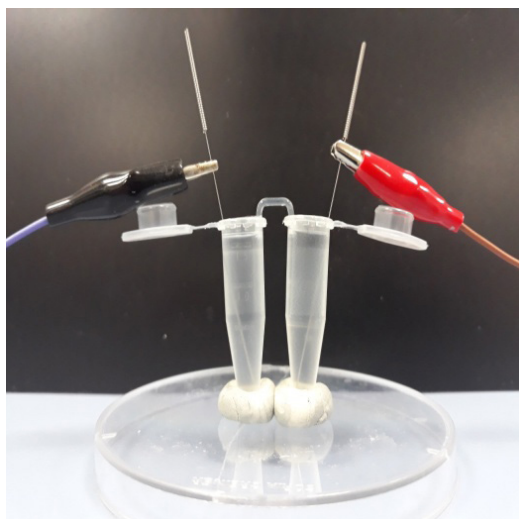


Figura 1. Aplicación de electrólisis a las agujas. Las agujas que actuaban como ánodo (negro) y cátodo (rojo) se sumergieron en viales Eppendorf® llenos de solución de Ringer⁽¹⁰⁾, NaCl 137 mM, KCl 5 mM, NaHCO_3 12 mM, Na_2HPO_4 1 mM, CaCl_2 2 mM, MgSO_4 1 mM). La aguja catódica es la aguja de prueba. Los dos viales están conectados por un puente de vidrio lleno de agar conductor. En todos los casos, se aplicaron corrientes galvánicas de 3 mA durante 3 segundos, repetidas 3 veces (3:3:3).

Los parámetros utilizados fueron 3 mA durante 3 segundos, repetidos un total de 3 veces. Este método, cuando se aplica en un paciente, no causa ningún desgaste en la aguja^(15,16).

Se trataron un total de 10 agujas para cada uno de los materiales: vaselina líquida, vaselina sólida y aceite de girasol.

Material de recubrimiento combinado con polvo de alabastro: El método utilizado en esta parte consistió en mezclar cada sustancia base (vaselina, aceite de girasol) con polvo de alabastro. Tras preparar la mezcla, se aplicó a la aguja previamente limpiada con alcohol etílico. Se prepararon un total de 5 agujas para cada mezcla.

La concentración de la mezcla fue al 50 %, en partes iguales de sustancia base y polvo de alabastro. Dado que el alabastro tiene una densidad mayor que las bases utilizadas, se obtuvo una mezcla bien homogeneizada con vaselina líquida y polvo de alabastro, lo que permitió una adecuada impregnación de la aguja. Lo mismo ocurrió con el aceite de girasol.

En cambio, la vaselina sólida resultó muy difícil de manejar. Tras recubrir una primera serie de 10 agujas, el recubrimiento era demasiado espeso, por lo que se preparó una segunda serie para mejorar el acabado. Para esta nueva serie fue necesario licuar la vaselina usando un baño maría. Además, para mantener las agujas calientes y evitar que la parafina se solidificara, se utilizó una fuente de calor seco (soldador Cetronic de 30W 230V). Con este método solo se lograron recubrir tres agujas, ya que la mezcla se deterioró rápidamente al cristalizar, impidiendo su correcta mezcla con el alabastro.

Dado que este procedimiento no resultaba eficiente para una posible aplicación a escala industrial, se optimizó mediante el uso de una placa térmica que mantenía la vaselina en estado líquido, evitando así su enfriamiento y cristalización.

2.3. Generador de Corriente Galvánica

El generador de corriente continua utilizado en este estudio es un dispositivo de electroestimulación (Physio Invasiva 2.0), empleado en tratamientos de fisioterapia mediante la aplicación de corrientes galvánicas, estimulación nerviosa eléctrica transcutánea (TENS) y microcorrientes. Su diseño cumple con la Directiva Europea 93/42/CEE⁽⁷⁾.

La corriente se aplica mediante un portaelectrodos con un par de agujas colocadas en los puntos adecuados según el tratamiento. El terapeuta puede ajustar la intensidad de salida, con un máximo de 15 mA (valor que no puede superarse), así como el tiempo de aplicación (en minutos o segundos)⁽⁷⁾.

2.4. Lupa Digital

Para obtener una visión general del grado de recubrimiento sobre las agujas, se utilizó la lupa digital Leica DMS 1000 del Servicio de Recursos Científico-Técnicos de la Universidad Rovira i Virgili. Este sistema de microscopía binocular digital permite aumentos de hasta 300x. Cuenta con una cámara de microscopía HDMI integrada que permite visualizar imágenes en tiempo real a hasta 30 fotogramas por segundo, con una resolución de 5 megapíxeles. Esta cámara facilita la revisión de las muestras directamente en un monitor, en lugar de utilizar oculares, lo que simplifica la captura de fotografías⁽¹¹⁾.

2.5. Microscopio Electrónico de Barrido (SEM)

Para realizar una evaluación más precisa del grado de recubrimiento de las agujas, se utilizó el Microscopio Electrónico de Barrido (SEM) FEI QUANTA 600, perteneciente al Servicio de Recursos Científico-Técnicos de la Universidad Rovira i Virgili (URV). Los microscopios SEM utilizan un haz de electrones en lugar de luz para formar una imagen. Estos electrones son acelerados mediante un campo eléctrico para aprovechar su comportamiento ondulatorio, y salen del cañón para ser enfocados sobre la muestra mediante lentes condensadoras y objetivas, con el objetivo de mantener el haz lo más pequeño posible y así obtener una mayor resolución⁽¹²⁾. Este equipo tiene una resolución de 3 nm y una gran profundidad de campo⁽¹³⁾.

2.6. Ecógrafo

Para verificar el grado de efectividad ecogénica del recubrimiento de las agujas, se utilizó el ecógrafo LOGIQ S7 XD Clear 2.0 de General Electric. Este dispositivo emplea ondas ecográficas para obtener imágenes. Su funcionamiento se basa en el efecto piezoeléctrico, una propiedad de los cristales piezoeléctricos que, al ser sometidos a una corriente eléctrica, vibran y generan una onda sonora que se proyecta hacia el interior del cuerpo. Estas ondas sonoras rebotan al encontrar regiones más densas del cuerpo y regresan para ser captadas por sensores también formados por cristales piezoeléctricos, donde el efecto piezoeléctrico inverso transforma esta señal acústica en una señal eléctrica⁽¹⁴⁾. Cabe destacar que un único cristal piezoeléctrico no puede actuar simultáneamente como emisor y receptor. La señal obtenida se transmite a un ordenador, donde se procesa para generar una imagen del interior del cuerpo del paciente⁽¹⁴⁾.

2.7. Adquisición de imágenes

Se utilizaron tres métodos diferentes para la obtención de imágenes:

Lupa Digital (Leica DMS 1000). Se obtuvieron imágenes de baja magnificación (0,72x) que abarcaban la aguja completa, así como imágenes de mayor aumento (4,5x) destinadas a posteriores reconstrucciones.

Microscopía Electrónica de Barrido (SEM). Las imágenes se capturaron con una magnificación de 230x, un voltaje de 10 kV y una presión de 0,68 Torr. El grosor del recubrimiento en la primera serie de agujas con vaselina y alabastro resultó excesivo para los aumentos utilizados inicialmente, por lo que se ajustó la magnificación a 138x para poder capturar todo el espesor⁽¹⁶⁾.

Ecografía. Finalmente, para confirmar la correcta inserción de las agujas y su visibilidad mediante ecografía, se insertaron en pechugas de pollo. Este tejido se considera un excelente modelo que simula de forma precisa el tejido humano, sin necesidad de utilizar animales de laboratorio. La técnica fue realizada por un ecografista experto de BrumaClinic (Tarragona). La imagen ecográfica de las agujas insertadas se obtuvo mediante un barrido longitudinal, alineado con el eje de la aguja, con un ángulo de 45°. Este método fue seleccionado para permitir una visualización completa de la aguja en la imagen ecográfica. Los parámetros del ecógrafo utilizados fueron una frecuencia de barrido de 12 Hz y una profundidad de 4 cm.

Para cada aguja analizada, se tomaron dos fotografías: una durante la inserción y otra posterior, con el fin de confirmar la ausencia de restos de alabastro. Además, se grabó un vídeo documentando todo el proceso de inserción (algunos han sido incluidos como datos complementarios).

3. Resultados e interpretación

3.1. Vaselina

Microfotografías. El recubrimiento con vaselina pura cubrió casi uniformemente la zona aplicada de la aguja (Figura 2.A, 2.B centro y 2.C centro). Las imágenes obtenidas con microscopía electrónica de barrido a gran aumento muestran que la zona recubierta es claramente uniforme. Además, como puede observarse, la punta de la aguja no fue recubierta con vaselina, permaneciendo completamente expuesta (Figura 2.B derecha y 2.C derecha). Aunque la aguja penetrará bien en el paciente, tanto la punta como estas zonas no recubiertas transmitirán electricidad durante la aplicación, lo que reducirá la focalización de las corrientes galvánicas.

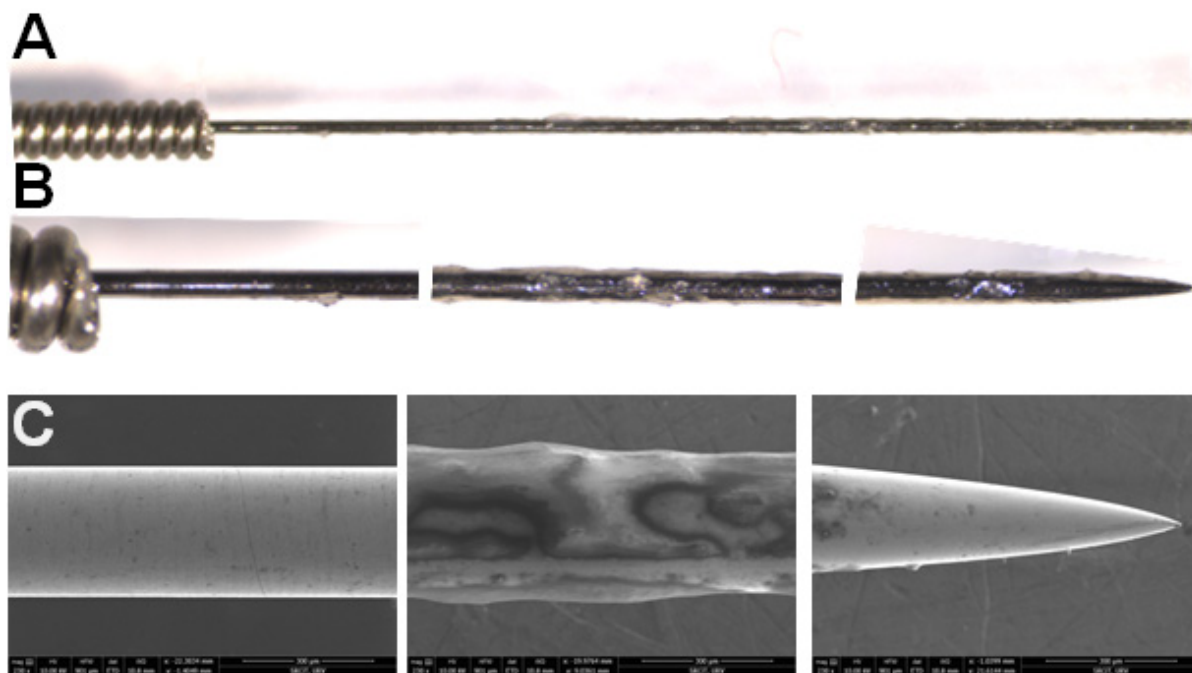


Figura 2. Ejemplo de aguja recubierta con vaselina. A: Imagen obtenida con lupa digital a 0.72x de aumento. B: Imágenes obtenidas con lupa a 4.5x. C: Imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido a 230x. En B y C, las tres imágenes corresponden a: la base cerca del mango (imagen izquierda); la parte central de la aguja (imagen central); y la punta de la aguja (imagen derecha).

Imagen Ecográfica. En todas las imágenes ecográficas se puede visualizar la aguja completa (Figura 3.B). Esto indica que las ondas ecográficas se reflejan en la superficie de la aguja, permitiendo un seguimiento completo de la misma (ver Tabla 1). Dado que la vaselina no es eco-densa, se entiende que existen áreas no recubiertas o capas lo suficientemente delgadas como para ser ecogénicas. (Vaselina con Alabastro espeso – Serie 1).

Inserción: Con este recubrimiento puro, la aguja penetrará eficazmente, pero la corriente no se concentrará adecuadamente.

Tabla 1. Visualización ecográfica de agujas insertadas en pechugas de pollo.

Imagen ecográfica	Vaselina Líquida	Parafina + Alabastro Serie 1	Parafina + Alabastro Series 2	Aceite	Aceite + Alabastro	Parafina	Vaselina Líquida + Alabastro
Solo la punta	80%	100%	100%	50%	25%	-	40%
Aguja completa	20%	-	-	50%	75%	100%	40%
No Visible	-	-	-	-	-	-	20%

Imagen Ecográfica: Parte de la aguja visible mediante ecografía. Serie 1: Primera serie de agujas recubiertas con vaselina, con un espesor excesivo. Serie 2: Serie realizada con vaselina más líquida y fina. Los porcentajes son relativos al total de agujas evaluadas con cada recubrimiento.

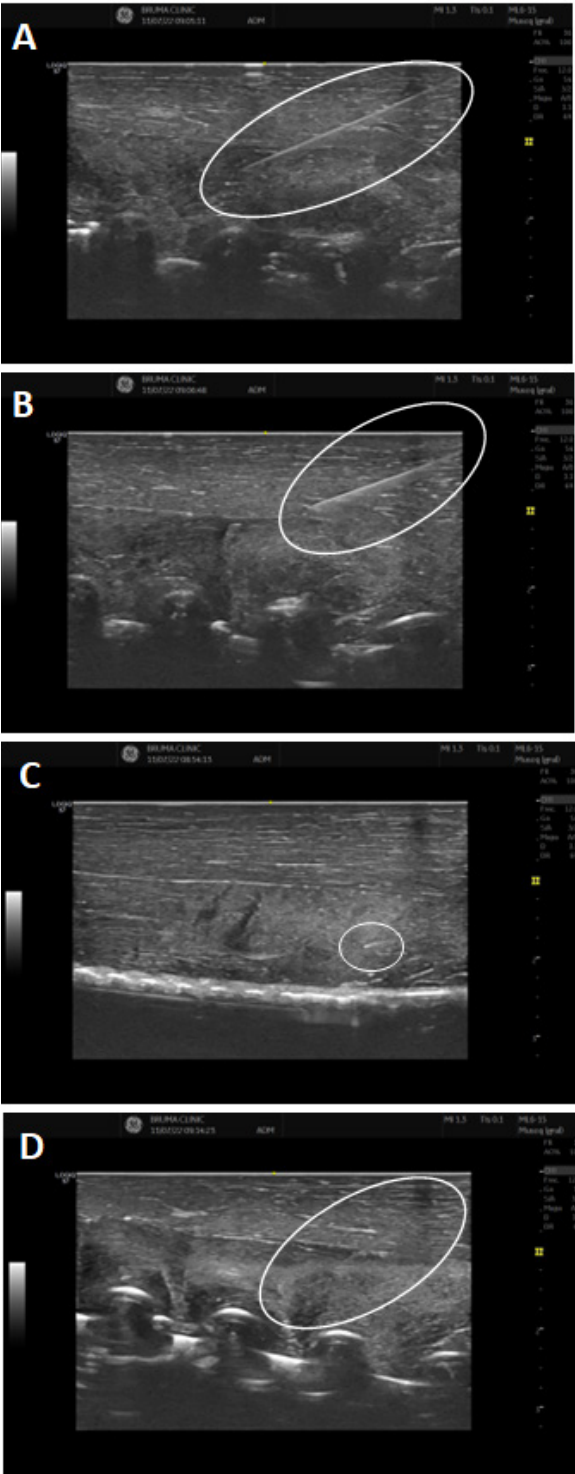


Figura 3. Ejemplos de imágenes ecográficas. Cada una de las agujas estudiadas ha sido insertada en pechuga de pollo. A. Registro ecográfico de una aguja control sin ningún recubrimiento. C. En este ejemplo, solo se visualiza la punta de la aguja (círculo blanco). D. Imagen típica de una aguja recubierta con un excipiente (elipse blanca), por ejemplo, aceite con alabastro. La aguja puede observarse, aunque con dificultad.

3.2 Recubrimiento grueso de vaselina y alabastro (Serie 1)

Microfotografías: El primer tipo de recubrimiento con vaselina y alabastro muestra una cobertura uniforme en toda la superficie aplicada. Aunque es claramente visible con aumento (Figura 4.A y B), el microscopio electrónico confirma que se ha formado una capa gruesa y uniforme (Figura 4.C). Es importante destacar que la punta permanece sin recubrir. Gracias a este recubrimiento, solo la punta transmitirá la corriente, tal como se pretende. Este recubrimiento permite focalizar las corrientes. Debido a su espesor, se decidió repetir el test licuando aún más la vaselina.

Imagen Ecográfica: En todas las ecografías solo se visualiza la punta de la aguja (Figura 4.C; Tabla 1). Esto se debe a que la mezcla con alabastro es muy ecodensa y no permite el paso del ecógrafo. Este recubrimiento permite guiar la aguja ecográficamente visualizando únicamente la punta.

Inserción: El recubrimiento de vaselina con alabastro no consigue adherirse a la aguja durante la punción, quedando en el exterior de la pechuga durante el proceso. Aunque cumple con la función de ser aislante, minimiza la posibilidad de aislamiento frente a las corrientes. Además, si se requiere más de una inserción, la misma aguja no puede reutilizarse. Este problema podría solucionarse con un recubrimiento adicional de polímero, que recubra la superficie y facilite la penetración. Es necesario resolver este inconveniente para lograr un recubrimiento funcional.

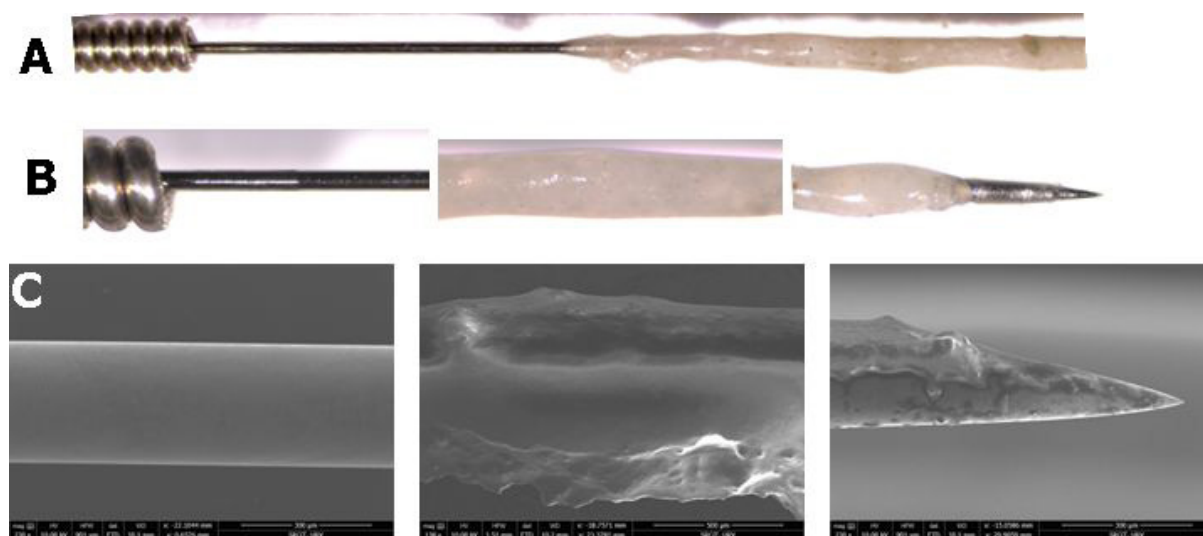


Figura 4. Ejemplo de aguja recubierta con vaselina y alabastro. Serie 1. A. Imagen obtenida con lupa a un aumento de 0,72x. B. Imágenes obtenidas con lupa a un aumento de 4,5x. C. Imágenes izquierda y derecha obtenidas con microscopio electrónico de barrido a un aumento de 230x. Imagen central obtenida a 138x. En B y C, las tres imágenes corresponden a: la base, cerca del mango (imagen izquierda); imagen de la parte central de la aguja; e imagen de la punta de la aguja (derecha).

3.3. Vaselina con Alabastro de Espesor Fino (Serie 2)

Microfotografías: El segundo recubrimiento de vaselina con alabastro también se aplica de forma uniforme. Esto no solo es evidente en las imágenes obtenidas con lupa (Figura 5.A y 5.B), sino que también se confirma mediante el microscopio electrónico (Figura 5.C). La superficie recubierta estará completamente aislada y no conducirá corriente. Como en este experimento la vaselina pudo licuarse de forma más eficaz que en el anterior, su grosor se ha reducido. Este recubrimiento actuará como un buen focalizador de corriente.

Imagen ecográfica: El segundo recubrimiento de vaselina con alabastro proporciona imágenes ecográficas en las que se visualiza la punta de la aguja (Figura 3.C; Tabla 1). El recubrimiento sigue siendo ecodenso, lo que impide que el ecógrafo proporcione una imagen clara de la zona recubierta. Sin embargo, como la punta no está recubierta, se visualiza claramente. Este recubrimiento permite guiar la aguja ecográficamente.

Inserción: El segundo recubrimiento de vaselina con alabastro presenta nuevamente el problema de escasa adhesión a la superficie de la aguja, lo que lo hace ineficaz. Se vuelve a plantear el uso de polímeros como posible solución a esta dificultad. Es necesario resolver este problema para lograr un recubrimiento funcional.

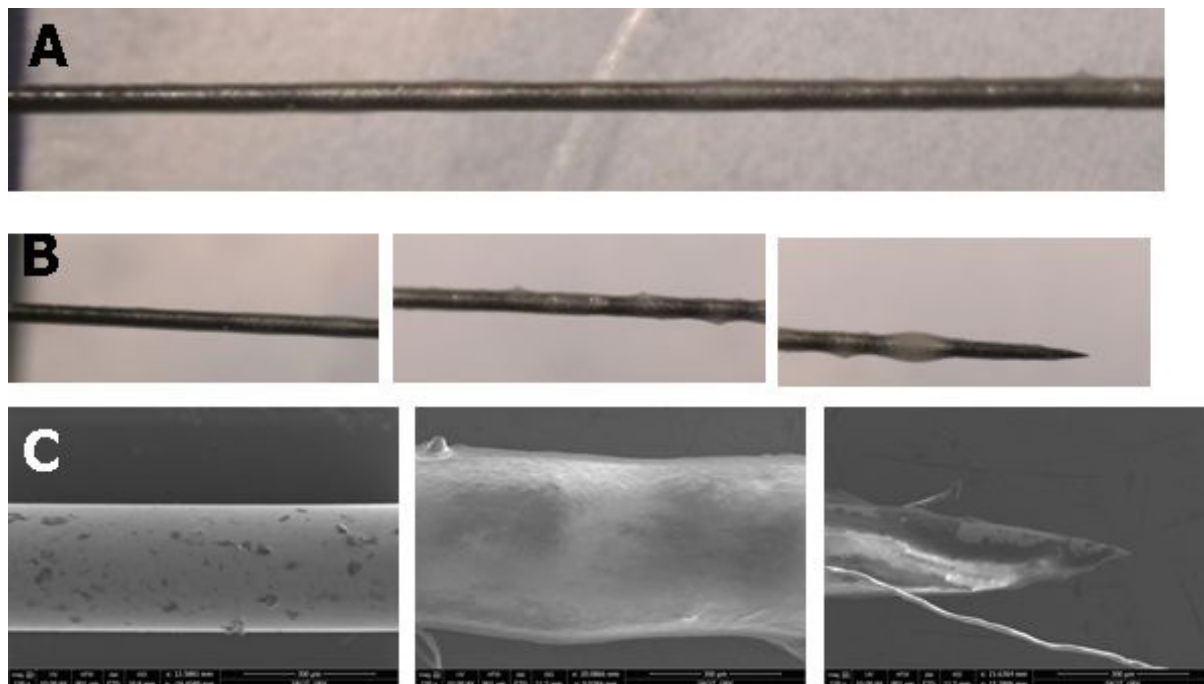


Figura 5. Ejemplo de una aguja recubierta de vaselina y alabastro. Serie 2. A. Imagen obtenida con una lupa a un aumento de 0,72x. B. Imágenes obtenidas con una lupa a un aumento de 4,5x. C. Imágenes obtenidas con un microscopio electrónico de barrido a un aumento de 230x. En B y C, las tres imágenes corresponden a: la base, cerca del mango (imagen izquierda); imagen de la parte central de la aguja; e imagen de la punta de la aguja (derecha).

3.4. Aceite de Girasol

Microfotografías: El recubrimiento con aceite de girasol no cubre de forma uniforme la superficie de la aguja. Se pueden observar pequeñas zonas negras aisladas donde el aceite ha permanecido sobre la superficie (Figura 6.C, centro), mientras que el resto de la superficie aparece gris, similar a las zonas donde no se ha aplicado aceite (Figura 6.C, izquierda y derecha). Estas áreas descubiertas conducirán la electricidad, impidiendo la focalización de la corriente. Este recubrimiento no permite focalizar la corriente.

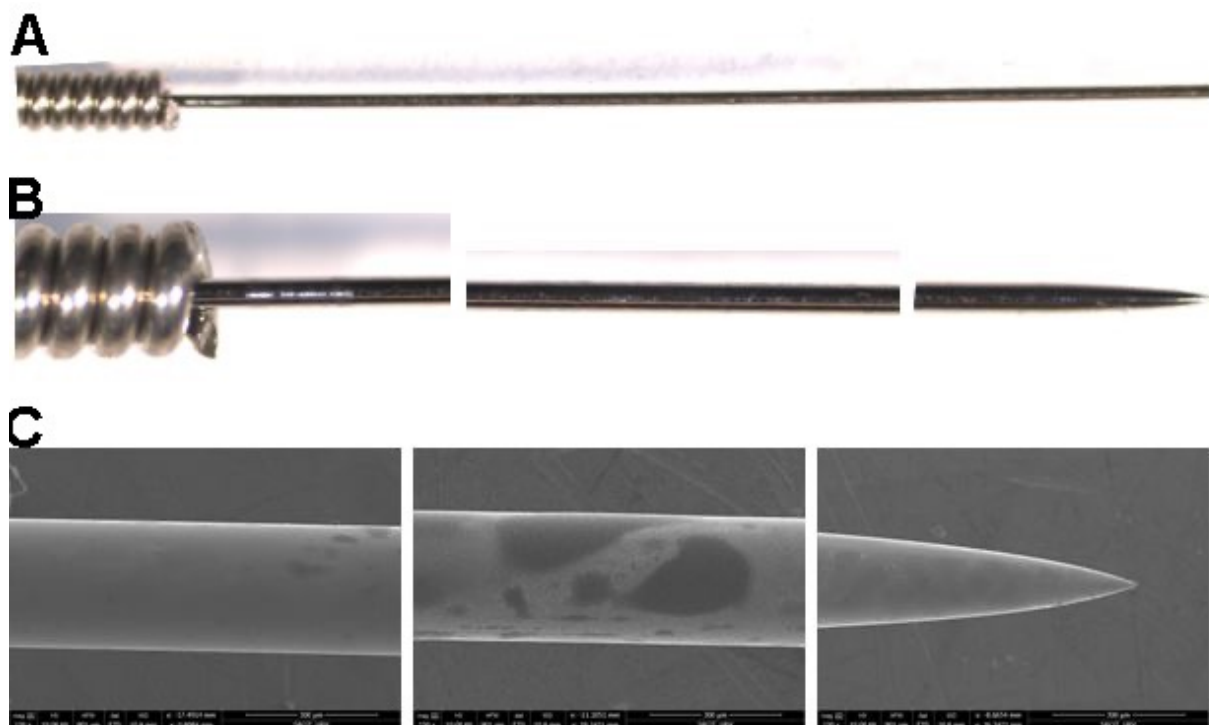


Figura 6. Ejemplo de una aguja recubierta con aceite de girasol. A: Imagen obtenida con una lupa a un aumento de 0,72x. B: Imágenes obtenidas con una lupa a un aumento de 4,5x. C: Imágenes obtenidas con un microscopio electrónico de barrido a un aumento de 230x. En B y C, las tres imágenes corresponden a: la base cerca del mango (imagen izquierda), la parte central de la aguja (imagen central), y la punta de la aguja (imagen derecha).

Imagen ecográfica: La mitad de las imágenes ecográficas de este recubrimiento muestran solo la punta, mientras que la otra mitad muestra la aguja completa (Tabla 1). Las ondas del ecógrafo se reflejan en el aceite, pero no siempre se extiende lo suficiente como para cubrir toda la superficie de aplicación. Hasta ahora, no se han documentado experimentos similares. Es posible obtener una guía ecográfica de las agujas utilizando este recubrimiento.

Inserción: Con este recubrimiento puro, la aguja penetrará eficazmente; sin embargo, la corriente no se concentrará adecuadamente en la punta.

3.5. Aceite de Girasol con Alabastro

Microfotografías: El recubrimiento de aceite de girasol con alabastro cubre uniformemente la superficie de la aguja, como se observa claramente en las imágenes obtenidas con lupa y microscopio electrónico (Figura 7). La superficie del recubrimiento presenta ciertas protuberancias (Figura 7.C, centro) que podrían generar molestias durante la inserción. Cabe destacar que, en este caso, la punta también está recubierta (Figura 7.C, derecha), lo que implica que no conducirá corriente en absoluto.

Imagen ecográfica: La Tabla 1 muestra que el 25 % de las agujas muestran únicamente su punta en la ecografía (ver ejemplo en la Figura 3.C), mientras que el resto permite visualizar toda la aguja (ver ejemplo en la Figura 3.B). La mezcla no parece ser lo suficientemente eco-densa como para bloquear las ondas ecográficas, lo cual resulta curioso, ya que la versión pura de este recubrimiento mostró más casos donde solo la punta era visible. Además, como se ha mencionado antes, en este caso algunas puntas también están recubiertas. Este recubrimiento

permite guiar la aguja mediante ecografía sin mayores inconvenientes. Estos resultados sugieren que el alabastro tiene poca influencia en la imagen ecográfica más allá de sus propiedades amalgamantes.

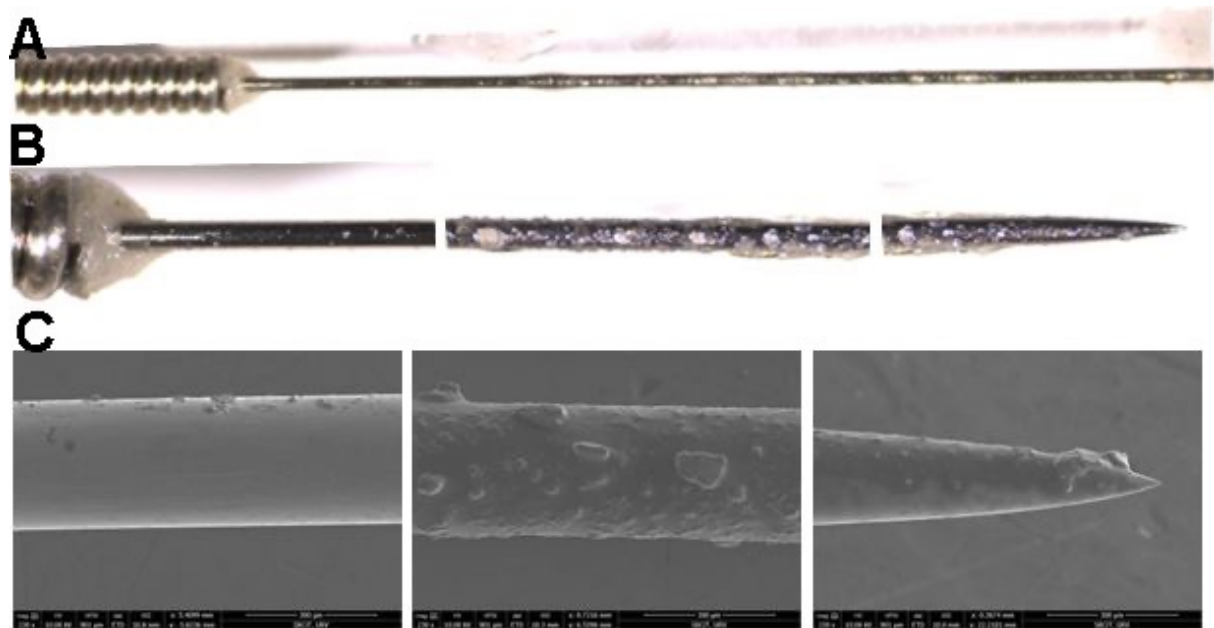


Figura 7. Ejemplo de una aguja recubierta con aceite de girasol y alabastro. A: Imagen obtenida con lupa. B: Imágenes obtenidas con lupa a mayor aumento. C: Imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido. Las tres imágenes corresponden a: base cercana al mango (izquierda), parte central de la aguja (centro) y punta recubierta (derecha).

Inserción: Este recubrimiento puede enfocar eficazmente las corrientes siempre que la punta no esté obstruida y se puedan eliminar las protuberancias superficiales mediante lijado, facilitando así una inserción indolora.

3.6. Vaselina líquida

Microfotografías. El recubrimiento con vaselina líquida no cubre uniformemente la superficie de la aguja. Se observa que las zonas recubiertas (negras) dejan áreas grises sin cubrir (Figura 8.C centro), al igual que las zonas donde no se ha aplicado (Figura 8.C izquierda y derecha). Al no estar recubierta de forma uniforme, la corriente eléctrica se transmitirá por estas zonas expuestas. Este recubrimiento no permite enfocar adecuadamente las corrientes.

Imagen ecográfica. Como se muestra en la Tabla 1, en la mayoría de las ecografías con este recubrimiento se observa la punta de la aguja (Figura 3.C), aunque en algunos casos se visualiza la aguja completa (Figura 3.B). La vaselina líquida no refleja el ultrasonido ni transmite imágenes; sin embargo, al estar la punta descubierta, esta es claramente visible. Este recubrimiento permite guiar la aguja mediante ecografía.

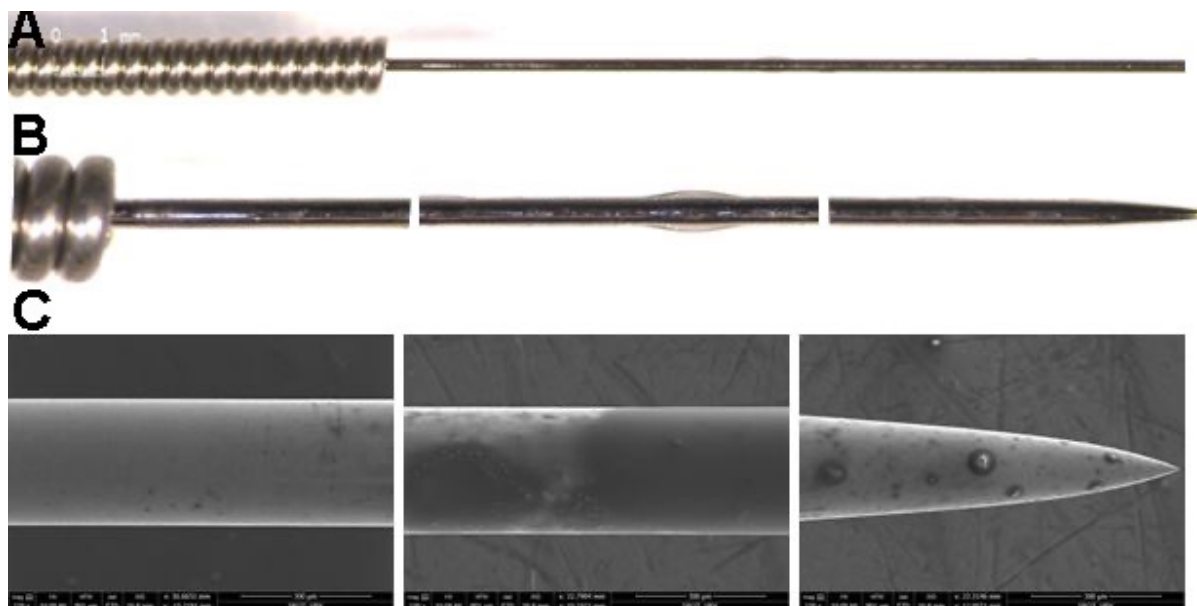


Figura 8. Ejemplo de una aguja recubierta con vaselina líquida. A: Imagen obtenida con una lupa a 0,72x de aumento. B: Imágenes obtenidas con una lupa a 4,5x de aumento. C: Imágenes obtenidas con un microscopio electrónico de barrido a 230x de aumento. En B y C, las tres imágenes corresponden a: la base, cerca del mango (imagen izquierda); imagen de la parte central de la aguja; e imagen de la punta de la aguja (derecha).

Inserción: This pure coating allows an effective penetration. However, it won't focus the currents properly at the top of the needle.

3.7. Vaselina líquida con alabastro

Microfotografías. El recubrimiento de vaselina líquida presenta una superficie lisa, como puede observarse en las imágenes obtenidas con lupa digital y microscopio electrónico (Figuras 9.B y 9.C), lo que garantiza que no se transmita corriente. En este caso, el recubrimiento también cubre la punta (Figura 9.C derecha), por lo que no se transmite electricidad, y presenta una superficie rugosa (Figura 9.C centro) que podría causar dolor al paciente durante la punción. Este recubrimiento aísla completamente la aguja, impidiendo la conducción eléctrica, pero si la punta se deja libre, permitirá una buena focalización de la corriente.

Imagen ecográfica. Como puede observarse en la Tabla 1, el 20 % de las agujas no son visibles en la ecografía (Figura 3.D), mientras que en el resto de las muestras, la mitad muestran solo la punta (Figura 3.C) y la otra mitad muestran la aguja completa (Figura 3.B). En el caso de las agujas que no muestran ninguna imagen, se trata probablemente de aquellas cuyas puntas fueron recubiertas accidentalmente, impidiendo su visualización ecográfica. Este hallazgo, junto con otras muestras recubiertas en las que solo se ve la punta, y los datos de la vaselina normal, refuerzan la idea de que se produjo un error durante la preparación de las agujas restantes, permitiendo que la onda de ecógrafo penetrara el recubrimiento. Estas agujas pueden ser guiadas por ecografía sin ningún problema, siempre que las puntas no estén cubiertas.

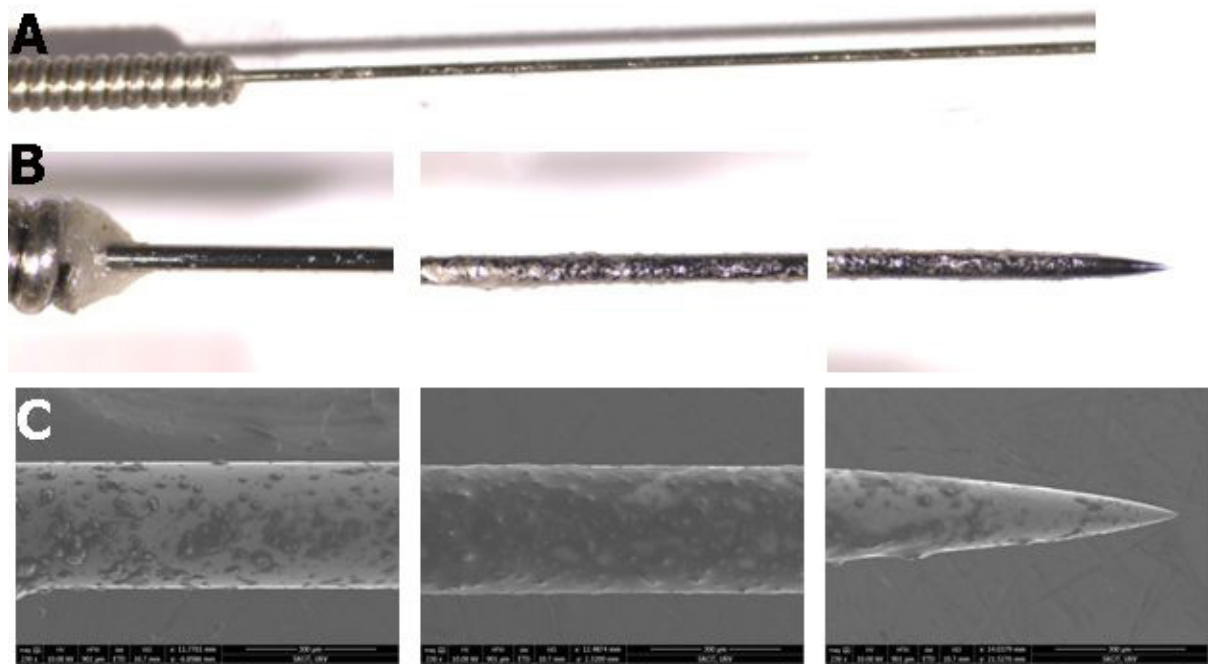


Figura 9. Ejemplo de una aguja recubierta con vaselina y alabastro. A. Imagen obtenida con lupa a un aumento de 0.72x. B. Imágenes obtenidas con lupa a un aumento de 4.5x. C. Imágenes obtenidas con un microscopio electrónico de barrido (SEM) a un aumento de 230x. En B y C, las tres imágenes corresponden a: la base, cerca del mango (imagen izquierda); imagen de la parte central de la aguja (centro); e imagen de la punta de la aguja (derecha).

Inserción. El recubrimiento presenta una superficie rugosa que podría causar dolor al paciente durante la punción. Una vez lijada dicha rugosidad, la aguja podrá penetrar sin causar molestias.

4. Conclusiones

Los recubrimientos puros fallan en su objetivo, ya que no garantizan el enfoque adecuado de la corriente galvánica. Sin embargo, este objetivo sí se consigue con los recubrimientos a base de alabastro, gracias a sus propiedades amalgamantes. Además, la vaselina sólida con alabastro se comporta adecuadamente en imagen ecográfica, permitiendo guiar la aguja hacia el tejido diana durante la inserción. No obstante, para que sea completamente funcional, sería necesario resolver los problemas de adherencia de la vaselina sólida con alabastro. Si finalmente se confirma la viabilidad de una solución polimérica para la vaselina sólida, se obtendría un recubrimiento adecuado.

Aunque el estudio no tenía como objetivo principal el uso de recubrimientos puros, sino únicamente como medio para incorporar el alabastro, se obtuvieron resultados relevantes: No recubren la aguja de forma homogénea; La vaselina sólida es la que mejor recubre las agujas; No permiten el enfoque de la corriente; Sí permiten la identificación ecográfica.

Se esperaba que la mezcla con alabastro ofreciera una mayor ecogenicidad, permitiendo una buena visualización de las agujas sin conducir corriente galvánica. Sin embargo, el alabastro ha demostrado ser un excelente amalgamador de los recubrimientos grasos: Las agujas se recubren de forma uniforme; Permiten un buen enfoque de la Corriente; El alabastro no parece impedir que el ecógrafo alcance la aguja; Las agujas suelen ser visibles mediante ecografía; La

vaselina líquida y el aceite de girasol generan superficies que dificultan la inserción; Ambas series con vaselina sólida no se adhieren adecuadamente a la aguja durante la inserción; Ambas series con vaselina sólida muestran el mismo comportamiento en ecografía; Un recubrimiento polimérico adicional podría mejorar la adherencia de la vaselina a la aguja.

Los resultados combinados de este estudio abren el camino hacia una aguja óptima para la aplicación de EP, asegurando una buena inserción, adecuado seguimiento ecográfico y un enfoque eficiente de la corriente, todo ello a un precio competitivo.

Referencias

1. Bosque M, Rhys L, Poveda E, Guerra R, Santafé MM. Alteración de las puntas de las agujas por la técnica de punción seca. *Rev Fisioter Invasiva*. 2016, 1(1): 26–34. <https://www.elsevier.es/en-revista-journal-invasive-techniques-in-physical-212-pdf-X2386458316614031>
2. Steen JP, Jaiswal KS, Kumbhare D. Myofascial Pain Syndrome: An Update on Clinical Characteristics, Etiopathogenesis, Diagnosis, and Treatment. *Muscle Nerve*. 2025 May;71(5):889-910. doi: 10.1002/mus.28377.
3. Abat F, Gelber PE, Polidori F, Monllau JC, Sanchez-Ibañez JM. Clinical results after ultrasound-guided intratissue percutaneous electrolysis (EPI®) and eccentric exercise in the treatment of patellar tendinopathy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015 Apr;23(4):1046-52. doi: 10.1007/s00167-014-2855-2.
4. Rios A. "El secreto de Rafa Nadal," *Perarnau Mag.*, 2013. Available: <https://www.martiperarnau.com/el-secreto-de-rafa-nadal/>
5. Minaya Muñoz F, Valera Garrido F, Sanchez-Ibañez JM. Uso de la Electrólisis Percutánea Intratisular (EPI®) en la Epicondiligia Crónica: Caso clínico. *Fisioter calid vida*, 211, 14(1): 13–16. ISSN 1575-4847
6. Gómez-Chiguano GF, Navarro-Santana MJ, Cleland JA, Arias-Buría JL, Fernández-de-Las-Peñas C, Ortega-Santiago R, Plaza-Manzano G. Effectiveness of Ultrasound-Guided Percutaneous Electrolysis for Musculoskeletal Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pain Med*. 2021;22(5):1055-1071. doi: 10.1093/pm/pnaa342..
7. Easytech, "Physio INVASIVA 2.0 Manual de usuario." Borgo San Lorenzo:easytech, pp.1-66, 2021.
8. Quimica.es, Parafina..Available: <https://www.quimica.es/enciclopedia/Parafina.html>.
9. Aceitedegirasol.es. Elaboración del Aceite de Girasol. Available: <http://www.aceitedegirasol.es/elaboracion-aceite-de-girasol.html>.
10. Agencia española del medicamento. respecto_Apiroserum Solución Ringer solución para perfusión. Barcelona, 2016.
11. Leica Microsystems. Sistema de microscopio digital Leica DMS300. Available: <https://www.leica-microsystems.com/es/productos/microscopios-digitales/detalles/leica-dms300/>, 2022.
12. Que es y como funciona el microscopio electronico de barrido. Available: <https://www.equiposylaboratorio.com/portal/articulo-ampliado/que-es-y-como-funciona-el-microscopio-electronico-de-barrido>.
13. URV, Microscopía electrónica de rastreo ambiental (ESEM). Available: <https://www.urv.cat/es/investigacion/apoyo/recursos-cientificos-tecnicos/serveis/esem/>.

14. Freire CE. Fundamento biofísico de la exploración ecográfica. Sitio Argentino Prod. Anim., 2004, pp. 1–6.
15. Margalef R, Bosque M, Minaya-Muñoz F, Valera-Garrido F, Santafe MM. Safety analysis of percutaneous needle electrolysis: a study of needle composition, morphology, and electrical resistance. *Acupunct Med.* 2021;39(5):471–477. doi: [10.1177/0964528420988007](https://doi.org/10.1177/0964528420988007)
16. Valera Garrido F, Minaya Muñoz F. Fisioterapia Invasiva. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2013. Capítulo 9: Mecanismos moleculares de la electrolisis percutánea intratisular; 187–203

Información editorial

✉ Correspondencia

manuel.santafe@urv.cat

Fechas

Recibido: 16.04.2025

Aceptado: 19.09.2025

Publicado: 14.10.2025

Contribuciones de autoría

Conceptualización, CSM y MMS; metodología CSM y MMS; análisis, CSM y MMS; investigación, CSM y MMS; redacción–borrador, CSM y MMS; revisión y edición, CSM y MMS. Todos los autores han leído y aprueban la versión publicada del manuscrito.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Agradecimientos

Queremos agradecer a PrimPhysio por proporcionarnos el generador Physio Invasiva 2.0 utilizado en el estudio. También agradecemos a Pedro Flores por la realización de las ecografías y su colaboración en la finalización del experimento en su clínica BrumaClinic en Tarragona. Finalmente, agradecemos a Merce Moncusí del Servicio de Recursos Científico-Técnicos de la URV por su apoyo técnico en la adquisición de las imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM).

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud.

Conflicto de intereses

Los participantes en este estudio declaran no tener ningún conflicto de interés relacionado con el mismo.

Cita sugerida

Suárez Malanda C, Santafé MM. Optimización de agujas para la electrólisis percutánea en fisioterapia invasiva: estudio ex vivo. *Invasive Physiother Musculoskelet Med.* 2025;1:e14. doi: [10.63360/ipmm.v1.e14](https://doi.org/10.63360/ipmm.v1.e14)

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

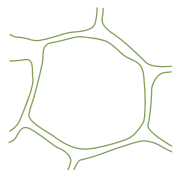
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e16

Ensayo Controlado Aleatorizado

Cambios en la fuerza, movilidad y reclutamiento muscular del hombro tras la aplicación de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada en atletas de Crossfit con Dolor de Hombro Inespecífico. Ensayo Clínico Aleatorizado

Luis Morales Rodriguez-Parets¹  0009-0008-1364-7395

Alberto Carcasona-Otal²  0009-0003-8000-7084

David Álvarez Prats³   0000-0002-7231-4282

Maria Cortiguera⁴

Daniel Pecos Martín³  0000-0001-8690-0998

Borhan Asadi²  0000-0001-7505-7958

Oscar Carvajal Fernández³  0000-0003-1115-557X

¹Área de fisioterapia, Federación española de Surf, 39005, Santander, España.

²Grupo de investigación iHealthy, Instituto de Investigación Sanitaria (IIS) Aragón, H.C.U. Lozano Blesa, 50009 Zaragoza, España.

³Universidad Alcalá (Madrid) 28801, España.

⁴Centro de fisioterapia y medicina del deporte Olympic Santander, 39005, Santander, España.

RESUMEN

Diseño del estudio: ensayo clínico aleatorizado con dos grupos experimentales y evaluadores cegados.

Participantes: 42 atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico.

Intervenciones: Ambos grupos recibieron una sesión de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e) sobre los nervios axilar y supraescapular, con la única diferencia de que en uno de ellos se empleó una frecuencia de 1 Hz y en el otro de 10 Hz.

Objetivos: Analizar la efectividad de dos frecuencias distintas (1 Hz vs. 10 Hz) de NMP-e en la funcionalidad del hombro de atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico.

Materiales y Métodos: Se analizaron variables (pre- y post-intervención) relacionadas con la movilidad y con la fuerza de rotación glenohumeral, así como con el control motor escapular (evaluadas mediante goniometría, dinamometría y electromiografía, respectivamente).

Resultados: La NMP-e ha demostrado mejoras significativas en la movilidad y la fuerza de rotación glenohumeral, así como en el control motor escapular, cuando se utiliza una frecuencia de estimulación de 10 Hz. Cuando la frecuencia fue de 1 Hz, solamente se observaron mejoras en la movilidad y la fuerza, aunque el efecto no fue tan evidente como con la frecuencia de 10 Hz.

Conclusiones: Estos hallazgos aumentan la evidencia actual sobre el uso de la NMP-e como una metodología de intervención sencilla y efectiva en el ámbito clínico diario para aumentar la funcionalidad neuromuscular en atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico. Sin embargo, también se evidencia la necesidad de adaptar los parámetros eléctricos de la NMP-e a las necesidades individuales de los deportistas para maximizar sus beneficios.

Palabras clave: Neuromodulación Percutánea; Fisioterapia Invasiva; Nervio Axilar; Nervio supraescapular; Cross-fit; Dolor de Hombro Inespecífico.

1. Introducción

El CrossFit es un programa de entrenamiento físico de alta intensidad que combina ejercicios procedentes de diversas disciplinas, como la halterofilia, el atletismo, la carrera a pie y la gimnasia olímpica⁽¹⁾. Fue desarrollado por Greg Glassman en el año 2000 y, en los últimos años, ha ganado popularidad dentro de la comunidad científica⁽²⁾. Esta disciplina se caracteriza por tres principios fundamentales: en primer lugar, la ejecución de movimientos funcionales; en segundo lugar, la realización de dichos movimientos a alta intensidad; y, por último, la constante variación de los ejercicios⁽³⁾. Este modelo de entrenamiento ha demostrado efectos positivos sobre la fuerza, la potencia, el equilibrio, la flexibilidad y las capacidades cardiorrespiratorias⁽⁴⁾.

El riesgo de lesión asociado a la práctica del CrossFit es comparable al de deportes como el powerlifting o el weightlifting⁽⁵⁾. La tasa de lesiones varía entre 0,2 y 18,9 por cada 1000 horas de participación, lo cual se sitúa dentro de los rangos observados en entrenamientos convencionales de fuerza con levantamiento de pesas⁽⁶⁾. La literatura científica ha identificado diversos factores de riesgo que pueden predisponer a lesiones en atletas de CrossFit, subrayando que éstas aumentan su prevalencia cuando se realizan entrenamientos sin una técnica y programación adecuadas. Además, un volumen excesivo de carga y una alta frecuencia de sesiones pueden inducir fatiga temprana, una mayor percepción del esfuerzo y una ejecución deficiente del movimiento⁽⁷⁾. Otros factores a considerar incluyen la edad avanzada, el sexo masculino, antecedentes de lesiones previas⁽⁸⁾, y la realización de estiramientos antes de entrenar⁽⁹⁾.

Diversos estudios han señalado que el hombro es la articulación con mayor prevalencia de lesiones en esta disciplina, superando incluso a regiones comúnmente afectadas como la columna lumbar o la rodilla^(6,10). Entre las múltiples patologías asociadas al hombro, el diagnóstico de dolor de hombro inespecífico destaca por su alta prevalencia en la población adulta^(11,12). Este término se emplea para describir cuadros clínicos en los que no se logra identificar con precisión una causa específica del dolor, debido a su etiología multifactorial asociada a diversos factores de riesgo, de los que destacan el desequilibrio muscular entre los rotadores internos y externos de la articulación glenohumeral, la limitación de la movilidad rotacional, el déficit en el control motor de la musculatura escapular, la fatiga muscular, y la realización frecuente de ejercicios por encima de la cabeza⁽¹³⁻¹⁵⁾.

Este último factor resulta especialmente relevante en disciplinas deportivas como el CrossFit, ya que los deportistas realizan con regularidad movimientos por encima de la cabeza, lo que incrementa el riesgo de desarrollar patologías en el hombro⁽¹⁶⁾. Además, este tipo de ejercicios se ha asociado con un déficit de rotación interna glenohumeral, de forma similar a lo observado en otras disciplinas como la natación⁽¹⁷⁾ o los deportes de lanzamiento⁽¹⁸⁾, lo que contribuye al ya mencionado desequilibrio muscular entre los rotadores internos y externos. Esto

se debe a que, desde una perspectiva biomecánica, los movimientos de flexión y abducción glenohumeral resultan más eficientes cuando se realizan acompañados de rotación externa. Por ello, la repetición de estos movimientos favorece dicha limitación de la rotación interna, comprometiendo la movilidad general de la articulación. Cuando este problema persiste en el tiempo, se producen efectos musculoesqueléticos modificables (como la rigidez de la cápsula posterior, el acortamiento del músculo infraespinoso o del redondo menor, y alteraciones en la mecánica escapular) así como efectos no modificables (como la torsión ósea observada en atletas jóvenes)⁽¹⁹⁾.

Además del dolor, los individuos con dolor de hombro inespecífico presentan con frecuencia otros síntomas. Es común observar una inhibición muscular del trapecio inferior⁽²⁰⁾ y del infraespinoso, músculo que ha mostrado signos de inhibición tanto en evaluaciones dinámicas⁽²¹⁾ como isométricas⁽²²⁾. En relación a la cápsula articular, puede aparecer disminución de la capacidad propioceptiva⁽²³⁾, aumento del grosor capsular⁽²⁴⁾ o inflamación asociada, lo que puede favorecer la pérdida de movilidad articular, sobre todo en gestos rotacionales⁽¹⁷⁾. Asimismo, se ha evidenciado que los ejercicios repetitivos por encima de la cabeza pueden provocar sintomatología y/o lesión de tipo neural⁽²⁵⁾.

Toda esta sintomatología conduce progresivamente a alteraciones biomecánicas tanto a nivel glenohumeral y escapular⁽²⁶⁾ como cervical^(27,28). En última instancia, esto se traduce en la pérdida de funcionalidad y, por ende, en la disminución de la calidad de vida de esta población con dolor de hombro inespecífico⁽²⁹⁾. Este fenómeno resulta aún más relevante en los atletas de CrossFit, ya que esta disciplina implica realizar numerosos ejercicios en los que el hombro desempeña un papel fundamental.

En cuanto al abordaje clínico del dolor de hombro inespecífico, el tratamiento fisioterapéutico conservador es la opción más habitual. Éste se basa fundamentalmente en la combinación de terapia manual y ejercicio terapéutico, intervenciones que han demostrado ser eficaces para mejorar la movilidad y la funcionalidad de la articulación glenohumeral^(30,31). Sin embargo, en los últimos años ha aumentado el interés por las técnicas de fisioterapia invasiva en el tratamiento de las patologías musculoesqueléticas. Entre ellas, destaca la neuromodulación percutánea ecoguiada (NMP-e), una técnica que consiste en aplicar una estimulación eléctrica mediante una aguja de acupuntura colocada cerca del nervio (epineuro) o del punto motor del músculo a tratar. Su objetivo es restaurar la función neuromuscular adecuada en estructuras alteradas⁽³²⁾. La NMP-e ha demostrado efectividad tanto en el miembro inferior⁽³²⁾ como en el miembro superior⁽³³⁾, en población sana y en sujetos con distintas afecciones musculoesqueléticas, mejorando variables clínicas como el dolor⁽³⁴⁾, la fuerza^(35,36), la flexibilidad⁽³⁷⁾, el equilibrio y la resistencia⁽³⁸⁾, así como la normalización de la excitabilidad neural⁽³⁹⁾.

Hasta la actualidad, se han desarrollado protocolos de ejercicio terapéutico tanto para la evaluación como para el tratamiento del dolor de hombro inespecífico en atletas que practican CrossFit⁽⁴⁰⁾. También se han aplicado técnicas instrumentales de movilización de los tejidos blandos y estiramientos en atletas sanos⁽³⁰⁾. Sin embargo, en relación con la NMP-e, la información disponible sobre esta población es muy escasa. Solamente existe un estudio sobre atletas de CrossFit sanos en el que la aplicación de NMP-e ofreció aumentos en la fuerza rotacional del hombro⁽³⁸⁾. No obstante, el efecto de la NMP-e aún no ha sido investigado específicamente

en atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico. Por este motivo, el presente ensayo controlado y aleatorizado tiene como objetivo evaluar la eficacia de dos protocolos distintos de NMP-e, con el fin de determinar cuál resulta más adecuado para reducir los factores de riesgo asociados al dolor de hombro inespecífico en atletas de CrossFit.

2. Materiales y Métodos

2.1 Diseño del estudio

Se trata de un ensayo clínico aleatorizado (ECA), con simple ciego por parte de los evaluadores, y con dos grupos de estudio paralelos. Este estudio se llevó a cabo en varios centros de Crossfit de Santander y Valladolid. Todos ellos disponían del material necesario tanto para las evaluaciones como para las intervenciones de fisioterapia programadas. Para asegurar un correcto desarrollo se han seguido las directrices establecidas por la Guía CONSORT 2010 de grupos paralelos⁽⁴¹⁾.

2.2 Ética

Este ECA cumple con los principios éticos de la Declaración de Helsinki y de la Ley de Investigación Biomédica. El estudio cuenta con la aprobación del Comité de Ética de Aragón (Nº 13/2025) y ha sido registrado en ClinicalTrials (NCT06958276).

2.3 Objetivos

El objetivo principal del estudio fue valorar la eficacia de la Neuromodulación Percutánea Eco-guiada (NMP-e), aplicada con dos frecuencias de estimulación distintas (1 Hz y 10 Hz), para mejorar los factores de riesgo más representativos de la lesión de hombro (movilidad articular, fuerza y control motor glenohumeral) en atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico.

Como objetivos secundarios, se establecieron los siguientes: 1) Analizar el porcentaje de deportistas con un ratio de fuerza desequilibrado entre rotadores internos y externos del hombro; 2) Analizar el porcentaje de deportistas con un control motor de la musculatura escapular incorrecto; y 3) Analizar el porcentaje de deportistas con una movilidad glenohumeral incompleta.

2.4 Participantes

Los participantes fueron reclutados a través de los entrenadores de los centros de Crossfit involucrados en el estudio, quienes enviaron un correo electrónico a los usuarios. Todos los participantes que cumplieron con los criterios de selección recibieron una explicación verbal de los objetivos y la metodología del estudio y, posteriormente, firmaron el consentimiento informado para participar en el mismo. La muestra se conformó por atletas de Crossfit que cumplían con los siguientes criterios de selección. Los criterios de inclusión fueron: 1) tener más de 18 años; 2) tener dolor de hombro de más de 3 meses de evolución; 3) que dicho dolor no tuviera causa aparente, de manera que no existiera un diagnóstico determinado y, por tanto, se tratara de dolor inespecífico; 4) entrenar Crossfit mínimo 3 días a la semana. Los criterios de exclusión fueron: 1) haber recibido algún tratamiento médico o fisioterapéutico para tratar el dolor de

hombro inespecífico; 2) haber recibido alguna cirugía previa en el hombro; 3) presentar miedo a las agujas (belonefobia) o a la intervención de NMP-e.

Para el cálculo del tamaño muestral se utilizó un estudio previo sobre la misma población. Éste reportó una media y desviación estándar de 113.1 ± 38.5 puntos para la variable fuerza de rotación interna de hombro medida con dinamometría manual⁽²⁰⁾. Se consideró un cambio mínimo clínicamente relevante de 42.7 puntos⁽⁴²⁾. Se utilizó una prueba t para muestras independientes con un nivel de significancia del 5% ($\alpha = 0.05$) y una potencia estadística del 80% ($1 - \beta = 0.80$), obteniéndose un total de 21 participantes por grupo, es decir, 42 participantes en total.

2.5 Aleatorización y cegamiento

Los participantes fueron distribuidos aleatoriamente, mediante la aplicación Epidat v.4.2., en dos grupos de intervención (Grupo 1Hz y Grupo 10Hz). Al tratarse de un estudio simple ciego, los evaluadores no tuvieron información sobre a qué grupo pertenecía cada participante.

2.6 Intervención

Ambos grupos de estudio recibieron una sesión de NMP-e sobre los nervios axilar y supraescapular. Esta fue administrada por un fisioterapeuta con más de 10 años de experiencia en procedimientos invasivos y en evaluación ecográfica. El participante se colocó en decúbito prono y con el hombro afecto a 90 grados de flexión, de modo que el húmero quedaba parcialmente apoyado sobre la camilla, con el antebrazo colgando por fuera de la misma a 90° de flexión del codo. El fisioterapeuta se colocó homolateral al hombro a intervenir.

Previo a la intervención, se aplicaron las medidas de higiene y se limpió la piel de los participantes con alcohol isopropílico y clorhexidina (antiséptico Lainco® 2 %). Como guía ecográfica se utilizó el dispositivo “GE Logic R7, GE Healthcare, USA” con una sonda lineal “12L” en un corte transversal. Para administrar la estimulación eléctrica se utilizó el dispositivo “Physio Invasiva®, CE0120, PRIM Physio, España” en la modalidad “PES”. Se utilizaron agujas de punción desechables de acero inoxidable (0.30 mm x 0.40 mm), las cuales se colocaron en el Epineuro del nervio axilar y del nervio supraescapular (Figuras 1 y 2), siguiendo los protocolos establecidos por MvClinic Institute⁽⁴³⁾.

Para ambos grupos de estudio, la intervención de NMP-e siguió lo establecido en el protocolo previamente mencionado⁽⁴³⁾. Se aplicaron 10 estímulos de una corriente eléctrica bifásica de 10 segundos de duración y 10 segundos de descanso entre ellos, ancho de pulso de 240 μ s e intensidad suficiente para provocar la máxima contracción muscular indolora. Sin embargo, la frecuencia de la estimulación varió entre los grupos de estudio. El Grupo 1 Hz recibió una frecuencia de 1 Hz, mientras que el Grupo 2 recibió 10 Hz.

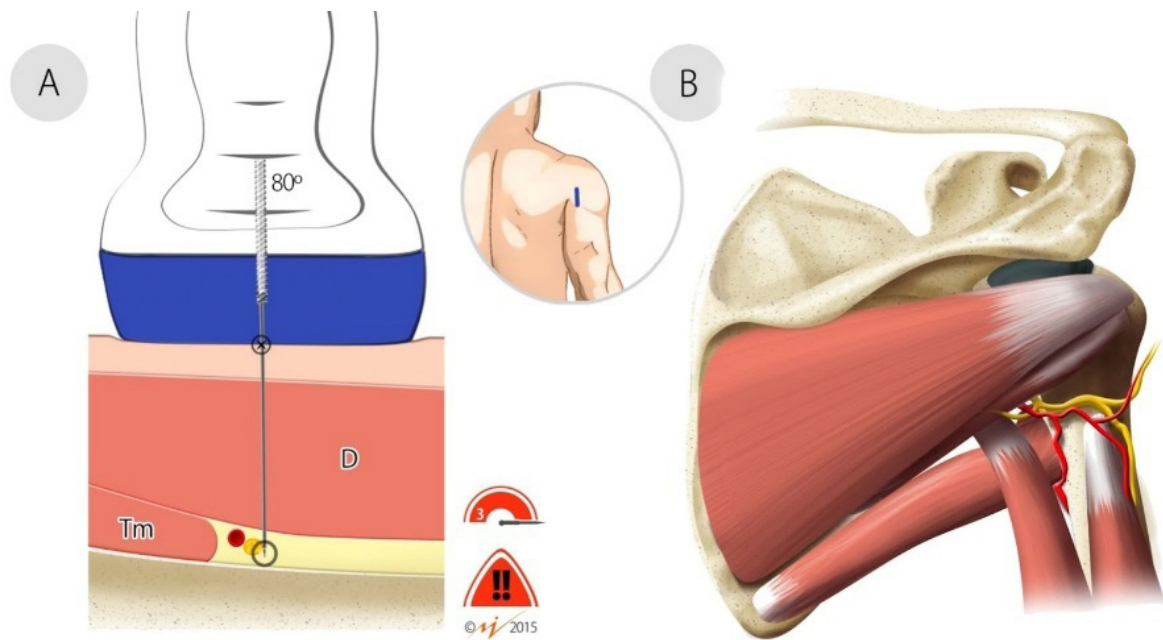


Figura 1. A) Abordaje de NMP-e del nervio axilar. D: músculo deltoides; Tm: músculo redondo menor. B) Recorrido anatómico del nervio axilar. Reproducido con permiso del Material del Curso de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e). Copyright © MVClinic Institute 2015. Abordaje del nervio axilar.

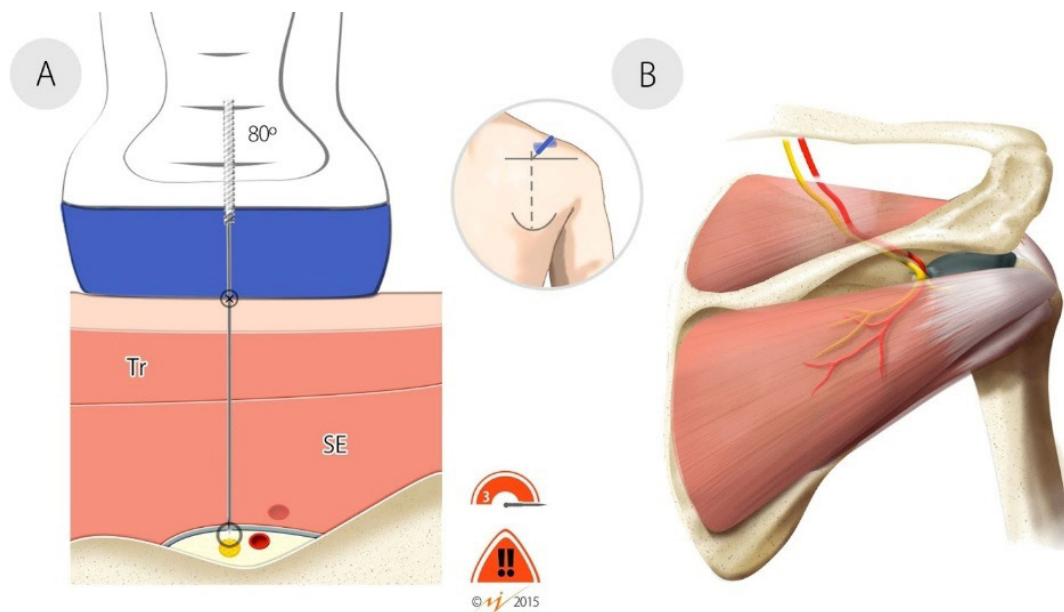


Figura 2. A) Abordaje de NMP-e del nervio supraescapular. Tr: músculo trapecio; SE: músculo supraespinoso. B) Recorrido anatómico del nervio supraescapular. Reproducido con permiso del Material del Curso de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e). Copyright © MVClinic Institute 2015. Abordaje del nervio axilar.

2.7 Variables de estudio

Dos evaluadores cegados realizaron las mediciones. En primer lugar, se recopilaban datos sociodemográficos de cada participante. Posteriormente se realizó una evaluación pre-intervención de las variables clínicas. Y finalmente, inmediatamente tras la administración de la intervención, se realizó una evaluación post-intervención de las mismas variables clínicas, que fueron las siguientes:

2.7.1. Movilidad de rotación glenohumeral: se utilizó un goniómetro digital (HALO), el cual ha demostrado validez y fiabilidad para mediciones en la articulación del hombro⁽⁴⁴⁾. Para cada participante se midió de manera bilateral la rotación interna (RI) y la rotación externa (RE). Posteriormente, ambas rotaciones se sumaron para obtener una tercera variable: el arco total de movimiento rotacional (ART). El paciente se colocó en decúbito supino, con el hombro en abducción de 90 grados y el codo en flexión de 90 grados, manteniendo el antebrazo perpendicular al suelo. Un evaluador estabilizaba la escápula presionando en la apófisis coracoides, mientras que otro evaluador realizaba una rotación interna/externa pasiva a la vez que colocaba el goniómetro en el tercio distal del antebrazo por su cara dorsal. La movilización pasiva se finalizaba con el primer “end-feel” o cuando la escápula comenzaba a moverse. Se realizaron dos mediciones de ambas rotaciones en cada hombro y, como dato final, se calculó la media de ambas. (Figura 3A).

2.7.2. Fuerza de rotación glenohumeral: se utilizó un dinamómetro de mano (HHD) con unidades de fuerza (KgF). Este instrumento ha mostrado entre buena y excelente fiabilidad y validez para la evaluación de la fuerza de musculatura del hombro⁽⁴⁵⁾. El participante se colocó siguiendo las instrucciones de Hams y compañeros (2019)⁽⁴⁶⁾: sentado a 90 grados de flexión de cadera y rodillas, con los pies apoyados en el suelo, tronco erguido, hombro a 0 grados de abducción y rotación neutra, y codo en contacto con el tronco y flexionado a 90 grados. El dinamómetro se colocó en el tercio distal de la cara interna del antebrazo para evaluar la RI y en el tercio distal de la cara externa para evaluar la RE. El evaluador se colocó en el mismo lado de la rotación a testar, agarrando con sus manos el dinamómetro. Los participantes fueron instruidos para ejercer durante 10 segundos la máxima fuerza isométrica posible, mientras que el evaluador ejercía la misma fuerza en sentido contrario. Se realizaron 3 tests de manera bilateral, dejando un minuto de descanso entre cada uno, y se recogió como dato final la media. Posteriormente, se calculó la ratio de fuerza RE/RI, la cual se obtuvo tras dividir el valor de RE entre el valor de RI⁽⁴³⁾, considerándose 2:3 (0,66) la ratio ideal⁽⁴⁷⁾ (Figura 3B).

2.7.3. Control motor escapular: se utilizó un electromiógrafo de superficie de la marca Mduance, el cual ha sido validado y utilizado previamente en la literatura⁽⁴⁸⁾. Según Kibler (2013)⁽¹⁴⁾, un correcto control motor escapular se consigue principalmente a través de los músculos trapecio superior e inferior, y serrato anterior. Por ello, se colocaron bilateralmente los electrodos de superficie en estos tres músculos y se le pidió al participante que realizara 5 repeticiones de abducción glenohumeral en el plano escapular. El software del electromiógrafo recogió el grado de activación de los tres músculos, así como el orden de activación de dicha musculatura (Figura 3C).

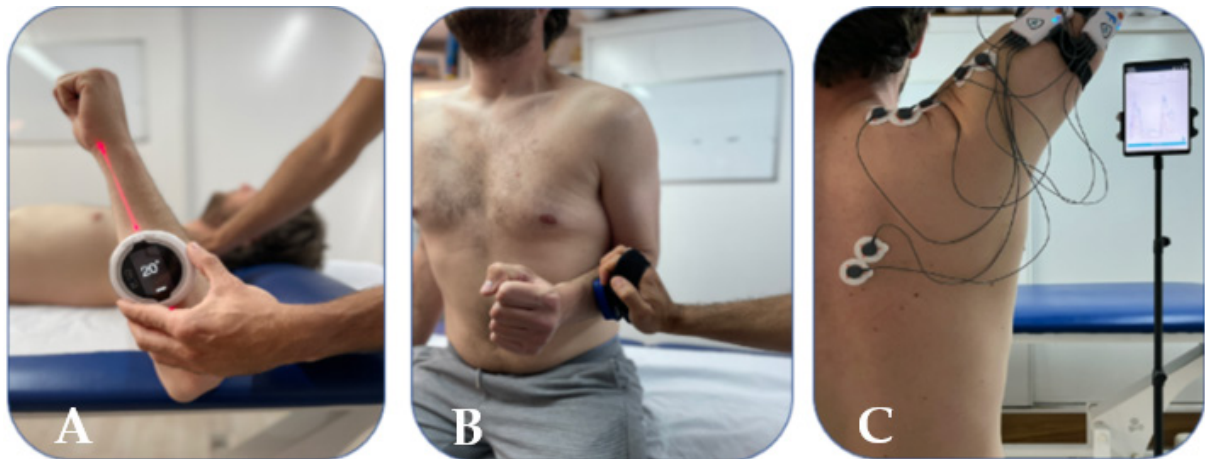


Figura 3. A) Evaluación de la movilidad de rotación glenohumeral con goniómetro HAL. B) Evaluación del ratio de fuerza entre RE/RI con el dinamómetro HHD. C) Evaluación del control motor escapular con electromiógrafo mDurance.

2.8 Análisis estadístico

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el software R (versión 2024.09.0; build 375). En primer lugar, las variables sociodemográficas se analizaron de forma descriptiva según los grupos del estudio. Para seleccionar las pruebas estadísticas adecuadas, se evaluó la normalidad de la distribución de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Posteriormente, para las variables clínicas evaluadas en dos momentos (antes y después de la intervención), se realizaron análisis intragrupo: se empleó la prueba t pareada para las variables con distribución normal y la prueba de Wilcoxon para aquellas con distribución no normal. Para las comparaciones entre grupos, primero se calcularon las diferencias (Δ) entre las mediciones pre y post intervención de cada variable dentro de cada grupo. Luego, estas diferencias Δ se compararon entre los grupos. En caso de distribución normal, se utilizó la prueba t para muestras independientes, y en caso contrario, la prueba U de Mann-Whitney. Con el fin de mejorar la interpretación de los resultados y validar los valores de p obtenidos, también se calcularon los tamaños del efecto. Para las pruebas paramétricas se empleó el coeficiente d de Cohen, mientras que para las no paramétricas se utilizó el tamaño del efecto basado en la prueba de Mann-Whitney. Se consideró un valor de $p < 0.05$ como nivel de significancia estadística para todos los análisis.

3. Resultados

3.1 Flujo de los participantes

Se evaluó un total de 42 participantes, de los cuales todos cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión y, por tanto, todos fueron incluidos en el estudio. El reclutamiento comenzó en mayo de 2025 y finalizó en julio de ese mismo año. No hubo abandonos en ningún momento (Figura 4). La muestra se dividió aleatoriamente en dos grupos de estudio: Grupo 10 Hz (7 hombres y 14 mujeres, con edad media de 32 años) y Grupo 1 Hz (4 hombres y 17 mujeres, con edad media de 38 años). En la evaluación basal, la edad fue la única variable que mostró diferencias significativas entre ambos grupos. Sin embargo, no se consideró relevante, ya que ninguna variable de estudio mostró diferencias significativas entre los grupos. En ambos gru-

pos, el número de entrenamientos semanales más frecuente fue 5 (Grupo 10 Hz: 38%, Grupo 1 Hz: 43%). Toda la información sociodemográfica se presenta en la Tabla 1.

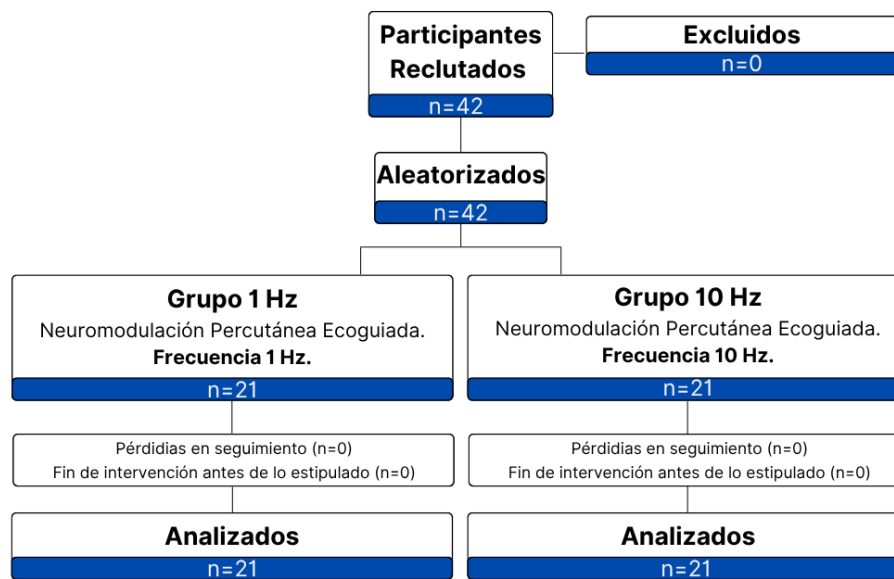


Figura 4. Diagrama de flujo de participantes.

Tabla 1. Características sociodemográficas de la muestra.

Variable		Total (n = 42)	Grupo 1 Hz (n =21)	Grupo 10 Hz (n =21)
Género	Hombre	11 / 42 (26.0%)	4 / 21 (19%)	7 / 21 (33%)
	Mujer	31 / 42 (74.0%)	17 / 21 (81%)	14 / 21 (67%)
Edad (años)		35 (7.62)	38 (9)	32 (6)
Brazo dominante	Derecho	40 / 42 (95%)	20 / 21 (95.2%)	20 / 21 (95.2%)
	Izquierdo	2 / 42 (4.8%)	1 / 21 (4.8%)	1 / 21 (4.8%)
Lado del dolor de hombro	Derecho	21 / 42 (50%)	11 / 21 (52%)	10 / 21 (48%)
	Izquierdo	21 / 42 (50%)	10 / 21 (48%)	11 / 21 (52%)
Brazo tratado	Derecho	21 / 42 (50%)	11 / 21 (52.3%)	10 / 21 (47.7%)
	Izquierdo	21 / 42 (50%)	10 / 21 (47.7%)	11 / 21 (52.3%)
Entrenamiento CrossFit (días/semana)		4.67 (1.07)	4.33 (1.11)	5.00 (0.95)

Los datos se presentan como media y desviación estándar para las variables cuantitativas y como frecuencia y porcentaje para las variables cualitativas.

3.2 Síntesis de resultados

3.2.1. Movilidad de rotación glenohumeral

No se observaron diferencias significativas entre los grupos de tratamiento. En el análisis intra-grupo, ambos grupos mostraron mejoras significativas en las variables de rotación interna (RI) y en la relación rotación externa/rotación interna (ratio RE/RI), tanto en el brazo tratado como en el no tratado ($p < 0.001$), lo que indica la presencia de un efecto cruzado. En todos los casos se evidenció un tamaño del efecto grande ($d > 0.7$), destacando especialmente la variable ratio RE/RI en el brazo tratado ($d = 1.32$ y $d = 1.36$ para los grupos 1 Hz y 10 Hz, respectivamente), frente al brazo no tratado ($d = 0.81$ y $d = 0.79$). En cuanto a la rotación externa (RE), se encontraron diferencias significativas únicamente en el brazo tratado de ambos grupos ($p = 0.002$ y $p = 0.021$ para los grupos a 1 Hz y a 10 Hz, respectivamente). En los brazos no tratados no se alcanzó significancia estadística para la RE, aunque los valores estuvieron próximos al umbral establecido ($p = 0.057$ y $p = 0.069$; tabla 2).

Tabla 2. Datos descriptivos y análisis intra-grupo y entre grupos para la movilidad de rotación glenohumeral.

Variable	Grupo	Brazo	Datos Descriptivos		Diferencias entre-grupos P-valor (Tamaño de Efecto)	Diferencias intra-grupo P-valor (Tamaño de Efecto)
			Pre-tratamiento	Post-tratamiento		
Movilidad Rot. Int.	Grupo 1 Hz	Tratado	65.28 (16.52)	80.8 (10.35)	Brazo tratado: 0.981 (-0.004)	<0.001 (0.79) *
		No Tratado	77.23 (7.79)	86.14 (6.52)		<0.001 (0.81) *
	Grupo 10 Hz	Tratado	58.71 (18.97)	74.19 (16.8)	Brazo no tratado: 0.732 (-0.107)	<0.001 (0.81) *
		No Tratado	65.14 (14.73)	71.14 (13.22)		<0.001 (0.72) *
Movilidad Rot. Ext.	Grupo 1 Hz	Tratado	91.8 (8.26)	95.52 (9.73)	Brazo tratado: 0.243 (0.395)	0.002 (<0.01) *
		No Tratado	92.42 (6.27)	93.9 (7.48)		0.057 (<0.01)
	Grupo 10 Hz	Tratado	83.14 (17.57)	91.61 (8.15)	Brazo no tratado: 0.731 (-0.107)	0.021 (<0.01) *
		No Tratado	91.09 (13.62)	92.23 (13.36)		0.069 (<0.01)
Movilidad Total (Rot.Ext. + Rot.Int.)	Grupo 1 Hz	Tratado	157.08 (18.38)	176.32 (14.23)	Brazo tratado: 0.446 (0.117)	<0.001 (1.32) *
		No Tratado	169.65 (9.99)	180.04 (9.88)		<0.001 (0.81) *
	Grupo 10 Hz	Tratado	141.85 (26.06)	165.8 (18.63)	Brazo no tratado: 0.243 (-0.396)	<0.001 (1.36) *
		No Tratado	156.23 (20.01)	163.37 (18.74)		<0.001 (0.79) *

1 Se utilizó el test t de Student para muestras independientes y el test U de Mann-Whitney para variables normales o no normales, según corresponda. 2 Se utilizó el test t de Student para muestras relacionadas o el test de Wilcoxon, según se trataba de variables normales o no normales, respectivamente. 3 Se utilizó la d de Cohen o el tamaño del efecto de Mann-Whitney, según se trataba de variables normales o no normales, respectivamente. Los datos se presentan como media y desviación estándar. * La significación se establece en $p < 0.05$.

3.2.2. Fuerza de rotación glenohumeral

No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguna de las variables de fuerza. En el análisis intragrupo, se observaron mejoras significativas únicamente en la fuerza de RE del brazo tratado en el grupo 1 Hz ($p = 0.011$) y en ambos brazos (tratado y no tratado) del grupo 10 Hz ($p = 0.010$ y $p = 0.047$, respectivamente), lo que evidencia nuevamente un efecto cruzado, aunque solo en el grupo de mayor frecuencia. El resto de las variables no mostró diferencias significativas. Resulta interesante señalar que, en el caso de la RI, los brazos no tratados de ambos grupos presentaron valores post-intervención inferiores a los pre-intervención (15.11 (4.13) vs. 15.56 (3.99) en el grupo 10 Hz; 14.53 (5.47) vs. 15.1 (5.9) en el grupo 1 Hz) (Tabla 3).

Tabla 3. Datos descriptivos y análisis intra-grupo y entre grupos para la fuerza de rotación glenohumeral.

Variable	Grupo	Brazo	Datos Descriptivos		Diferencias entre-grupos P-valor ¹ (Tamaño de Efecto) ³	Diferencias intra-grupo P-valor ² (Tamaño de Efecto) ³
			Pre-tratamiento	Post-tratamiento		
Fuerza Rot. Int.	Grupo 1 Hz	Tratado	14.91 (4.64)	14.98 (4.51)	Brazo tratado: 0.722 (0.11)	0.829 (0.03)
		No Tratado	15.56 (3.99)	15.11 (4.13)		0.189 (-0.30)
	Grupo 10 Hz	Tratado	13.33 (5.42)	13.63 (5.29)	Brazo no tratado: 0.124 (0.24)	0.514 (0.15)
		No Tratado	15.10 (5.90)	14.53 (5.47)		0.463 (-0.16)
Fuerza Rot. Ext.	Grupo 1 Hz	Tratado	8.44 (2.17)	9.42 (2.13)	Brazo tratado: 0.691 (0.12)	0.011 (0.56) *
		No Tratado	10.77 (3.25)	10.78 (2.85)		0.834 (0.05)
	Grupo 10 Hz	Tratado	9.43 (5.85)	10.63 (5.49)	Brazo no tratado: 0.126 (0.24)	0.010 (0.43) *
		No Tratado	10.35 (5.13)	11.27 (6.32)		0.047 (0.37) *
Ratio Rot. Ext. / Rot. Int.	Grupo 1 Hz	Tratado	0.59 (0.18)	0.66 (0.21)	Brazo tratado: 0.623 (0.15)	0.144 (0.32)
		No Tratado	0.71 (0.21)	0.74 (0.22)		0.626 (0.11)
	Grupo 10 Hz	Tratado	0.70 (0.31)	0.80 (0.27)	Brazo no tratado: 0.336 (0.30)	0.088 (0.37)
		No Tratado	0.70 (0.20)	0.78 (0.25)		0.088 (0.37)

1 Se utilizó el test t de Student para muestras independientes y el test U de Mann-Whitney para variables normales o no normales, según corresponda. 2 Se utilizó el test t de Student para muestras relacionadas o el test de Wilcoxon, según se trataba de variables normales o no normales, respectivamente. 3 Se utilizó la d de Cohen o el tamaño del efecto de Mann-Whitney, según se trataba de variables normales o no normales, respectivamente. Los datos se presentan como media y desviación estándar. * La significación se establece en $p < 0.05$.

3.2.3. Control motor escapular

En el análisis intragrupo, solo el grupo de 10 Hz mostró una disminución significativa en la activación del músculo trapecio superior ($p=0.021$; $d=0.53$), lo que refleja una mejora en el control motor escapular. Esta reducción se tradujo en diferencias significativas a favor del grupo de 10 Hz ($p=0.021$; $d=0.711$). La activación del resto de la musculatura evaluada (trapecio inferior y serrato anterior) no mostró diferencias significativas, ni en el análisis intragrupo ni entre grupos (Tabla 4).

Tabla 4. Datos descriptivos y análisis intra-grupo y entre grupos para el control motor escapular.

Variable	Grupo	Datos Descriptivos		Diferencias entre-grupos P-valor ¹ (Tamaño de Efecto) ³	Diferencias intra-grupo P-valor ² (Tamaño de Efecto) ³
		Pre-tratamiento	Post-tratamiento		
Activación Muscular Media del TS	Grupo 1 Hz	36.81 (5.76)	38.17 (5.94)	0.021 (0.71) *	0.381 (-0.19)
	Grupo 10 Hz	32.04 (11.62)	28.76 (8.2)		0.021 (0.53) *
Activación Muscular Media del TI	Grupo 1 Hz	35.07 (8.35)	35.12 (6.60)	0.832 (-0.07)	0.97 (-0.01)
	Grupo 10 Hz	30.72 (7.01)	31.16 (6.72)		0.563 (-0.13)
Activación Muscular Media del SA	Grupo 1 Hz	30.36 (6.09)	31.17 (4.88)	0.731 (0.13)	0.374 (-0.20)
	Grupo 10 Hz	665 (415)	679 (419)		0.576 (-0.12)
Contracción Máxima del TS	Grupo 1 Hz	565 (397)	580 (394)	0.942 (-0.01)	0.558 (-0.13)
	Grupo 10 Hz	651 (268)	652 (248)		0.421 (-0.17)

Variable	Grupo	Datos Descriptivos		Diferencias entre-grupos	Diferencias intra-grupo
		Pre-tratamiento	Post-tratamiento	P-valor ¹ (Tamaño de Efecto) ³	P-valor ² (Tamaño de Efecto) ³
Contracción Máxima del TI	Grupo 1 Hz	889 (661)	874 (661)	0.863 (0.02)	1 (<0.01)
	Grupo 10 Hz	826 (814)	630 (417)		0.752 (0.07)
Contracción Máxima del SA	Grupo 1 Hz	256 (164)	259 (178)	0.436 (0.11)	0.446 (0.17)
	Grupo 10 Hz	36.81 (5.76)	38.17 (5.94)		0.653 (-0.10)

1 Se utilizó el test t de Student para muestras independientes y el test U de Mann-Whitney para variables normales o no normales, según corresponda. 2 Se utilizó el test t de Student para muestras relacionadas o el test de Wilcoxon, según se trataba de variables normales o no normales, respectivamente. 3 Se utilizó la d de Cohen o el tamaño del efecto de Mann-Whitney, según se trataba de variables normales o no normales, respectivamente. Los datos se presentan como media y desviación estándar. * La significación se establece en $p < 0.05$. SA: serrato anterior; TI: trapecio inferior; TS: trapecio superior.

4. Discusión

En relación a los datos obtenidos de la evaluación pre-tratamiento, y al igual que en estudios anteriores, nuestra muestra de estudio presentó un perfil clínico altamente relacionado con 3 de los principales factores de riesgo de dolor de hombro inespecífico. Primero, desequilibrio en el ratio de fuerza RE/RI, donde el 66% de los atletas del estudio presentó un ratio alterado. Este desequilibrio muscular ha sido documentado como el factor de riesgo más prevalente en la población con dolor de hombro inespecífico^(49,50). Segundo, un déficit de rotación interna glenohumeral, donde el 35,7% de los atletas mostraron un déficit de rotación interna glenohumeral patológico, entendiéndose como patológico cuando existe una disminución de al menos 18 grados de rotación interna y de 5 grados en el rango total de rotación frente al lado contralateral no patológico⁽⁵¹⁾. Dicho déficit de rotación interna es todavía más clínicamente relevante en deportes que realizan ejercicios por encima de la cabeza, como es el caso del CrossFit⁽⁵²⁾. Tercero, una alteración del correcto control motor escapular, donde sólo el 7% de los atletas mostraron un control motor escapular adecuado, ya que el 33% presentó inhibición del serrato anterior, el 57% del trapecio inferior y el 3% de ambas musculaturas. Este control motor escapular inadecuado evidencia la alta prevalencia de disfunción neuromuscular en deportistas con dolor de hombro inespecífico, y explica en gran medida por qué la NMP-e es una buena opción terapéutica para dicha población.

Tras la aplicación de las intervenciones de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e) sobre los nervios axilar y supraescapular en atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico, los resultados demostraron mejoras significativas sobre la funcionalidad de la articulación del hombro.

4.1. Movilidad de rotación glenohumeral

En cuanto a la movilidad articular, ambos grupos de estudio encontraron mejoras significativas en el rango total de movimiento y en la RI, tanto en extremidades tratadas como no tratadas. Estas mejoras presentaron tamaños del efecto grandes ($d \geq 0.72$), lo que indica un cambio clínicamente relevante. En el caso de la RE, solamente las extremidades tratadas obtuvieron mejoras en ambos grupos, sin embargo los tamaños de efecto revelaron insignificancia a nivel

clínico. Estos resultados concuerdan con lo observado en estudios previos, ya que una sesión de NMP-e tanto de 10 Hz⁽³²⁾ como de 3 Hz⁽³⁶⁾ mejoraron la movilidad articular en patología de rodilla y de columna lumbar, respectivamente.

4.2. Fuerza de rotación glenohumeral

En relación a la fuerza de rotación glenohumeral solamente se encontraron beneficios significativos para la RE, aunque los tamaños de efecto fueron moderados ($d = [0.37 - 0.56]$). Ambos grupos de estudio mejoraron sobre el lado tratado, mientras que solamente el grupo de 10 Hz encontró nuevamente efecto cruzado ya que también obtuvo mejoras en el lado no tratado. Estos resultados pueden sugerir que la aparición de efectos cruzados sobre la fuerza sea dependiente de la frecuencia de estimulación utilizada, ya que quizá 1 Hz no tenga la potencia de efecto suficiente.

El resto de variables de fuerza (la RI y el ratio RE/RI) no mostraron mejoras. El reciente estudio de Sangiacomo y compañeros (2025)⁽⁵³⁾ también evaluó el efecto de la NMP-e sobre la fuerza del hombro en atletas de CrossFit, con la única diferencia de que en este caso se trató de sujetos sanos sin dolor. Además, este estudio siguió la misma metodología que el presente trabajo ya que abordó los nervios supraescapular y axilar y utilizaron una frecuencia de 10 Hz. Sus resultados, al igual que en este estudio, mostraron que esta metodología de NMP-e produjo mejoras en la fuerza de RE. Sin embargo, en su caso la RI también se vió beneficiada. Esta diferencia se puede deber a que el presente estudio incluye población con dolor de hombro inespecífico, una patología que se caracteriza por dificultades en el gesto de RI. Otros estudios en los que aplicaron NMP-e a 10 Hz en el nervio femoral⁽³⁵⁾, a 6 Hz sobre el nervio glúteo superior⁽⁵⁴⁾, y a 3 Hz sobre el nervio ciático⁽³⁶⁾ también mostraron un incremento en la fuerza isométrica del cuádriceps, la fuerza de abductores de cadera y la fuerza general de la cadera, respectivamente.

4.3. Control motor escapular

Respecto al control motor escapular la NMP-e a una frecuencia de 10 Hz consiguió disminuir la actividad eléctrica del trapecio superior, mientras que la frecuencia de 1 Hz no mostró dicho beneficio. Dicha disminución se acompañó de un tamaño de efecto moderado, lo que sugiere evidencia clínica moderada. Los atletas de CrossFit, y generalmente los atletas en deportes “overhead” (deportes con movimientos frecuentes de los brazos por encima de la cabeza) suelen presentar un aumento patológico en la activación del músculo trapecio superior, de manera que disminuir dicha activación supone mejorar la eficacia de la movilidad escapular, ejercida principalmente por el serrato anterior y el trapecio inferior, siendo dicha movilidad fundamental para la correcta funcionalidad del hombro, sobre todo en los mencionados movimientos “overhead”⁽¹⁴⁾. Un estudio previo sobre un atleta profesional, aunque utilizó la NMP-e en la extremidad inferior, también encontró mejoras en la activación muscular medida por electromiografía⁽⁵⁴⁾.

4.4. Efectos cruzados de la NMP-e

Además de analizar las mejoras en la funcionalidad del hombro tratado, el presente estudio también abordó la influencia de la NMP-e en la funcionalidad del hombro no tratado. Nuestros

resultados muestran que tanto para la movilidad como para la fuerza de rotación se observaron efectos cruzados en variables específicas. El fenómeno de “efectos cruzados” hace referencia a que pese a realizar un tratamiento sobre una extremidad también aparecen efectos en la extremidad contralateral.

En el presente estudio, la movilidad articular fue la variable en la que se observaron más efectos cruzados, ya que tanto el grupo de 10 Hz como el de 1 Hz mostraron mejoras en la RI y en el arco total de movimiento (RE+RI). Sin embargo, la RE no mostró efecto cruzado en ningún grupo de estudio. En cuanto a las variables de fuerza, los efectos cruzados no fueron tan evidentes como en la movilidad articular, ya que únicamente el grupo de 10 Hz mostró un aumento de la fuerza exclusivamente en el RE del hombro no tratado. El resto de variables no mostraron efectos cruzados en ningún grupo de estudio, lo que concuerda con el anteriormente mencionado estudio sobre atletas de CrossFit sanos⁽⁵³⁾ y que comparte la metodología de este estudio, en el que los aumentos de fuerza solamente aparecieron en la extremidad tratada. Sin embargo, otro estudio que aplicó la NMP-e sobre el nervio ciático, sí que encontró aumentos significativos de la fuerza de cadera tanto en la extremidad tratada como en la no tratada⁽³⁶⁾. Sus resultados fueron muy contundentes, ya que todas las variables de la fuerza estudiadas (flexión, extensión, abducción, RE y RI) mostraron un efecto cruzado.

Esta controversia sugiere la necesidad de realizar estudios específicos para analizar los efectos cruzados de la NMP-e sobre la fuerza. Algo similar a lo que se hizo en un estudio previo, en el que compararon los efectos contralaterales de diferentes técnicas de tratamiento, entre ellas la NMP-e, pero no sobre la fuerza sino sobre el rango de movimiento pasivo⁽³⁷⁾. Sus resultados son realmente interesantes, ya que solo la NMP-e aplicada sobre el nervio ciático produjo un efecto cruzado, mientras que otras técnicas, como la punción seca, la neurodinamia o el estiramiento pasivo, no lo produjeron. Estos hallazgos muestran que el efecto mecánico de la punción seca sobre el nervio ciático no fue suficiente, ya que el efecto cruzado sobre la movilidad articular solo apareció cuando a la aguja se le administró corriente eléctrica (NMP-e), lo que concuerda con el efecto cruzado de movilidad rotacional observado en el presente estudio.

Dicho efecto cruzado sobre la movilidad se puede deber a que ésta está generalmente relacionada con restricciones articulares globales que afectan de forma bilateral al deportista, y por tanto puede ser más susceptible a mejorar incluso en ausencia de estimulación directa. Por el contrario, es posible que la fuerza, al depender de la activación neuromuscular específica del lado tratado, sea más difícil conseguir un estímulo suficiente como para producir un efecto cruzado, sobre todo con frecuencias bajas (1 Hz).

4.5. Limitaciones y Futuras Líneas de Investigación

Aunque los resultados son prometedores, el estudio presenta ciertas limitaciones que deben considerarse: 1) el diseño del estudio contempla únicamente dos grupos experimentales, sin un grupo de control sin intervención. Añadir este grupo de control habría permitido comprender con mayor profundidad la efectividad real de la NMP-e. Bien es cierto que dicha intervención ya ha sido ampliamente estudiada y ha demostrado, en numerosas ocasiones, su efectividad frente a grupos de control, por lo que tampoco se consideró imprescindible añadir en este estudio un grupo sin tratamiento. Por otro lado, añadir el grupo de control también habría

sido positivo en términos estadísticos, ya que se habría aumentado el tamaño muestral y se habría obtenido una mayor potencia estadística para interpretar los resultados. 2) Este estudio solamente realizó dos evaluaciones de todas las variables clínicas de estudio, pre-intervención e inmediatamente post-intervención. Este diseño limita la posibilidad de analizar los efectos de la NMP-e en el medio y largo plazo, sobre todo cuando se abordan variables relacionadas con la funcionalidad, que pueden tardar un tiempo determinado en mostrar diferencias significativas. Cabe destacar que existen estudios sobre la NMP-e en los que una evaluación inmediatamente post-intervención fue suficiente para encontrar resultados interesantes^(38,55), al igual que en el actual estudio donde también se han encontrado diferencias significativas. Sin embargo, los autores declaran que indudablemente aumentar el tiempo de seguimiento habría sido beneficioso y quizá se hubieran obtenido resultados todavía más concluyentes. 3) Otra limitación podría ser la diferencia significativa de edad entre ambos grupos de estudio (media de 32 y 38 años). Sin embargo, se debe saber que ninguna variable clínica mostró diferencias basales, y que además tampoco se encontraron diferencias significativas en ninguna variable cuando se ajustó por la variable “edad”. Esto indica que probablemente las diferencias en la edad no hayan sido suficientes para generar diferencias en la funcionalidad de la articulación glenohumeral.

Con el objetivo de abordar todas las limitaciones científicas derivadas del presente trabajo, se considera necesario continuar la línea de investigación sobre el efecto de la NMP-e en personas que practican deportes overhead. En primer lugar, sería interesante incluir grupos control sin tratamiento o con un tratamiento basado en técnicas no invasivas, como puede ser un protocolo de ejercicios y educación en salud. También se podría investigar sobre la combinación de ambos tratamientos (ejercicio y NMP-e) en estas disciplinas deportivas overhead, y analizar no solamente el impacto funcional clínico, sino también el impacto funcional a nivel de rendimiento deportivo. Por otro lado, estos estudios deberían establecer un tiempo de seguimiento prolongado, con sucesivas evaluaciones que añadan evidencia relacionada con el efecto de la NMP-e a medio y largo plazo.

5. Conclusiones

Este estudio confirma la presencia de factores de riesgo en atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico. Además, demuestra que la aplicación de NMP-e sobre los nervios axilar y supraescapular ofrece mejoras funcionales sobre la movilidad y fuerza de rotación glenohumeral, así como sobre el control motor escapular.

Dichas mejoras dependen de la frecuencia utilizada. La frecuencia de 1Hz solamente igualó a la frecuencia de 10 Hz en la movilidad de rotación glenohumeral. En relación con la fuerza de rotación glenohumeral, la frecuencia de 10 Hz produjo mayores beneficios que la de 1 Hz. Y en cuanto al control motor escapular, solo el grupo de 10 Hz mostró cambios significativos.

Estos hallazgos aumentan la evidencia actual sobre el uso de la NMP-e como una metodología de intervención sencilla y efectiva que puede aplicarse en el ámbito clínico diario para aumentar la funcionalidad neuromuscular en atletas de CrossFit con dolor de hombro inespecífico.

Sin embargo, también se demuestra la necesidad de adaptar los parámetros eléctricos de la NMP-e a las necesidades individuales de los deportistas para maximizar sus beneficios.

Referencias

1. Glassman G. Understanding CrossFit. CrossFit Journal 2007, 56.
2. Spencer, D.; Silva, D.; DiTecco, D.; West, C. CrossFit and “Cancel Culture”: Probing Practitioners’ Responses to the “Canceling” of Greg Glassman. J Sport Soc Issues 2023, 47, 371–391, [doi:10.1177/01937235231223986](https://doi.org/10.1177/01937235231223986).
3. Claudino, J.G.; Gabbett, T.J.; Bourgeois, F.; Souza, H. de S.; Miranda, R.C.; Mezêncio, B.; Soncin, R.; Cardoso Filho, C.A.; Bottaro, M.; Hernandez, A.J.; et al. CrossFit Overview: Systematic Review and Meta-Analysis. Sports Med Open 2018, 4, [doi:10.1186/S40798-018-0124-5](https://doi.org/10.1186/S40798-018-0124-5).
4. Gianzina EA, Kassotaki OA. The benefits and risks of the high-intensity CrossFit training. Sport Sci Health. 2019;15:21–33. [doi:10.1007/s11332-018-0521-7](https://doi.org/10.1007/s11332-018-0521-7).
5. Aasa, U.; Svartholm, I.; Andersson, F.; Berglund, L. Injuries among Weightlifters and Powerlifters: A Systematic Review. Br J Sports Med 2017, 51, 211–219, [doi:10.1136/BJSPORTS-2016-096037](https://doi.org/10.1136/BJSPORTS-2016-096037).
6. Rodríguez MÁ, García-Calleja P, Terrados N, Crespo I, del Valle M, Olmedillas H. Injury in CrossFit: a systematic review of epidemiology and risk factors. Physician Sportsmed. 2022;50:3–10. [doi:10.1080/00913847.2020.1864675](https://doi.org/10.1080/00913847.2020.1864675).
7. Bergeron, M.F.; Nindl, B.C.; Deuster, P.A.; Baumgartner, N.; Kane, S.F.; Kraemer, W.J.; Sexauer, L.R.; Thompson, W.R.; O’Connor, F.G. Consortium for Health and Military Performance and American College of Sports Medicine Consensus Paper on Extreme Conditioning Programs in Military Personnel. Curr Sports Med Rep 2011, 10, 383–389, [doi:10.1249/JSR.0B013E318237BF8A](https://doi.org/10.1249/JSR.0B013E318237BF8A).
8. Mehrab, M.; Wagner, R.K.; Vuurberg, G.; Gouttebarger, V.; De Vos, R.J.; Mathijssen, N.M.C. Risk Factors for Musculoskeletal Injury in CrossFit: A Systematic Review. Int J Sports Med 2022, 44, 247–257, [doi:10.1055/A-1953-6317](https://doi.org/10.1055/A-1953-6317).
9. Alekseyev K, John A, Malek A, Lakdawala M, Verma N, Southall C, et al. Identifying the most common CrossFit injuries in a variety of athletes. Rehabil Process Outcome. 2020;9. [doi:10.1177/1179572719897069](https://doi.org/10.1177/1179572719897069).
10. Lastra-Rodríguez, L.; Llamas-Ramos, I.; Rodríguez-Pérez, V.; Llamas-Ramos, R.; López-Rodríguez, A.F. Musculoskeletal Injuries and Risk Factors in Spanish CrossFit® Practitioners. Healthcare (Switzerland) 2023, 11, [doi:10.3390/HEALTHCARE11091346](https://doi.org/10.3390/HEALTHCARE11091346).
11. Miranda, H.; Viikari-Juntura, E.; Heistaro, S.; Heliövaara, M.; Riihimäki, H. A Population Study on Differences in the Determinants of a Specific Shoulder Disorder versus Nonspecific Shoulder Pain without Clinical Findings. Am J Epidemiol 2005, 161, 847–855, [doi:10.1093/AJE/KWI112](https://doi.org/10.1093/AJE/KWI112).
12. Pribicevic, M. The Epidemiology of Shoulder Pain: A Narrative Review of the Literature. Pain in Perspective 2012, [doi:10.5772/52931](https://doi.org/10.5772/52931).
13. Page, P. SHOULDER MUSCLE IMBALANCE AND SUBACROMIAL IMPINGEMENT SYNDROME IN OVER-HEAD ATHLETES. Int J Sports Phys Ther 2011, 6, 51.
14. Kibler, W. Ben; Ludewig, P.M.; McClure, P.W.; Michener, L.A.; Bak, K.; Sciascia, A.D. Clinical Implications of Scapular Dyskinesis in Shoulder Injury: The 2013 Consensus Statement from the “Scapular Summit.” Br J Sports Med 2013, 47, 877–885, [doi:10.1136/BJSPORTS-2013-092425](https://doi.org/10.1136/BJSPORTS-2013-092425).

- 15.** Kibler, W. Ben; Sciascia, A.; Thomas, S.J. Glenohumeral Internal Rotation Deficit: Pathogenesis and Response to Acute Throwing. *Sports Med Arthrosc Rev* 2012, 20, 34–38, [doi:10.1097/JSA.0B013E318244853E](https://doi.org/10.1097/JSA.0B013E318244853E).
- 16.** Nicolay, R.W.; Moore, L.K.; DeSena, T.D.; Dines, J.S. Upper Extremity Injuries in CrossFit Athletes—a Review of the Current Literature. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* 2022, 15, 402–410, [doi:10.1007/S12178-022-09781-4](https://doi.org/10.1007/S12178-022-09781-4).
- 17.** Contreras Fernández, J.; Espinoza Aravena, R.M.; Liendo Verdugo, R.; Torres Galaz, G.; Soza Rex, F. Análisis de La Rotación Interna y Externa de La Articulación Glenohumeral y Su Relación Con El Dolor de Hombro En Nadadores de Élite. *Revista andaluza de medicina del deporte*, ISSN 1888-7546, Vol. 3, No. 3, 2010, págs. 92-97 2010, 3, 92–97.
- 18.** Noonan, T.J.; Shanley, E.; Bailey, L.B.; Wyland, D.J.; Kissenberth, M.J.; Hawkins, R.J.; Thigpen, C.A. Professional Pitchers With Glenohumeral Internal Rotation Deficit (GIRD) Display Greater Humeral Retrotorsion Than Pitchers Without GIRD. *American Journal of Sports Medicine* 2015, 43, 1448–1454, [doi:10.1177/0363546515575020](https://doi.org/10.1177/0363546515575020).
- 19.** Fares, M.Y.; Lawand, J.; Daher, M.; Suarez, J.D.; Kayepkian, T.; Koa, J.; Geagea, E.; Abboud, J.A. Glenohumeral Internal Rotation Deficit: Insights into Pathologic, Clinical, Diagnostic, and Therapeutic Characteristics. *Clin Shoulder Elb* 2024, 27, 505–513, [doi:10.5397/CISE.2023.00885](https://doi.org/10.5397/CISE.2023.00885).
- 20.** Silva, E.R.; Maffulli, N.; Migliorini, F.; Santos, G.M.; de Menezes, F.S.; Okubo, R. Function, Strength, and Muscle Activation of the Shoulder Complex in Crossfit Practitioners with and without Pain: A Cross-Sectional Observational Study. *J Orthop Surg Res* 2022, 17, [doi:10.1186/S13018-022-02915-X](https://doi.org/10.1186/S13018-022-02915-X).
- 21.** Castelein, B.; Cools, A.; Parlevliet, T.; Cagnie, B. The Influence of Induced Shoulder Muscle Pain on Rotator Cuff and Scapulothoracic Muscle Activity during Elevation of the Arm. *J Shoulder Elbow Surg* 2017, 26, 497–505, [doi:10.1016/j.jse.2016.09.005](https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.09.005).
- 22.** Stackhouse, S.K.; Eisennagel, A.; Eisennagel, J.; Lenker, H.; Sweitzer, B.A.; McClure, P.W. Experimental Pain Inhibits Infraspinatus Activation during Isometric External Rotation. *J Shoulder Elbow Surg* 2013, 22, 478–484, [doi:10.1016/j.jse.2012.05.037](https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.05.037).
- 23.** Jerosch, J.; Castro, W.H.M.; Halm, H.; Drescher, H. Does the Glenohumeral Joint Capsule Have Proprioceptive Capability? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1993, 1, 80–84, [doi:10.1007/BF01565457](https://doi.org/10.1007/BF01565457).
- 24.** Michelin, P.; Delarue, Y.; Duparc, F.; Dacher, J.N. Thickening of the Inferior Glenohumeral Capsule: An Ultrasound Sign for Shoulder Capsular Contracture. *Eur Radiol* 2013, 23, 2802–2806, [doi:10.1007/S00330-013-2874-2](https://doi.org/10.1007/S00330-013-2874-2).
- 25.** Kokkalis, Z.T.; Pantzaris, N.; Iliopoulos, I.D.; Megaloikonomos, P.D.; Mavrogenis, A.F.; Panagiotopoulos, E. Nerve Injuries around the Shoulder. *J Long Term Eff Med Implants* 2017, 27, 13–20, [doi:10.1615/JLONGTERMEFFMEDIMPLANTS.2017019545](https://doi.org/10.1615/JLONGTERMEFFMEDIMPLANTS.2017019545).
- 26.** Otoshi, K.; Kikuchi, S.; Kato, K.; Sato, R.; Igari, T.; Kaga, T.; Konno, S. The Prevalence of Scapular Malalignment in Elementally School Aged Baseball Player and Its Association to Shoulder Disorder. *Journal of Orthopaedic Science* 2018, 23, 942–947, [doi:10.1016/j.jos.2018.07.006](https://doi.org/10.1016/j.jos.2018.07.006).
- 27.** Fialho, H.R.F.; Gava, V.; Fonseca, R.N.S.; Kamonseki, D.H.; Barbosa, G.M. Thinking Outside the Shoulder: A Systematic Review and Metanalysis of Kinetic Chain Characteristics in Non-Athletes with Shoulder Pain. *PLoS One* 2024, 19, [doi:10.1371/JOURNAL.PONE.0314909](https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0314909).

- 28.** Katsuura, Y.; Bruce, J.; Taylor, S.; Gullota, L.; Kim, H.J. Overlapping, Masquerading, and Causative Cervical Spine and Shoulder Pathology: A Systematic Review. *Global Spine J* 2020, 10, 195–208, doi:10.1177/2192568218822536.
- 29.** Lee, M.K.; Oh, J. The Relationship between Sleep Quality, Neck Pain, Shoulder Pain and Disability, Physical Activity, and Health Perception among Middle-Aged Women: A Cross-Sectional Study. *BMC Womens Health* 2022, 22, doi:10.1186/S12905-022-01773-3.
- 30.** JUSDADO-GARCÍA, M.; CUESTA-BARRIUSO, R. Soft Tissue Mobilization and Stretching for Shoulder in Crossfitters: A Randomized Pilot Study. *Int J Environ Res Public Health* 2021, 18, 1–10, doi:10.3390/IJER-PH18020575.
- 31.** Cools, A.M.; Maenhout, A.G.; Vanderstucken, F.; Declève, P.; Johansson, F.R.; Borms, D. The Challenge of the Sporting Shoulder: From Injury Prevention through Sport-Specific Rehabilitation toward Return to Play. *Ann Phys Rehabil Med* 2021, 64, doi:10.1016/j.rehab.2020.03.009.
- 32.** GARCÍA-BERMEJO, P.; ROMERO-MORALES, C.; DE-LA-CRUZ-TORRES, B. Effect of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation Applied to the Femoral Nerve on Pain and Range of Motion in Patients with Anterior Knee Pain: A Case Study. *Revista Fisioterapia Invasiva / Journal of Invasive Techniques in Physical Therapy* 2020, 03, 030–034, doi:10.1055/S-0040-1701431.
- 33.** De la Cruz-Torres B Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation in Chronic Lateral Elbow Pain. *Revista Fisioterapia Invasiva / Journal of Invasive Techniques in Physical Therapy* 2019, 02, 103–104, doi:10.1055/S-0039-3401878.
- 34.** Ilfeld, B.M.; Finneran, J.J.; Gabriel, R.A.; Said, E.T.; Nguyen, P.L.; Abramson, W.B.; Khatibi, B.; Sztain, J.F.; Swisher, M.W.; Jaeger, P.; et al. Ultrasound-Guided Percutaneous Peripheral Nerve Stimulation: Neuromodulation of the Suprascapular Nerve and Brachial Plexus for Postoperative Analgesia Following Ambulatory Rotator Cuff Repair. A Proof-of-Concept Study. *Reg Anesth Pain Med* 2019, 44, 310–318, doi:10.1136/RAPM-2018-100121.
- 35.** Álvarez-Prats, D.; Carvajal-Fernández, Ó.; Pérez-Mallada, N.; Minaya-Muñoz, F. Changes in Maximal Isometric Quadriceps Strength after the Application of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation of the Femoral Nerve: A Case Series. *Revista Fisioterapia Invasiva / Journal of Invasive Techniques in Physical Therapy* 2019, 02, 39–45, doi:10.1055/S-0039-1688551.
- 36.** San-Emeterio-Iglesias, R.; De-la-Cruz-Torres, B.; Romero-Morales, C.; Minaya-Muñoz, F. Effect of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation of Sciatic Nerve on Hip Muscle Strength in Chronic Low Back Pain Sufferers: A Pilot Study. *J Clin Med* 2022, 11, doi:10.3390/JCM11226672.
- 37.** De-la-Cruz-Torres, B.; Carrasco-Iglesias, C.; Minaya-Muñoz, F.; Romero-Morales, C. Crossover Effects of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation on Contralateral Hamstring Flexibility. *Acupuncture in Medicine* 2021, 39, 512–521, doi:10.1177/0964528420920283.
- 38.** de la Cruz-Torres, B.; Barrera-García-Martín, I.; Albornoz-Cabello, M. Immediate Effects of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation versus Physical Exercise on Performance of the Flexor Hallucis Longus Muscle in Professional Dancers: A Randomised Clinical Trial. *Acupuncture in Medicine* 2019, 37, 91–97, doi:10.1177/0964528419826103.
- 39.** de la Cruz Torres, B. Strength-Duration Curves of Radial Nerve in Patients with Lateral Elbow Pain. *J Sport Rehabil* 2020, 29, 754–759, doi:10.1123/JSR.2018-0405.

- 40.** Bakaraki, A.; Parmaxizoglou, D.; Gkrilias, P.; Tsekoura, M.; Fousekis, K.; Xergia, S.; Matzaroglou, C.; Tsepis, E. Inter-Rater and Test-Retest Reliability of an Innovative Evaluation Tool: CrossFit Functional Assessment Battery of Tests for the Shoulder Joint. *Cureus* 2024, 16, e53267, [doi:10.7759/CUREUS.53267](https://doi.org/10.7759/CUREUS.53267).
- 41.** Cobos-Carbó, A.; Augustovski, F. Declaración CONSORT 2010: Actualización de La Lista de Comprobación Para Informar Ensayos Clínicos Aleatorizados de Grupos Paralelos. *Med Clin (Barc)* 2011, 137, 213–215, [doi:10.1016/J.MEDCLI.2010.09.034](https://doi.org/10.1016/J.MEDCLI.2010.09.034).
- 42.** Fieseler, G.; Laudner, K.G.; Irlenbusch, L.; Meyer, H.; Schulze, S.; Delank, K.S.; Hermassi, S.; Bartels, T.; Schwesig, R. Inter- and Intrarater Reliability of Goniometry and Hand Held Dynamometry for Patients with Subacromial Impingement Syndrome. *J Exerc Rehabil* 2017, 13, 704–710, [doi:10.12965/JER.1735110.555](https://doi.org/10.12965/JER.1735110.555).
- 43.** Valera Garrido, F.; Minaya Muñoz, F. *Fisioterapia Invasiva*; 2nd ed.; Elsevier, 2016; ISBN 9788491130994.
- 44.** Correll, S.; Field, J.; Hutchinson, H.; Mickevicius, G.; Fitzsimmons, A.; Smoot, B. RELIABILITY AND VALIDITY OF THE HALO DIGITAL GONIOMETER FOR SHOULDER RANGE OF MOTION IN HEALTHY SUBJECTS. *Int J Sports Phys Ther* 2018, 13, 707, [doi:10.26603/ijsp20180707](https://doi.org/10.26603/ijsp20180707).
- 45.** Johansson, F.R.; Skillgate, E.; Lapauw, M.L.; Clijmans, D.; Deneulin, V.P.; Palmans, T.; Engineer, H.K.; Cools, A.M. Measuring Eccentric Strength of the Shoulder External Rotators Using a Handheld Dynamometer: Reliability and Validity. *J Athl Train* 2015, 50, 719–725, [doi:10.4085/1062-6050-49.3.72](https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.72).
- 46.** Hams, A.; Evans, K.; Adams, R.; Waddington, G.; Witchalls, J. Reduced Shoulder Strength and Change in Range of Motion Are Risk Factors for Shoulder Injury in Water Polo Players. *Physical Therapy in Sport* 2019, 40, 231–237, [doi:10.1016/J.PTSP.2019.10.003](https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2019.10.003).
- 47.** Beach, M.L.; Whitney, S.L.; Dickoff-Hoffman, S.A. Relationship of Shoulder Flexibility, Strength, and Endurance to Shoulder Pain in Competitive Swimmers. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1992, 16, 262–268, [doi:10.2519/JOSPT.1992.16.6.262](https://doi.org/10.2519/JOSPT.1992.16.6.262).
- 48.** Molina-Molina, A.; Ruiz-Malagón, E.J.; Carrillo-Pérez, F.; Roche-Seruendo, L.E.; Damas, M.; Banos, O.; García-Pinillos, F. Validation of MDurance, A Wearable Surface Electromyography System for Muscle Activity Assessment. *Front Physiol* 2020, 11, [doi:10.3389/FPHYS.2020.606287](https://doi.org/10.3389/FPHYS.2020.606287).
- 49.** McKenzie, A.; Larequi, S.A.; Hams, A.; Headrick, J.; Whiteley, R.; Duhig, S. Shoulder Pain and Injury Risk Factors in Competitive Swimmers: A Systematic Review. *Scand J Med Sci Sports* 2023, 33, 2396–2412, [doi:10.1111/SMS.14454](https://doi.org/10.1111/SMS.14454).
- 50.** Cools, A.M.J.; Vanderstukken, F.; Vereecken, F.; Duprez, M.; Heyman, K.; Goethals, N.; Johansson, F. Eccentric and Isometric Shoulder Rotator Cuff Strength Testing Using a Hand-Held Dynamometer: Reference Values for Overhead Athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2016, 24, 3838–3847, [doi:10.1007/S00167-015-3755-9](https://doi.org/10.1007/S00167-015-3755-9).
- 51.** Dwelly, P.M.; Tripp, B.L.; Tripp, P.A.; Eberman, L.E.; Gorin, S. Glenohumeral Rotational Range of Motion in Collegiate Overhead-Throwing Athletes during an Athletic Season. *J Athl Train* 2009, 44, 611–616, [doi:10.4085/1062-6050-44.6.611](https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.611).
- 52.** Cools, A.M.; Johansson, F.R.; Borms, D.; Maenhout, A. Prevention of Shoulder Injuries in Overhead Athletes: A Science-Based Approach. *Braz J Phys Ther* 2015, 19, 331–339, [doi:10.1590/BJPT-RBF.2014.0109](https://doi.org/10.1590/BJPT-RBF.2014.0109).
- 53.** Sangiacomo R, Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Carcasona-Otal A, Herrero P, Lapuente-Hernández D. Effects of ultrasound-guided percutaneous neuromodulation on shoulder muscle strength in Cross-

Fit athletes: a pilot randomized controlled trial. Neuromodulation. 2025;28:600–610. doi:10.1016/j.neurom.2025.03.072

54. M., L.R.; AR, Y.Á.; M., R.R.; M., A.P. Effects of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation on the Activation of Hip Abductors in a Professional Tennis Player: A Single Case Study. Revista Fisioterapia Invasiva / Journal of Invasive Techniques in Physical Therapy 2019, 02, 081–081, doi:10.1055/S-0039-3401863.

55. Álvarez, D.M.C.; Serrano-muñoz, D.; Fernández-pérez, J.J.; Gómez-soriano, J.; Avendaño-coy, J. Effect of Percutaneous Electric Stimulation with High-Frequency Alternating Currents on the Sensory-Motor System of Healthy Volunteers: A Double-Blind Randomized Controlled Study. J Clin Med 2022, 11, doi:10.3390/JCM11071832.

Información editorial

✉ Correspondencia

fisioceano@hotmail.com

Fechas

Recibido: 02.09.2025

Aceptado: 20.10.2025

Publicado: 03.12.2025

Contribuciones de autoría

Conceptualización y metodología: Luis Morales Rodríguez-Parets, David Álvarez Prats y Óscar Carvajal Fernández; análisis formal, Borhan Asadi; investigación, Luis Morales Rodríguez-Parets y Maria Cortiguera; redacción—preparación del borrador original, Luis Morales Rodríguez-Parets, David Álvarez Prats; redacción—revisión y edición, Alberto Carcasona-Otal, Daniel Pecos Martín; supervisión, Alberto Carcasona-Otal, David Álvarez Prats. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Registro del ensayo clínico

NCT06958276.

Declaración del Comité de Ética

El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki, y fue aprobado por el Comité de Ética de Aragón (Nº 13/2025).

Declaración de Consentimiento Informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos involucrados en el estudio.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos brutos en los que se basan los resultados del estudio se podrán obtener tras solicitud al autor de correspondencia.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Cita sugerida

Morales Rodríguez-Parets L, Carcasona-Otal A, Álvarez Prats D, Cortiguera M, Pecos Martín D, Asadi B, Carvajal Fernández O. Cambios en la fuerza, movilidad y reclutamiento muscular del hombro tras la aplicación de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada en atletas de Crossfit con Dolor de Hombro Inespecífico. Ensayo Clínico Aleatorizado. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e16. doi: 10.63360/ipmm.v1.e16

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

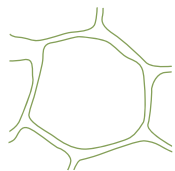
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e3

Revisión sistemática

Caracterización ecográfica en modo B de los puntos gatillo miofasciales y su respuesta a intervenciones fisioterapéuticas: una revisión sistemática

Diego Lapuente-Hernández^{1,2}  0000-0002-6506-6081

Zaid Al Boloushi³  0000-0002-0842-1104

Chiraz Al Jobrani^{2,4}  0009-0009-8589-339X

Pablo Herrero^{1,2}  0000-0002-9201-0120

Eva María Gómez-Trullén^{2,5}  0000-0002-7876-4735

¹Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009, Zaragoza, España.

²Grupo de Investigación iHealthy, IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, 50009, Zaragoza, España.

³Ministerio de Sanidad, Hospital Jaber, Estado de Kuwait.

⁴HOD de Fisioterapia, Centro Médico Al Aqsa, Qatar.

⁵Facultad de Medicina, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009, Zaragoza.

RESUMEN

Antecedentes y objetivos: El síndrome de dolor miofascial, provocado por los puntos gatillo miofasciales (PGM), es una causa frecuente de dolor musculoesquelético; sin embargo, su identificación precisa sigue siendo compleja y subjetiva. La ecografía en modo B ofrece una alternativa prometedora para caracterizar los PGMs. El objetivo de este estudio fue evaluar las pruebas que apoyan la ecografía en modo B para caracterizar los PGMs, evaluar los cambios en la arquitectura muscular y analizar el impacto de las intervenciones fisioterapéuticas.

Métodos: Se registró una revisión sistemática en PROSPERO (CRD42024596408) siguiendo las directrices PRISMA. Se realizaron búsquedas en las bases de datos PubMed, Scopus y Web of Science en octubre de 2024. Las variables de interés incluyeron las características del PGM, la arquitectura muscular y el análisis de ecotextura.

Resultados: De 28 estudios elegibles y 929 participantes, los PGMs se identificaron como nódulos predominantemente hipoecoicos con textura heterogénea y formas elípticas, con áreas de 0,02 a 3,4 cm². Las variaciones en la arquitectura muscular y la ecotextura fueron frecuentes en los músculos afectados por los PGMs. Las intervenciones fisioterapéuticas mostraron una eficacia variable en la alteración de las características de los PGMs. La calidad metodológica osciló entre mala/baja y buena/alta, con un riesgo de sesgo moderado.

Discusión: Esta revisión destaca el potencial de la ecografía en modo B como herramienta de evaluación de los PGMs. Sin embargo, las inconsistencias en los protocolos de imagen, los limitados análisis cuantitativos y las características intrínsecas de los diseños de los estudios dificultan la extracción de conclusiones definitivas.

Conclusiones: Aunque la ecografía en modo B resulta prometedora para caracterizar los PGMs, las limitaciones metodológicas ponen de manifiesto la necesidad de realizar estudios de mayor calidad metodológica. La estandarización de los protocolos de evaluación ecográfica podría mejorar la precisión diagnóstica y la monitorización del tratamiento y beneficiar a la práctica clínica.

Palabras clave: Punto Gatillo Miofascial; Dolor Musculoesquelético; Ecografía; Fisioterapia; Revisión Sistemática.

1. Introducción

El dolor musculoesquelético representa un importante problema de salud a nivel mundial, con una notable prevalencia en España, donde aproximadamente el 20% de la población adulta refiere padecer algún tipo de dolor, y el 7% lo experimenta diariamente^[1]. Entre los diversos tipos de dolor musculoesquelético, el síndrome de dolor miofascial (SDM) destaca como una de las causas más frecuentes, afectando a más del 85% de la población general en algún momento de su vida^[2]. El SDM está provocado por los puntos gatillo miofasciales (PGM), que pueden definirse como puntos hiperirritables dentro de una banda tensa del músculo esquelético que producen dolor local o referido^[3,4]. Estos PGM pueden clasificarse como activos, que causan dolor espontáneo, o latentes, que sólo generan dolor a la palpación^[5]. Según el “*Barómetro del Dolor Crónico en España 2022*”, los PGMs son la segunda causa diagnóstica más frecuente de dolor crónico, siendo la fuente de dolor en alrededor del 50% de los casos^[6]. Los PGMs se relacionan habitualmente con diversos factores físicos, nutricionales y psicológicos, que contribuyen a su desarrollo y exacerbación^[7].

A pesar de su prevalencia, el diagnóstico de los PGMs sigue siendo difícil debido a la dependencia de la palpación manual y la evaluación clínica subjetiva, lo que da lugar a frecuentes imprecisiones diagnósticas^[3]. Aunque su uso está muy extendido, la palpación manual presenta una fiabilidad entre evaluadores variable y está influenciada por diferentes factores, entre ellos la profundidad del músculo^(4,8-11). En respuesta a estas limitaciones, se han explorado varias tecnologías y modalidades diagnósticas, como la electromiografía, la termografía infrarroja, la resonancia magnética (RM) y la elastografía, cada una de las cuales muestra una fiabilidad diagnóstica variable^[12,13]. Lamentablemente, estas herramientas aún no se han adoptado de forma generalizada en los entornos clínicos cotidianos debido a su elevado coste, su disponibilidad limitada y la lentitud de los exámenes^[13]. En este sentido, la ecografía, en particular en modo B, una herramienta cada vez más accesible en los entornos clínicos debido a su rentabilidad y facilidad de uso^[14], es prometedora, pero aún carece de un consenso claro sobre su capacidad para detectar y caracterizar los PGMs de forma fiable^[13,15,16].

El desarrollo de criterios diagnósticos más objetivos es crucial, ya que la identificación precisa de los PGMs puede orientar intervenciones terapéuticas más específicas. Las modalidades de tratamiento actuales, como la punción seca o la compresión isquémica, son eficaces para aliviar el dolor temporalmente, pero su eficacia a largo plazo sigue siendo discutible^[8]. Es necesario conocer mejor las propiedades estructurales y biomecánicas de los PGMs y su comportamiento ante las intervenciones terapéuticas para desarrollar tratamientos más eficaces y prevenir la cronificación del dolor.

Numerosas revisiones narrativas y sistemáticas han investigado el potencial de diversas modalidades de diagnóstico por imagen, incluida la ecografía, para identificar y evaluar los PGMs y el SDM^[12-15,17-20]. Sin embargo, ninguna se ha centrado específicamente en el uso de la ecografía en modo B para la caracterización de los PGMs, ni ha examinado su utilidad no sólo como herramienta de guía para los procedimientos invasivos, sino también como medio para cuantificar objetivamente los resultados de estos tratamientos. Por lo tanto, el objetivo primario de esta revisión fue resumir las pruebas actuales sobre el uso de la ecografía en modo B para caracterizar los PGMs, con objetivos secundarios que incluyen la evaluación de la arquitectura muscular

de los músculos afectados y el análisis de los cambios tras las intervenciones de fisioterapia. Esta revisión pretende resumir las pruebas existentes sobre esta modalidad de imagen accesible para mejorar el diagnóstico y el tratamiento de los PGMs, mejorando en última instancia los resultados de los pacientes y reduciendo el riesgo de cronicidad en las afecciones de dolor musculoesquelético.

2. Métodos

Esta revisión sistemática se realizó siguiendo las directrices PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses)^[21] y está registrada en el Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO) con el número de referencia CRD42024596408.

2.1 Criterios de Elegibilidad

El marco PICOS de PRISMA, que abarca Participantes (P), Intervenciones (I), Comparadores (C), Resultados (O) y Diseño del estudio (S), guió la elegibilidad y la selección de los estudios^[21].

Población:

- Inclusión: Los estudios incluidos se centraron en participantes de 18 años o más. Estos participantes pertenecían a un grupo con SDM, dolor musculoesquelético asociado a PGMs, o un grupo sano/otra condición que implicaba PGMs (activos o latentes).
- Exclusión: Se excluyeron los estudios que incluían poblaciones en las que no se habían identificado previamente los PGMs (activos o latentes) o que realizaban análisis musculares sin examinar el PGM dentro de ese músculo.

Intervención:

- Inclusión: Se incluyeron los estudios que realizaron una evaluación ecográfica del PGM utilizando el modo B. Esto podría extenderse a la arquitectura y ecotextura del músculo que contiene el PGM. También se incluyeron estudios que incluían una intervención fisioterapéutica dirigida al PGM, en los que se analizaban estas características.
- Exclusión: Se excluyeron los estudios que utilizaban exclusivamente herramientas de evaluación alternativas o modos de ecografía distintos del modo B (por ejemplo, modo Doppler, elastografía). Además, no se tuvieron en cuenta los estudios que incluían cualquier intervención no fisioterapéutica.

Comparador:

- Inclusión: No se requería un grupo de control. Los estudios se incluyeron si caracterizaban cualquier PGM con ecografía en modo B, comparaban entre músculos con PGM y sin PGM, comparaban el PGM con su área circundante o libre de PGM, o evaluaban el mismo grupo antes y después de una intervención fisioterapéutica.
- Exclusión: No hubo criterios de exclusión específicos basados únicamente en las condiciones de comparación.

Variables:

- Inclusión: Los estudios debían proporcionar un análisis cualitativo o cuantitativo de los PGM y los músculos asociados.
- Exclusión: Se excluyeron los estudios centrados en variables no relacionadas con los objetivos de la investigación.

Diseño de estudio:

- Inclusión: Se consideraron todos los tipos de ensayos clínicos, incluidos los ensayos controlados aleatorizados (ECA), los estudios de intervención no aleatorizados, los controles emparejados, las cohortes y las series de casos. Sólo se incluyeron publicaciones en inglés o español, sin restricción de fecha de publicación.
- Exclusión: Se excluyeron las publicaciones de investigación no originales, como capítulos de libros, resúmenes/ponencias de congresos, cartas al editor, comentarios, protocolos, tesis, revisiones o metaanálisis.

2.2 Fuentes de Datos y Estrategia de Búsqueda

El 2 de octubre de 2024 se realizó una búsqueda electrónica en las bases de datos PubMed, Scopus y Web of Science para identificar estudios relevantes. Los términos de búsqueda se organizaron en dos categorías: una centrada en ecografía (“ultrasonography”, “ultrasound”, “sonography”) y la otra en PGMs y SDM (“trigger point”, “myofascial”, “taut band”). Estos términos se seleccionaron a partir de una revisión bibliográfica preliminar y de la identificación de palabras clave. A continuación, se introdujeron los términos de búsqueda establecidos en los motores de búsqueda de las respectivas bases de datos, se combinaron con operadores booleanos y se aplicaron los filtros adecuados, lo que dio lugar a las siguientes estrategias de búsqueda:

- PubMed: (*"Ultrasonography"[Mesh] OR "ultrasound"[Title/Abstract] OR "ultrasonography"[Title/Abstract] OR "sonography"[Title/Abstract]*) AND (*"Myofascial Pain Syndromes"[Mesh] OR "trigger point"[Title/Abstract] OR "myofascial"[Title/Abstract] OR "taut band"[Title/Abstract]*)
- Scopus: *TITLE-ABS-KEY(("ultrasound" OR "ultrasonography" OR "sonography") AND ("trigger point" OR "myofascial" OR "taut band"))*
- Web of Science: *((TS=("ultrasound" OR "ultrasonography" OR "sonography")) AND TS=("trigger point" OR "myofascial" OR "taut band"))*

2.3 Selección de Estudios

Para determinar si los estudios cumplían los criterios de inclusión, dos revisores (ZAB y CAJ) evaluaron de forma independiente cada estudio para minimizar el sesgo, siguiendo una metodología estandarizada acordada antes de la búsqueda. Tras completar sus evaluaciones, compararon sus hallazgos.

Todos los registros recuperados de las tres bases de datos se importaron inicialmente al programa informático de gestión bibliográfica “Mendeley Reference Manager 2.98.0” para eliminar las publicaciones duplicadas. A continuación, se realizó una criba de los artículos, centrándose en el título y el resumen para identificar aquellos que potencialmente cumplían los criterios de

inclusión. A continuación se realizó una segunda fase de cribado, en la que se revisaron exhaustivamente los textos completos de los artículos que superaron el cribado inicial. Se seleccionaron los estudios que cumplían todos los criterios de inclusión. En caso de desacuerdo entre los revisores, se consultó a un tercer investigador (DLH) para llegar a un consenso.

2.4 Proceso de Extracción de Datos

Dos revisores (ZAB y CAJ) extrajeron de forma independiente los datos de los estudios y posteriormente compararon la información extraída para comprobar su coherencia. Cualquier desacuerdo entre los revisores se resolvió con la participación de una tercera persona (DLH).

Durante el proceso de extracción de datos, ambos evaluadores siguieron el mismo procedimiento, recopilando la siguiente información de cada estudio: autor y año de publicación, diseño del estudio, características de la muestra (incluidos el tamaño de la muestra, el sexo, la edad, la población de estudio y el músculo o la región anatómica específicos estudiados), intervención, variables del estudio (relacionadas tanto con el PGM como con la arquitectura muscular y la ecotextura) y los resultados principales.

2.5 Variables del Estudio

Los datos relacionados con los PGMs se centrarán en determinar si están asociados a zonas hipo o hiperecoicas dentro del músculo y en las dimensiones y morfología de los PGMs. Se examinaron características clave como el área transversal, el grosor del músculo, la longitud del fascículo y el ángulo de penación para determinar la arquitectura del músculo.

El análisis de ecotextura implica una evaluación estadística detallada de los píxeles dentro de la región de interés (ROI) en las imágenes ecográficas. Este análisis se clasificó en tres niveles: 1) características estadísticas de primer orden, que analizan los valores de intensidad de los píxeles individuales (como la ecointensidad, la varianza, la desviación estándar, la asimetría, la curtosis, la energía o la entropía); 2) características de textura de segundo orden, que evalúan la relación espacial entre pares de píxeles (como la matriz de coocurrencia de niveles de gris (GLCM); y 3) características de textura de orden superior, que examinan las relaciones entre tres o más píxeles (como la matriz de longitud de recorrido de nivel de gris (GLRLM), los patrones binarios locales (LBP), el análisis de manchas o la anisotropía de textura local).

2.6 Evaluación de la Calidad Metodológica/Riesgo de Sesgo

Se emplearon tres herramientas diferentes para evaluar la calidad metodológica y el riesgo de sesgo de los artículos incluidos en la revisión sistemática, en función del diseño del estudio. Los dos revisores (ZAB y CAJ) evaluaron los artículos de forma independiente, y sus resultados se compararon posteriormente con la intervención de un tercer revisor (DLH).

Para los estudios transversales, de casos y controles y de series de casos, se aplicaron las herramientas del National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI): “Quality Assessment Tool for Observational Cohorts and Cross-Sectional Studies”, “Quality Assessment Tool for Case-Control

Studies” y “Tool for Assessing the Quality of Case Series Studies”, respectivamente. La calidad de estos estudios se evaluó respondiendo a una serie de preguntas relacionadas con el diseño del estudio, y los artículos se clasificaron como de calidad “buena”, “regular” o “mala” en función de sus puntuaciones.^[22]

Para los ECA y los estudios con asignación aleatoria, se utilizó la escala PEDro. La escala PEDro consta de 11 ítems, y cada ítem se puntúa como uno si se cumple el criterio o como cero si no se cumple. El ítem 1 evalúa si se especificaron los criterios de elegibilidad (validez externa), los ítems 2-9 evalúan la validez interna del estudio, y los ítems 10 y 11 evalúan la interpretabilidad de los resultados. La puntuación máxima es de diez puntos, ya que el primer ítem no se incluye en la puntuación final. En cuanto a la interpretación de la puntuación, los artículos con una puntuación mínima de seis sobre diez se consideraron de alta calidad, los que obtuvieron entre cuatro y cinco se consideraron de calidad moderada y los artículos con una puntuación inferior a cuatro, de baja calidad.^[23]

Por último, para los estudios que incluían intervenciones no aleatorias, se utilizó la herramienta ROBINS-I (“Risk Of Bias In Non-randomised Studies-of Interventions”). Esta herramienta evalúa el riesgo de sesgo en siete ámbitos: (1) factores de confusión, (2) selección de participantes, (3) clasificación de intervenciones, (4) desviaciones de las intervenciones previstas, (5) datos ausentes, (6) medición de resultados y (7) selección de los resultados reportados. Cada ámbito se clasifica como de “riesgo bajo”, “riesgo moderado”, “riesgo alto”, “riesgo crítico” o “sin información” en función de preguntas específicas. A continuación, se determinó el riesgo general de sesgo de cada estudio sumando las puntuaciones de todos los dominios.^[24]

3. Resultados

3.1 Selección de Estudios

Se recuperó un total de 2.488 estudios de tres bases de datos electrónicas: PubMed, Scopus y Web of Science. Después de eliminar 989 entradas duplicadas, los estudios restantes se sometieron a un cribado inicial basado en títulos y resúmenes, lo que dio como resultado 105 artículos elegibles para la revisión del texto completo. Tras una evaluación exhaustiva de los textos completos, se incluyeron finalmente 28 estudios en la revisión sistemática, que cumplían todos los criterios de elegibilidad predefinidos. El diagrama de flujo (Figura 1) ofrece una descripción detallada del proceso de selección de los estudios, incluidos los motivos específicos de exclusión en cada etapa, siguiendo las directrices PRISMA^[21].

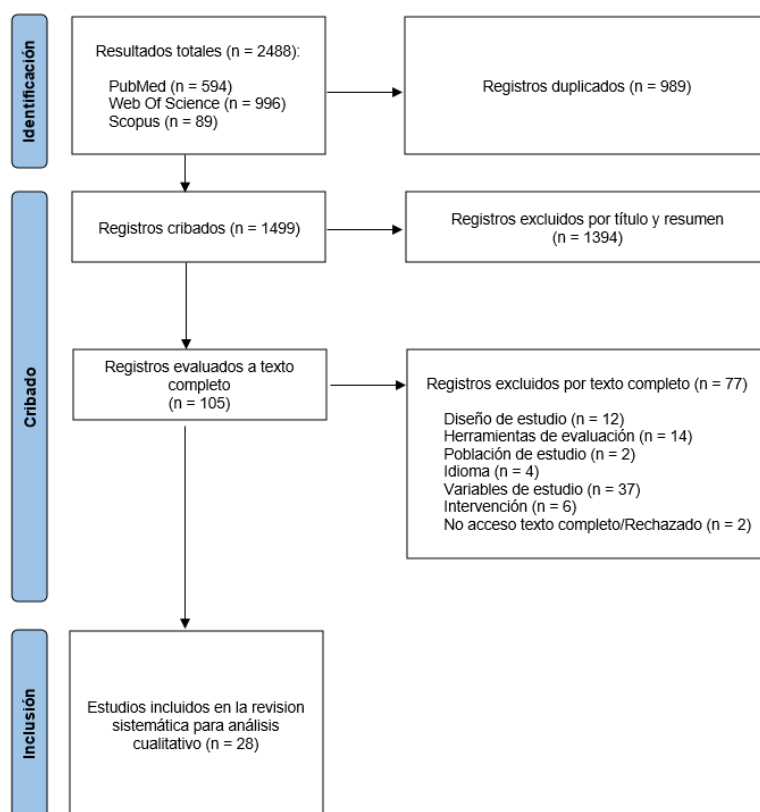


Figura 1. Diagrama de flujo PRISMA de cribado y selección de estudios.

3.2 Características de los Estudios

Las Tablas 1 y 2 presentan las principales características de los 28 estudios incluidos. La Tabla 1 resume los 17 estudios observacionales que caracterizan los PGMs, mientras que la Tabla 2 describe los 11 estudios que incluyen intervenciones dirigidas a investigar los cambios en los PGMs. Ambas tablas están organizadas alfabéticamente por el apellido del primer autor.

3.2.1 Características de la Muestra

Se incluyó a un total de 929 individuos, de los que 151 eran hombres (16,3%), 556 mujeres (59,8%) y un 23,9% de participantes cuyo sexo no se comunicó. En particular, se informó de que dos participantes eran perros^[25]. De la muestra total, 181 participantes se clasificaron como individuos asintomáticos/sanos (que podían presentar o no PGMs latentes), mientras que los 748 participantes restantes presentaban diversas afecciones patológicas, como dolor plantar, cefalea temporal, dolor cervical, dolor lumbar, dolor de hombro, SDM, dolor de tobillo/pie y cefalea cervicogénica. Todos los participantes, independientemente de su patología, presentaban PGMs localizados en músculos como el trapecio superior, el masetero, el temporal, el deltoides, el cuadrado lumbar, el torácico largo, el piriforme, el glúteo medio, el esternocleidomastoideo, el supraespinoso, el infraespinoso y el gastrocnemio medial.

La edad media de los participantes era de $35,5 \pm 6,9$ años, con un rango de 18 a 75 años. Se dispuso de datos sobre la edad en 21 de los 28 estudios incluidos^[26-46]. La estatura media sólo se comunicó en seis estudios, con una media de $1,7 \pm 0,1$ metros. Del mismo modo, el peso medio notificado en los mismos seis estudios fue de $77,7 \pm 16,8$ kilogramos^[28,30,32,34,37,40].

Tabla 1. Estudios observacionales centrados en la caracterización de puntos gatillo miofasciales mediante ecografía en modo B sin intervenciones.

Autor y año	Diseño estudio	Características de la muestra	Variables de estudio	Resultados principales
Ball et al., 2022	2 informes de casos	Caso 1: Dolor plantar en el talón PGM en GI, y deltoides n = 1 (1 H); Edad = 53,0 Caso 2: Cefalea temporal PGM en TS n = 1 (1 M); Edad = 26,0	Imagen ecográfica	En todos los músculos se identificó un gran nudo de contractura hipoeoico (109 mm × 47 mm en GI, dos de ~75 mm × ~75 mm en el deltoides y uno de 61 mm × 22 mm en TS) con "motas" hiperecoicas más pequeñas en su interior (aproximadamente 1 mm × 1 mm en TS)
Cankurtaran et al., 2023	Observacional, transversal	Dolor cervical durante al menos 3 meses n = 52 (43 M, 9 H); Edad = 38,0 (21,0-63,0)	Músculos en los que estaban presentes los PGM y número de PGMs Grosor (mm) en reposo de los músculos cervicales posteriores, TS y TM Presencia de zonas hipoeoicas	Correlación positiva entre la presencia de PGMs en la exploración física y los detectados por ecografía en el multifido, el TS y el TM (p<0,02) Se observó una correlación negativa entre la detección de los PGMs y el grosor muscular en todos los músculos (p<0,05) Valores medios de los grosores entre 0,2 y 1,9
Cojocarú et al., 2015	Observacional, transversal	Dolor lumbar n = 8	Imagen ecográfica de la región lumbar	Área hipoeoica elipsoidal en el músculo con una superficie que oscila entre 1,2 y 3,4 cm²
Da Silva et al., 2020	Observacional, transversal	Dolor unilateral de hombro durante al menos 3 meses PGMs en TS n = 40 (26 M, 14 H); Edad = 41,8±12,9; Altura = 1,7±0,1; Peso = 74,6±14,6	Área del PGM (cm²) Grosor (cm) en resposo y durante contracción del TS	Área: 0,1±0,1 Grosor en reposo: 1,0±0,2 Grosor en contracción: 1,4±0,3
Elbarbary et al., 2023	Observacional, transversal	Altreación temporomandibular PGMs en masetero y temporal n = 57 (46 M, 11 H); Edad = 38,2±15,6	PGM: sección transversal (mm), profundidad dentro del músculo (mm), y área (mm²)	Sección transversal (corte transversal): • Temporal: 1,6±1,1 • Masetero: 1,7±0,7 Profundidad: • Temporal: 5,4±3,0 • Masetero: 8,7±2,8 Area: • Temporal: 1,9±1,3 • Masetero: 2,4±1,5 PGMs se identificaron como nódulos hipoeoicos
Kumbhare et al., 2017	Observacional, transversal, casos y controles	Grupo dolor cervical n = 15 (10 M, 5 H) Grupo sin dolor n = 15 Muestra total Edad = 31,3±4,1; Altura = 1,7±0,9; Peso = 81,2±20,9	Las ROI se seleccionaron manualmente (TS) EI (media, desviación estándar, curtosis, asimetría) y análisis de manchas	Diferencia estadísticamente significativa en EI (p<0,05), siendo menor en el grupo con dolor cervical El grupo de dolor cervical mostró un aumento del área de las manchas (2,7 frente a 0,1 mm²) y una disminución del número de manchas (0,02 frente a 0,1/mm² de tejido)
Kumbhare et al., 2018	Observacional, transversal, casos y controles	Dolor cervical regional PGMs activos o latentes en TS n = 37 (18 PGM activos, 19 PGM latentes) Grupo sin dolor n = 24 Muestra total Edad = entre 20 y 65 años	Se obtuvieron 18.300 ROIs de 150x80 píxeles dentro de las fibras de TS a partir de un vídeo de 10 segundos en cada participante Para cada ROI, se extrajeron 92 descriptores de características (76 GLCM, 7 GLRLM, 5 textura de primer orden, 3 blob, 1 LBP)	Todas las características identificadas proporcionaron información diferente para cada grupo (p<0,001) 9 de las características identificadas eran diferentes entre individuos sin dolor y participantes con PGMs latentes o activos, mientras que las 14 restantes sólo eran diferentes entre dos grupos
Kumbhare et al., 2020	Observacional, transversal, casos y controles	Grupo SDM PGMs en TS n= 15 (10 M, 5 H); Edad = 31,8±7,3 Grupo sin dolor n = 15 (7 M, 8 H); Edad = 22,7±7,1	Las ROI se seleccionaron manualmente a partir de las imágenes en modo B en corte longitudinal La SVM se entrenó con un conjunto de 13 características de orden superior, incluyendo el área media de las manchas, el recuento medio de manchas, la entropía y diez características LBP	Las características con los factores de carga más elevados fueron LBP2, LBP6, LBP10, área de manchas y recuento de manchas Se encontró una asociación significativa entre las características identificadas y las designaciones clínicas (SDM o sin dolor) (p < 0,001) Todas las variables fueron estadísticamente diferentes entre los grupos (p < 0,001), excepto el área de la mancha (p = 0,11)

Autor y año	Diseño estudio	Características de la muestra	Variables de estudio	Resultados principales
Lewis and Tehan, 1999	Observacional, transversal	PGM activos n = 11 (7 M, 4 H); Edad (M) = 53 (30-74); Edad (H) = 22 (21-36)	Imagen ecográfica	No hubo correlación entre la identificación clínica de los PGMs y la ecografía En 9 participantes (81,82%) no se observó ninguna anomalía ni asimetría En 1 participante, se observó un área hiperecogénica de 5 mm de diámetro relacionada con la fascia superficial del ES, que estaba ausente en el lado contralateral
Shankar and Reddy, 2012	Informe de caso	SDM n = 1 (1 H); Edad = 58,0; Altura = 1,8; Peso = 112,0	Imágenes ecográficas para localizar la banda tensa en el hombro derecho en vista longitudinal y transversal	Corte transversal: - Áreas localizadas de alto EI en TS y supraespinoso a una profundidad de 3 cm - Pérdida del patrón de manchas blancas sobre fondo oscuro Corte longitudinal: - Patrón fascicular discontinuo, ondulado o agrupado
Sikdar et al., 2009	Observacional, transversal	Dolor cervical agudo PGM activo en TS n = 9 (7 M, 2 H); Edad = 23-55	Área del PGM (cm²) Las puntuaciones de las imágenes se asignaron de 0 (normal, EI uniforme) a 2 (estructura anormal con múltiples focos hipoecoicos)	Los PGM aparecían como áreas focales hipoecoicas de forma elíptica con una ecotextura heterogénea y parecían coexistir con múltiples nódulos en estrecha proximidad Área: 0,2±0,1, sin diferencias significativas entre los PGMs activos (0,2±0,1) y los PGMs latentes (0,2±0,1)
Taheri et al., 2016	Observacional, transversal	Síntomas sugestivos de SDM PGMs activos en TS n = 15 (11 M, 4H); Edad = 40,6±5,7	Área del PGM (cm²) and EI (histograma) en corte longitudinal EI del músculo con PGMs en cortes longitudinal y transversal Grosor (mm) en reposo del TS Ángulo de pennación (grados) del TS	Área: 0,5±0,1 EI: - PGMs: 41,6±2,8 - Músculo (corte longitudinal): 55,4±3,5 - Muscle (corte transversal): 54,7±3,6 - Grosor muscular: 11,5±0,4 - Ángulo de penación: 14,6±0,5 PGMs como áreas hipoecoicas focales con ecotextura heterogénea
Takla et al., 2016	Observacional, transversal, casos y controles	Dolor lumbar durante al menos 3 meses PGMs activos en QL, LT, piriforme y GM n = 25; Edad = 34,3±6,2; Altura = 1,6±0,1; Peso = 66,6±9,9 Grupo sin dolor PGMs latentes en QL, LT, piriforme y GM n = 25; Edad = 35,8±5,9; Altura = 1,7±0,1; Peso = 70,2±10,6	PGM y tejido circundante Las puntuaciones de las imágenes se asignaron como "0", para un EI uniforme; "1", para una región hipoecoica focal con un nódulo rígido; y "2", para múltiples regiones hipoecoicas con nódulos rígidos	PGMs (activos o latentes) aparecían como una región hipoecoica focal, mientras que el tejido miofascial normal inmediatamente circundante mostraba una EI uniforme (p<0,001)
Tsai et al., 2024	Observacional, transversal	SDM n = 25	Localización, profundidad, altura y forma de los PGMS de los músculos de la región lumbar	Los PGMs pueden existir a todas las profundidades dentro del tejido muscular, aunque aproximadamente el 70% se encuentran cerca de la superficie muscular El tamaño medio de los PGM fue de 0,6±0,03 cm. 0,2 cm. de aumento del tamaño de los PGMs por cada cm. de aumento del tamaño del tejido muscular Los grupos que presentaban respuestas de espasmo tenían un mayor grosor del PGM (0,64±0,04 cm), pero no significativo (p=0,65), que los grupos sin (0,58±0,03 cm)
Turo et al., 2013	Observacional, transversal, casos y controles	Dolor cervical durante al menos 3 meses PGMs activos en TS n = 14 (10 M, 4 H); Edad = 36±12 Grupo sin dolor n = 15 (6 M, 9 H); Edad = 28±8	La ROI se marcó manualmente en cada imagen ecográfica Además, la ROI se dividió en dos partes: vientre muscular y borde fascial. Entropía y áreas con entropía <4 (umbral asignado para localizar los PGMs)	Los análisis de todo el TS y del borde de la fascia mostraron una entropía media significativamente inferior (p<0,05) y un tamaño significativamente mayor de las regiones con entropía inferior a 4 en las zonas "activas" en comparación con las "normales" En el análisis del vientre muscular, sólo se observó una diferencia estadística entre las zonas "normales asintomáticas" y las "normales" (p<0,05), pero ninguna entre las zonas "activas" y las "normales"
Zadeh et al., 2023	Observacional, transversal	Sin síntomas ni antecedentes relacionados con enfermedades neuromusculares Cada TS (derecha y/o izquierda) se etiquetó como PGMs activos (n = 30), PGMs latentes (n = 30) o control (n = 30) n = 63	Para cada participante, se seleccionaron manualmente 4 imágenes de las 300 generadas a partir de un vídeo de 10 segundos, capturando de lateral a medial cada músculo Análisis de las características de textura mediante características estadísticas (entropía, contraste, correlación, homogeneidad, energía, media y varianza) en diferentes enfoques: LBP, características de Gabor, método SEGL y modo B	Se observaron diferencias estadísticas (p<0,05) en casi todas las características de todos los métodos excepto en el modo B (es decir, entropía, contraste y energía) y Gabor (es decir, media y correlación) El aprendizaje automático no pudo clasificar suficientemente los tres grupos
Zale et al., 2015	Observacional, transversal, casos y controles	Grupo de dolor de tobillo/pie n = 17 Grupo sin dolor n = 8 Muestra total n = 25 (14 M, 11 H); Edad = 28 (18-63)	Se evaluaron diagnósticamente 8 músculos: QP, soleus, TA, TP, EDL, EDH, PL, and PB Se utilizó un sistema de puntuación de los PGMs, asignando 0 (negativo, sin dolor y sin palpación de PGM), 1 (el paciente sintió dolor, pero no se palpó ningún nódulo), 2 (el paciente sintió dolor y se palpó un nódulo) o 3 (PGM palpable y doloroso visto en ecografía) Área PGM (cm²)	De un total de 500 áreas de PGMs que se palparon en participantes sintomáticos y asintomáticos, 441 (88,2%) tenían una puntuación de 0, 16 de 1, 15 de 2 y 18 de 3 Área: osciló entre 0,05 y 0,21, con una media de 0,09 PGM aparecían como áreas hipoecoicas no homogéneas

EDH: extensor digitorum hallicus; EDL: extensor digitorum longus; EI: ecointensidad; ES: erector spinae; GI: gemelo interno; GLCM: matriz de coocurrencia de niveles de gris; GLRLM: matriz de longitud de recorrido de nivel de gris; GM: glúteo medio; H: hombre; LBP: patrones binarios locales; LT: longissimus thoracis; M: mujer; PB: peroneus brevis; PGM: punto gatillo miofascial; PL: peroneus longus; QL: quadratus lumborum; QP: quadratus plantae; ROI: Región de interés; SDM: Síndrome de dolor miofascial; SVM: máquina de vector de soporte; TA: tibial anterior; TM: trapecio medio; TP: tibial posterior; TS: trapecio superior. Los datos se expresan como media±desviación estándar. La edad se expresa como media±desviación estándar o mediana (mín-máx). La altura se mide en metros. El peso se mide en kilogramos. Las diferencias estadísticamente significativas corresponden a un valor p<0,05.

Tabla 2. Estudios de evaluación mediante ecografía en modo B de los cambios producidos en los puntos gatillo miofasciales tras una intervención fisioterapéutica.

Autor y año	Diseño estudio	Características de la muestra	Variables de estudio	Seguimiento	Intervención	Resultados principales
Adigozali et al., 2019	Series de casos (intervención)	Dolor cervical durante al menos 12 semanas PGM activo en TS (definido como nódulo hipoeoicoico) n = 13 (13 M); Edad = 28,9±7,7; Altura = 1,6±6,1; Peso = 60,1±11,7; IMC = 22,3±3,6	Área PGM (mm²) Grosor (mm) en reposo del TS	Antes y después del tratamiento (1 sesión)	Punción seca durante 1 sesión, utilizando agujas de 0,25x50 mm. La aguja se manipuló rápidamente hacia delante y hacia atrás hasta que, tras 10 repeticiones continuas, no se observaron más RELs	Área: • Antes de tratamiento: 20,8±6,1 • Después de tratamiento: 21,9±4,8 (p=0,42) Grosor: • Antes de tratamiento: 11,7±1,9 • Después de tratamiento: 13,0±2,5 (p=0,26)
Ceylan et al., 2022	ECA	Dolor cervical durante al menos 12 semanas n = 57 (45 M, 12 H); Edad = 33,6±7,9	Diámetro PGM (mm) Grosor (mm) en reposo del TS	Antes de tratamiento, después de tratamiento (4 semanas) y tras 8 semanas	Grupo de kinesiotape + ejercicio (n = 29): Se aplicó en tira "I" utilizando la técnica de corrección de espacios durante un total de 4 sesiones, 2 días a la semana. Además, este grupo realizó el mismo programa de ejercicios que el siguiente grupo Grupo de ejercicio (n = 28): El programa incluía movilidad cervical, encogimiento isométrico de la barbilla, estiramiento TS, extensión del tronco superior con encogimiento de la barbilla, retracción escapular, remo inclinado y elevaciones inversas. Cada ejercicio debía realizarse en 3 series de 10 repeticiones, 3 veces por semana durante 4 semanas. Los participantes debían rellenar un diario de ejercicios	Diámetro: • Antes de tratamiento: 0,160 (intergrupo) • Kinesiotape: 4,9±1,1 • Ejercicio: 5,1±1,5 • Después de tratamiento: p<0,001 (intergrupo) • Kinesiotape: 3,5±1,2 (p<0,001) • Ejercicio: 4,6±1,4 (p=0,006) • 8 semanas: p<0,001 (intergrupo, vs antes); p=0,075 (intergrupo, vs después) • Kinesiotape: 3,2±1,1 (p<0,001) • Ejercicio: 4,5±1,2 (p=0,004 vs antes, p=0,196 vs después) Grosor: • Antes de tratamiento: p=0,430 (intergrupo) • Kinesiotape: 11,2±1,9 • Ejercicio: 10,9±2,1 • Después de tratamiento: p=0,008 (intergrupo) • Kinesiotape: 9,4±1,1 (p<0,001) • Ejercicio: 10,2±1,9 (p<0,001) • 8 semanas: p=0,006 (intergrupo, vs antes); p=0,02 (intergrupo, vs después) • Kinesiotape: 9,1±1,1 (p<0,001 vs antes, p=0,001 vs después) • Ejercicio: 10,1±1,8 (p<0.001 vs antes, p=0,391 vs después)
Da Silva et al., 2023	ECA	Dolor unilateral de hombro durante al menos 12 semanas PGMs activos (identificados por regiones focales hipoeoicas con ecotextura heterogénea) en el hombro sintomático n = 60 (32 M, 28 H); Edad = 46,6±10,7; Altura = 1,7±0,1; Peso = 78,7±14,7; IMC = 27,5±4,5	Área PGM (cm²)	Antes de tratamiento, después de tratamiento (6 semanas) y tras 10 semanas	Grupo de movilización (n = 20): se realizaron movilizaciones con movimiento (deslizamiento posterior de la cabeza humeral + elevación activa del hombro en el plano escapular) y movilizaciones escapulares pasivas en todas las direcciones. Se realizaron tres series de 10 repeticiones para cada una de ellas, con un intervalo de 30 segundos entre cada serie Grupo de compresión (n = 20): las mismas movilizaciones articulares con la adición de compresión isquémica en los PGMs del TS. La presión se mantuvo durante 1 minuto y se repitió 3 veces con intervalos de 30 segundos entre cada repetición Grupo simulado (n = 20): además de las movilizaciones articulares recibidas, se aplicó compresión isquémica simulada, sin presión sobre los puntos identificados, pero con el mismo tiempo de intervención 2 sesiones por semana, durante 6 semanas	Área: • Antes de tratamiento: • Movilización: 0,1±0,1 • Compresión: 0,1±0,1 • Simulado: 0,1±0,0 • Después de tratamiento: • Movilización: 0,0±0,1 • Compresión: 0,0±0,0 • Simulado: 0,0±0,0 • 10 semanas: • Movilización: 0,0±0,0 • Compresión: 0,0±0,0 • Simulado: 0,0±0,0 • No diferencias intragrupo • Ningún efecto para la interacción grupo x tiempo

Autor y año	Diseño estudio	Características de la muestra	Variables de estudio	Seguimiento	Intervención	Resultados principales
Hadizadeh et al., 2023	Series de casos (intervención)	PGMs en TS (confirmado como área hipoeicoica) n = 12 (12 M); Edad = 27,3±5,4	PGM: diámetro (mm) y área (mm²) Grosor (mm) en reposo del TS	Antes y después del tratamiento (1 semana)	Intervención de estimulación eléctrica intramuscular aplicada en 3 sesiones durante 1 semana. El cátodo se conectó a la aguja mediante un electrodo de pinza, y el ánodo se colocó en las apófisis espinosas de la vértebra C7 mediante un electrodo adhesivo. Se aplicó una corriente eléctrica de ráfaga con una frecuencia de 2 Hz y una anchura de pulso de 200 ms durante 10 min	Diámetro: - Antes de tratamiento: 8,5±0,6 - Después de tratamiento: 5,9±1,0 (p<0,001) Área: - Antes de tratamiento: 25,7±4,7 - Después tratamiento: 13,3±3,8 (p<0,001) Grosor: - Antes de tratamiento: 10,5±2,0 - Después de tratamiento: 9,5±2,2 (p=0,016)
Jafari et al., 2017	ECA	Cefalea cervicogénica originada por los PGMs del esternocleidomastoideo (definidos como focos hipoeicoicos con ecotextura heterogénea) n = 9 (9 M); Edad = 38,7±13,2 Grupo sin dolor n = 10 (10 M); Edad = 35,7±11,9	Área PGM (mm²)	2 semanas antes de la evaluación inicial y 2 semanas después del tratamiento	Compresión isquémica (n = 9): se aplicó la máxima presión tolerable durante 30-60 segundos. Este proceso se repitió 3 veces a intervalos de 30 segundos. Si se reproducía el patrón de cefalea o desaparecía el dolor, se interrumpía la intervención. La intervención se realizó mediante 4 sesiones en 8 días, con un intervalo de un día entre cada sesión Grupo de control (n = 10): sin tratamiento	Área: - Inicio: - Compresión isquémica: 5,3±1,9 - Control: 5,4±1,0 - Final: p = 0,017 (intergrupo) - Compresión isquémica: 3,4±1,3 - Control: 5,4±1,0
Korkmaz and Ceylan, 2022	ECA	Dolor cervical durante al menos 12 semanas PGMs en TS n = 62 (50 M, 12 H); Edad = 34,6±7,4	Diámetro PGM (mm) Grosor (mm) en reposo del TS	Antes de tratamiento, después de tratamiento (3 semanas) y tras 12 semanas	Grupo de punción seca más ejercicio (n = 33): una vez a la semana durante un total de 3 sesiones. Se utilizaron agujas de 0,25x25. Se insertaron dos agujas adicionales a 1-2 mm de distancia de la primera, utilizando una técnica rápida de entrada y salida hasta obtener el REL. Una vez obtenida, las agujas se mantuvieron durante 10 minutos. Además, este grupo realizó el mismo programa de ejercicios que el grupo siguiente Grupo de ejercicio (n = 29): 3 veces por semana, 20 repeticiones de cada ejercicio en una serie durante 12 semanas. Los ejercicios se enseñaban en una sesión de 30 minutos, y las sesiones restantes se hacían en casa. Los participantes debían rellenar un diario de ejercicios. El tratamiento con ejercicios incluía movilidad cervical y el estiramiento activo de los músculos paravertebrales cervicales y trapecios	Diámetro: - Antes de tratamiento: 0,260 (intergrupo) - Punción seca más ejercicio: 5,4±1,8 - Ejercicio: 5,3±1,5 - Después de tratamiento: p=0,002 (intergrupo) - Punción seca más ejercicio: 3,6±1,4 (p<0,001) - Ejercicio: 4,8±1,7 (p=0,001) 12 semanas: p=0,021 (intergrupo, vs antes); p=0.122 (intergrupo, vs después) - Punción seca más ejercicio: 3,3±1,4 (p<0,001 vs antes, p=0,176 vs después) - Ejercicio: 4,4±1,4 (p<0,001 vs antes, p=0,046 vs después) Grosor: - Antes de tratamiento: 0,712 (intergrupo) - Punción seca más ejercicio: 11,4±1,8 - Ejercicio: 10,6±1,7 - Después de tratamiento: p=0,004 (intergrupo) - Punción seca más ejercicio: 9,9±1,4 (p<0,001) - Ejercicio: 10,1±1,6 (p=0,001) 12 semanas: p=0,04 (intergrupo, vs antes); p=0,343 (intergrupo, vs después) - Punción seca más ejercicio: 9,8±1,5 (p<0,001 vs antes, p=0,377 vs después) - Ejercicio: 9,8±1,5 (p<0,001 vs antes, p=0,009 vs después) Los PGM se observaron como una zona hipoeicoica focal con una ecotextura heterogénea
Müller et al., 2015	ECA (piloto)	Dolor de cabeza, cervical y/o espalda alta durante al menos 24 semanas PGM activo en TS n = 24 (24 M); Edad = 27,3±5,1; IMC = 22,6±3,1	Área PGM (pixeles)	Antes y después del tratamiento (las evaluaciones se fijaron entre el segundo y el quinto día del periodo menstrual)	Grupo de acupuntura (n = 9): los puntos seleccionados fueron GB20, GB21, LI4, LV3 y dos puntos Ashi en cada TS Grupo de electroacupuntura (n = 7): Se utilizaron agujas de 0,25x30 mm, conectadas a los puntos GB20 y GB21, así como a los dos puntos Ashi de cada TS. Se aplicó con un equipo con ocho salidas aisladas que producían formas de onda asimétricas bifásicas no polarizadas. La frecuencia se ajustó para alternar entre 2 y 100 Hz, con un tiempo total de tratamiento de 30 minutos Grupo simulado (n = 8): se realizó una acupuntura simulada, colocando las agujas superficialmente a 1 cm de los puntos del grupo de acupuntura Se programaron 8 sesiones de tratamiento a la misma hora del día durante 24-26 días, con dos sesiones de 30 minutos por semana	Área: - Antes de tratamiento: - Electroacupuntura: 1911,9±499,2 (lado derecho), 1761,1±613,1 (lado izquierdo) - Acupuntura: 1693,6±617,5 (lado derecho), 1553,1±477,1 (lado izquierdo) - Simulado: 1520,1±312,6 (lado derecho), 1549,8±497,0 (lado izquierdo) - Después de tratamiento: - Electroacupuntura: 1252,0±330,5 (lado derecho, p=0,003), 1324,6±620,6 (lado izquierdo, p=0,005) - Acupuntura: 1070,2±411,3 (lado derecho, p<0,001), 1054,6±400,2 (lado izquierdo, p<0,001) - Simulado: 1397,8±253,9 (lado derecho, p=0,117), 1396,3±263,7 (lado izquierdo, p=0,093)

Autor y año	Diseño estudio	Características de la muestra	Variables de estudio	Seguimiento	Intervención	Resultados principales
Owen, 2022	2 informes de casos	Caso 1: PGM en supraespinoso e infraespinoso n = 1 (1 H); Gran Pirineo mixto; Edad = 10 Caso 2: PGM en infraespinoso n = 1 (1 H); Labrador castrado; Edad = 9	Patrón de fibras y zonas hipoecoicas	Antes del tratamiento, después del tratamiento y al cabo de varias semanas	Onda de choque piezoeléctrica	Caso 1: El supraespinoso y el infraespinoso presentaban un patrón de fibras irregular y contenían zonas hipoecoicas. Fueron necesarias dos sesiones para la resolución del PGM. Al cabo de 8 semanas, el patrón fibrilar y el EI eran normales Caso 2: El infraespinoso presentaba un patrón de fibras irregular. Fueron necesarias cuatro sesiones para la resolución del PGM. Al cabo de 8 y 12 semanas, el patrón fibrilar era normal
Sancar et al., 2021	Intervención no aleatorizada	Dolor cervical durante al menos 4 semanas PGMs activos en TS n = 63 (63 M); Edad = 35,6±11,2; IMC = 25,0±4,5 Sin dolor n = 20 (20 M); Edad = 35,6±11,2; IMC = 24,4±4,1	Diferencia entre el tamaño y el recuento de las manchas	Antes del tratamiento, después del tratamiento (2 semanas) y después de 12 semanas	10 sesiones consecutivas durante 2 semanas de fisioterapia conservadora consistente en la aplicación de una compresa caliente (74,5°C, 20 minutos), estimulación eléctrica transcutánea (60 mA, 70-80 Hz, 20 minutos) y ultrasonidos terapéutico (1,25-1,6 W/cm², 5 minutos por zona. La duración de cada sesión osciló entre 70 y 80 minutos	Tamaño de la mancha: • Antes de tratamiento: p<0,005 (ambos lados, intergrupo) Dolor cervical: 30,8± 5,0 (lado derecho), 31,7± 5,5 (lado izquierdo) Sin dolor: 13,8± 9,3 (lado derecho), 12,5± 8,0 (lado izquierdo) • Después de tratamiento: • Dolor cervical: 25,9±5,7 (lado derecho, p<0,001), 28,1±5,5 (lado izquierdo, p<0,001) • 12 semanas: • Dolor cervical: 33,8±10,1 (lado derecho, p=0,25), 35,4±11,2 (lado izquierdo, p=0,28) Recuento manchas: • Antes de tratamiento: p<0,005 (ambos lados, intergrupo) • Dolor cervical: 7,7± 1,3 (lado derecho), 7,9± 1,6 (lado izquierdo) • Sin dolor: 9,5± 2,7 (lado derecho), 9,7± 2,7 (lado izquierdo) • Después de tratamiento: • Dolor cervical: 8,0±1,8 (lado derecho, p<0,01), 8,1±1,8 (lado izquierdo, p=0,58) • 12 semanas: • Dolor cervical: 8,1±1,6 (lado derecho, p=0,06), 8,4±1,9 (lado izquierdo, p=0,15)
Togha et al., 2020	ECA	Misma muestra que Jafari et al., 2017 pero incluyendo 10 participantes más con cefalea cervicogénica n = 10 (10 M); Edad = 32,0±12,7	Igual que Jafari et al., 2017	Igual que Jafari et al., 2017	Las intervenciones del grupo de compresión isquémica y del grupo de control fueron las mismas que en Jafari et al., 2017 Punción seca (n = 10): Se introdujeron agujas de 0,25x40 mm en dirección anteroposterior mientras las RELs se extinguieron	Área: • Inicio: • Compresión isquémica: 5,3±1,9 • Punción seca: 4,7±1,3 • Control: 5,4±1,0 • Final: • Compresión isquémica: 3,4±1,3 (p=0,042 vs control) • Punción seca: 2,1±0,7 (p=0,002 vs control, p=0,815 vs compresión isquémica) • Control: 5,4±1,0
Ustun et al., 2024	ECA	Dolor cervical y/o espalda durante al menos 12 semanas PGMs activos en TS n = 60 (51 M, 9 H); Edad = 39,7±11,6; IMC = 25,5±4,7	El PGM se evaluó con ecografía para detectar el patrón típico caracterizado por un área hipoecoica focal con textura interna heterogénea El (histograma)	Antes y después de tratamiento (3 semanas)	Grupo de punción seca (n = 30): se realizó con agujas de 0,25x25 mm y la aguja debía permanecer en el PGM de 1 a 3 minutos y se retiró tras la regresión de la REL Grupo de estiramiento con spray frío (n = 30): se roció spray frío sobre la superficie simultáneamente con la aplicación del estiramiento pasivo Ambos grupos recibieron una sesión semanal durante 3 semanas	EI: • Antes de tratamiento: p=0,392 (intergrupo) • Punción seca: 51,7±17,0 • Estiramiento + spray frío: 48,4±12,0 • Después de tratamiento: p=0,329 (intergrupo) • Punción seca: 57,2±13,1 (p<0,017) • Estiramiento + spray frío: 53,9±12,8 (p<0,001)

ECA: ensayo clínico aleatorizado; EI: eointensidad; H: hombre; IMC: índice de masa corporal; M: mujer; PGM: punto gatillo miofascial; REL: respuesta de espasmo local; TS: trapecio superior. Los datos se expresan como media±desviación estándar. La edad se expresa como media±desviación estándar o mediana (mín-máx). La altura se mide en metros. El peso se mide en kilogramos. Las diferencias estadísticamente significativas corresponden a un valor p<0,05.

3.2.2 Evaluación e Intervención

Los 28 estudios utilizaron ecografía en modo B para caracterizar los PGMs, tanto en los estudios sin intervenciones como en los que evaluaban los efectos de diversas intervenciones. Todas las sondas utilizadas eran lineales, con rangos de frecuencia entre 4 y 18 MHz. En 6 de los estudios incluidos, se mantuvieron constantes los ajustes de la imagen ecográfica, en particular parámetros como la compensación de la ganancia de tiempo, la profundidad (entre 2 y 5 cm), el tamaño del sector y el rango dinámico^[30,31,35,45,47,48]. Sin embargo, en los estudios restantes no se especificó si estos parámetros se mantuvieron constantes o se ajustaron para cada participante. La mayoría de los estudios^[25,27,29,33,34,36,37,40-44,46,49] basaron su evaluación ecográfica en los hallazgos de Sikdar et al.^[16], quienes demostraron por primera vez que los PGMs eran regiones hipoecoicas con textura heterogénea. En cambio, otros estudios^[26,32,50,51] emplearon imágenes ecográficas a lo largo del músculo, la banda tensa y los PGMs para observar visualmente cualquier cambio. Por último, otros estudios^[30,31,35,45,47,48] seleccionaron diferentes ROI dentro y alrededor del PGMs para evaluar las características definidas e identificar cualquier diferencia.

11 estudios emplearon diversas intervenciones terapéuticas para tratar los PGMs y los trastornos musculoesqueléticos asociados. Las intervenciones utilizadas fueron: punción seca^[37,39,43,46]; ejercicio terapéutico centrado en la movilidad cervical, estiramientos y ejercicios isométricos^[38,39]; kinesiotaping^[38]; terapia manual, centrada en la movilización escapular y del hombro^[40]; compresión isquémica^[40,42,43]; estimulación eléctrica intramuscular^[41]; acupuntura^[44]; electroacupuntura^[44]; ondas de choque^[25]; y estiramientos con spray frío^[46]. Algunos estudios combinaron intervenciones, como el kinesiotaping con ejercicio^[38]; la punción seca con ejercicio^[39]; y un enfoque multimodal que incluía la aplicación de calor, estimulación nerviosa eléctrica transcutánea y terapia con ultrasonidos^[45]. En varios estudios también se incluyeron grupos de control o simulados^[40,42-44].

3.2.3 Variables y Seguimiento

Los estudios incluidos recogieron una serie de variables relacionadas con las características de los PGMs, la arquitectura muscular y el análisis de la ecotextura. Dependiendo del estudio, estas variables se midieron utilizando diversas técnicas y unidades, y proporcionan información fundamental sobre las propiedades anatómicas y fisiológicas de los PGM y el tejido muscular circundante.

Varios estudios investigaron diferentes dimensiones y propiedades de los PGMs. El área de los PGMs, expresada en mm², cm² o píxeles, fue una variable medida con frecuencia, y apareció en 14 estudios^[16,26,29,32,33,36,37,40-44,50]. El diámetro del PGM fue otra métrica (medida en mm o cm), registrada en cuatro estudios^[29,38,39,41]. Además, la profundidad del PGM dentro del músculo, que describe la profundidad a la que se encuentra bajo la superficie muscular, se documentó en dos estudios^[29,49]. La altura del PGM se evaluó explícitamente en el estudio de Tsai et al.^[49], ofreciendo otra dimensión para describir la estructura tridimensional del PGM. La forma del PGM se evaluó cualitativamente en seis estudios^[16,26,32,49,51]. Por último, la localización del PGM se examinó en dos estudios^[27,49], especificando la localización anatómica precisa dentro del tejido muscular.

Además de las variables específicas del PGM, los estudios también examinaron las características de la arquitectura muscular. El grosor del músculo en reposo (medido en mm o cm)

fue el parámetro de arquitectura muscular más comúnmente evaluado, apareciendo en siete estudios^[27,28,33,37-39,41]. El grosor muscular durante la contracción se midió en el estudio de Da Silva et al. (2020)^[28] y proporciona una medida dinámica de la arquitectura muscular. El ángulo de penetración, que representa el ángulo entre las fibras musculares y la línea de generación de fuerza, se registró en el estudio de Taheri et al.^[33]

La ecotextura del tejido muscular que rodea a los PGMs fue otra área de interés, que proporcionó datos cuantitativos sobre la composición y estructura del tejido mediante imágenes ecográficas. En siete estudios^[30,31,33,35,46-48] se comunicaron características estadísticas de primer orden. Estas características se derivan del histograma de intensidades de píxeles en las imágenes ecográficas y proporcionan información sobre la distribución del brillo y la textura dentro del músculo. Además, varios estudios han descrito regiones de tejido hipo o hiperecoico sin utilizar histogramas^[16,25,26,32-34,36,39,50,51]. También se evaluó el análisis de textura de segundo orden, que explora relaciones más complejas entre las intensidades de los píxeles. El GLCM fue reportado exclusivamente en el estudio de Kumbhare et al. (2018)^[48]. Por último, se emplearon características de textura de orden mayor para investigar patrones de textura aún más intrincados dentro del tejido muscular. En concreto, el GLRLM se documentó en Kumbhare et al. (2018)^[48]; el LBP se utilizó en tres estudios^[31,47,48]; y el análisis de manchas (área/tamaño de las manchas, recuento de manchas) se aplicó en cuatro estudios^[30,31,45,48] para cuantificar el tamaño y la distribución de áreas distintas de diferente eointensidad dentro del tejido muscular.

Todos los estudios observacionales incluidos fueron transversales, lo que excluyó la posibilidad de realizar un seguimiento a lo largo del tiempo. Las evaluaciones de seguimiento variaron significativamente entre los estudios, con puntos temporales que iban desde evaluaciones inmediatas tras la intervención hasta periodos prolongados de varias semanas o meses. En la mayoría de los estudios, las evaluaciones iniciales posteriores a la intervención se realizaron entre una y ocho semanas. Varios estudios realizaron evaluaciones de seguimiento adicionales a las 2, 6, 8, 10 y 12 semanas^[25,38-40,42,43,45].

3.3 Evaluación de la Calidad Metodológica/Riesgo de Sesgo

La calidad metodológica de los estudios incluidos varió según los diseños. En primer lugar, para los estudios observacionales de cohortes y transversales (Tabla 3), la calidad osciló entre mala y buena, con un 55,5% calificado de regular. Entre las deficiencias comunes se incluían la falta de justificación del tamaño de la muestra, falta de evaluación de la exposición antes de la medición del resultado, las definiciones poco claras de las medidas de resultado y el control inadecuado de las variables de confusión. En segundo lugar, todos los estudios de casos y controles (Tabla 4) se clasificaron como regulares, con problemas metodológicos clave que incluían la justificación insuficiente del tamaño de la muestra, la falta de evaluación de la exposición antes de los resultados, el reclutamiento de diferentes grupos de población, la falta de controles concurrentes y la falta de medidas de exposición/riesgo fiables y válidas. Además, los estudios de series de casos (Tabla 5) se calificaron como deficientes o regulares debido a limitaciones inherentes a su diseño. Las principales preocupaciones estaban relacionadas con la ausencia de información sobre la inclusión consecutiva de los casos, la comparabilidad de los sujetos y la adecuación de la duración del seguimiento.

Tabla 3. Evaluación de la calidad metodológica mediante la “NHLBI Quality Assessment Tool for Observational Cohort and Cross-Sectional Studies”.

Autor y año	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	P14	Calidad
Cankurtaran et al., 2023	SÍ	SÍ	CD	SÍ	NO	NO	CD	NO	SÍ	NA	SÍ	NR	NA	SÍ	Regular
Cojucaru et al., 2015	SÍ	SÍ	NO	NR	NO	NO	CD	NO	SÍ	SÍ	NO	NR	NO	NO	Mala
Da Silva et al., 2020	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	NO	CD	NO	SÍ	SÍ	NO	SÍ	NA	NO	Buena
Elbarbary et al., 2023	SÍ	SÍ	CD	SÍ	SÍ	NO	CD	NO	SÍ	NA	NO	SÍ	NA	NO	Regular
Lewis and Tehan, 1999	SÍ	SÍ	NO	NR	NO	NO	CD	NO	NO	NA	NO	SÍ	NA	NO	Mala
Sikdar et al., 2009	SÍ	SÍ	NO	NR	NO	NO	CD	SÍ	SÍ	NA	NO	SÍ	NA	NO	Regular
Taheri et al., 2016	SÍ	SÍ	CD	SÍ	NO	NO	CD	NO	SÍ	SÍ	NO	SÍ	NA	NO	Regular
Tsai et al., 2024	SÍ	SÍ	CD	SÍ	SÍ	NO	CD	SÍ	SÍ	NA	NO	NR	NA	NO	Regular
Zadeh et al., 2023	SÍ	SÍ	CD	NR	NO	NO	CD	SÍ	SÍ	NA	NO	NR	NA	NO	Mala

CD: No se puede determinar; NA: No aplicable; NR: No reportado. P1: Pregunta de investigación; P2-P3: Población de estudio; P4: Grupos reclutados de la misma población y criterios de elegibilidad uniformes; P5: Justificación del tamaño de la muestra; P6: Exposición evaluada antes de la medición del resultado; P7: Periodo de tiempo suficiente para ver un efecto; P8: Diferentes niveles de la exposición de interés; P9: Medidas y evaluación de la exposición; P10: Evaluación repetida de la exposición; P11: Medidas de resultados; P12: Cegamiento de los evaluadores de resultados; P13: Tasa de seguimiento; P14: Análisis estadísticos.

Tabla 4. Evaluación de la calidad metodológica mediante la “NHLBI Quality Assessment Tool for Case-Control Studies”.

Autor y año	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	Calidad
Kumbhare et al., 2017	SÍ	SÍ	NR	NO	NR	SÍ	SÍ	NR	NR	NO	CD	NR	SÍ	Regular
Kumbhare et al., 2018	SÍ	SÍ	NR	NO	NR	SÍ	SÍ	NR	NR	NO	CD	SÍ	NO	Regular
Kumbhare et al., 2020	SÍ	SÍ	NR	NO	NR	SÍ	SÍ	NR	NR	NO	CD	NR	NO	Regular
Takla et al., 2016	SÍ	SÍ	NR	NO	SÍ	SÍ	SÍ	NR	NR	NO	CD	SÍ	SÍ	Regular
Turo et al., 2013	SÍ	SÍ	NR	NO	NR	SÍ	SÍ	NR	NR	NO	CD	SÍ	NO	Regular
Zale et al., 2015	SÍ	SÍ	NR	NO	SÍ	SÍ	SÍ	NR	NR	NO	CD	SÍ	NO	Regular

CD: No se puede determinar; NA: No aplicable; NR: No reportado. P1: Pregunta de investigación; P2: Población de estudio; P3: Población diana y representación de casos; P4: Justificación del tamaño de la muestra; P5: Grupos reclutados de la misma población; P6: Criterios de inclusión y exclusión preespecificados y aplicados uniformemente; P7: Definiciones de caso y control; P8: Selección aleatoria de los participantes en el estudio; P9: Controles concurrentes; P10: Exposición evaluada antes de la medición del resultado; P11: Medidas y evaluación de la exposición; P12: Cegamiento de los evaluadores del resultado; P13: Análisis estadísticos.

Tabla 5. Evaluación de la calidad metodológica mediante la “NHLBI Quality Assessment Tool for Case Series Studies”.

Autor y año	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	Calidad
Adigozali et al., 2019	SÍ	SÍ	NR	CD	SÍ	SÍ	CD	SÍ	SÍ	Regular
Ball et al., 2022	SÍ	SÍ	NR	NO	SÍ	SÍ	CD	NO	SÍ	Mala
Hadizadeh et al., 2023	SÍ	SÍ	NR	CD	SÍ	SÍ	CD	SÍ	SÍ	Regular
Owen, 2022	SÍ	SÍ	NR	CD	SÍ	SÍ	CD	NR	SÍ	Mala
Shankar and Reddy, 2012	SÍ	SÍ	NA	NA	SÍ	SÍ	CD	NO	SÍ	Mala

CD: No se puede determinar; NA: No aplicable; NR: No reportado. P1: Pregunta de investigación; P2: Definición de caso; P3: Casos consecutivos; P4: Sujetos comparables; P5: Intervención; P6: Medidas de resultado; P7: Seguimiento; P8: Análisis estadísticos; P9: Resultados.

En relación con los estudios de intervención, los ECA evaluados con la escala PEDro (Tabla 6) demostraron una calidad metodológica de moderada a alta. Sin embargo, se identificaron limitaciones significativas, en particular la imposibilidad de cegar a los terapeutas y, en algunos casos, la ausencia de comparaciones entre grupos antes del tratamiento. En cuanto a los estudios de intervención no aleatorizados, sólo el estudio de Sancar et al.^[45] se evaluó mediante la herramienta ROBINS-I (Tabla 7), revelando un riesgo de sesgo moderado.

Tabla 6. Evaluación de la calidad metodológica mediante la escala PEDro.

Autor y año	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Total	Calidad
Ceylan et al., 2022	SÍ	SÍ	NO	SÍ	NO	NO	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	7	Alta
Da Silva et al., 2023	SÍ	SÍ	SÍ	NO	SÍ	NO	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	8	Alta
Jafari et al., 2017	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	NO	NO	NO	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	7	Alta
Korkmaz and Ceylan, 2022	SÍ	SÍ	NO	SÍ	NO	NO	SÍ	SÍ	NO	SÍ	SÍ	6	Alta
Müller et al., 2015	SÍ	SÍ	NO	NO	SÍ	NO	SÍ	NO	NO	SÍ	SÍ	5	Moderada
Togha et al., 2020	SÍ	SÍ	SÍ	NO	NO	NO	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	7	Alta
Ustun et al., 2024	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	NO	NO	SÍ	SÍ	NO	SÍ	SÍ	7	Alta

1: Se especificaron los criterios de elegibilidad (este punto no se tiene en cuenta para la puntuación final); 2: Los sujetos se asignaron aleatoriamente a los grupos; 3: Se ocultó la asignación; 4: Los grupos eran similares al inicio del estudio en cuanto a los indicadores pronósticos más importantes; 5: Hubo cegamiento de todos los sujetos; 6: Hubo cegamiento de todos los terapeutas que administraron la terapia; 7: Hubo cegamiento de todos los evaluadores que midieron al menos un resultado clave; 8: Se obtuvieron medidas de al menos un resultado clave de más del 85% de los sujetos asignados inicialmente a los grupos; 9: Todos los sujetos para los que se dispuso de medidas de resultado recibieron el tratamiento o la condición de control según lo asignado o, cuando no fue así, los datos de al menos un resultado clave se analizaron por "intención de tratar"; 10: Se informan los resultados de las comparaciones estadísticas entre grupos para al menos un resultado clave; 11: El estudio proporciona tanto medidas puntuales como medidas de variabilidad para al menos un resultado clave.

Tabla 7. Evaluación del riesgo de sesgo en estudios con intervención no aleatorizada mediante la herramienta ROBINS-I.

Autor y año	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	Riesgo de sesgo global
Sancar et al., 2021	Moderado	Moderado	Moderado	Bajo	Moderado	Moderado	Moderado	Moderado

D1: Sesgo debido a confusión; D2: Sesgo en la selección de los participantes en el estudio; D3: Sesgo en la clasificación de las intervenciones; D4: Sesgo debido a desviaciones de las intervenciones previstas; D5: Sesgo debido a datos que faltan; D6: Sesgo en la medición de los resultados; D7: Sesgo en la selección del resultado comunicado. Riesgo global de sesgo: bajo (riesgo bajo de sesgo en todos los dominios); moderado (riesgo bajo o moderado de sesgo en todos los dominios); grave (riesgo grave de sesgo en al menos un dominio, pero sin riesgo crítico de sesgo en ningún dominio); crítico: riesgo crítico de sesgo en al menos un dominio; sin información (no hay indicios claros de que el estudio presente un riesgo grave o crítico de sesgo y falta información en uno o más dominios clave de sesgo).

3.4 Síntesis de Resultados

3.4.1 Características de los PGMs

Los estudios transversales informaron de una variabilidad sustancial en el área del PGM en diferentes músculos y poblaciones. Las áreas más grandes se observaron en individuos con lumbalgia, y oscilaron entre 1,2 y 3,4 cm²^[50], notablemente mayores que las de otros grupos. En el dolor cervical crónico y el dolor unilateral crónico de hombro, el área del PGM en el trapecio superior osciló entre 0,1 y 0,2 cm²^[16,28,37,40], mientras que en el SDM, entre 0,2 y 0,5 cm²^[33,41]. Se observaron valores similares en individuos con dolor de tobillo/pie^[36]. En cambio, en los trastornos temporomandibulares y la cefalea cervicogénica se encontraron áreas más pequeñas, de entre 0,02 y 0,05 cm² en músculos como el temporal, el masetero y el esternocleidomastoideo^[29,42,43]. Se observaron resultados comparables en una población sana, en la que el área media en el esternocleidomastoideo fue de 0,05 cm²^[42]. Además, no se observaron diferencias significativas entre los PGMs activos y latentes^[16].

Tras el tratamiento, se observaron cambios significativos en el área del PGM en función de la intervención, con diferencias que oscilaban entre 0,01 y 0,1 cm². La punción seca no mostró una reducción significativa del área del PGM en individuos con dolor cervical crónico (p=0,42)^[37], pero fue significativamente más eficaz para reducir el área del PGM que ninguna intervención en la cefalea cervicogénica (p=0,002)^[43]. En el dolor unilateral crónico de hombro, ninguna de las intervenciones produjo cambios significativos intra o intergrupos^[40]. Cuando se comparó la compresión isquémica con ninguna intervención en la cefalea cervicogénica, se observaron mejoras significativas a favor de la compresión isquémica (p=0,017)^[42], aunque no se encontraron diferencias significativas cuando se comparó con la punción seca (p=0,815)^[43]. Por últi-

mo, la estimulación eléctrica intramuscular, la acupuntura y la electroacupuntura demostraron reducciones significativas de la zona de PGM en el trapecio superior dentro de los grupos de tratamiento^[41,44].

El diámetro de los PGMs también varió entre grupos musculares y poblaciones de estudio. En el dolor cervical crónico, el diámetro medio de los PGMs del trapecio superior era de aproximadamente 0,5 cm^[38,39], mientras que en las personas con trastornos temporomandibulares se registraron diámetros más pequeños, como 0,2 cm en el temporal y el masetero^[29]. Entre las intervenciones para el dolor cervical crónico, la kinesiotaping y la punción seca combinadas con ejercicio produjeron las reducciones más sustanciales, con disminuciones medias de 0,2 cm, mientras que el ejercicio por sí solo pareció ser menos eficaz, sobre todo a corto plazo^[38,39]. Por su parte, la estimulación eléctrica intramuscular produjo una reducción estadísticamente significativa de 0,3 cm en el trapecio superior ($p<0,001$)^[41].

Los PGMs se caracterizaron predominantemente como áreas focales hipoecoicas o nódulos con ecotextura interna heterogénea en varios estudios^[25,29,33,34,36,37,39-43,46]. La forma de estos nódulos se describió generalmente como elipsoidal o elíptica^[16,50], y en algunos casos se observaron múltiples nódulos coexistiendo en las proximidades^[16]. Otras características adicionales incluían la pérdida del patrón de manchas blancas sobre un fondo oscuro en la vista transversal^[32], así como patrones fasciculares discontinuos, ondulados o agrupados en la vista longitudinal^[25,32]. Estos PGMs se encontraron a varias profundidades dentro del tejido muscular, con predominio cerca de la superficie muscular^[49], aunque las profundidades comunicadas oscilaban entre 0,5 cm^[29] y 3 cm.^[32] Sin embargo, en algunos estudios, los PGMs se identificaron como regiones hiperecoicas^[32,51] o como “motas” hiperecoicas más pequeñas dentro de un nudo de contractura hipoecoico más grande^[26]. Sólo un estudio evaluó los cambios posteriores a la intervención, concretamente tras el tratamiento con ondas de choque, y demostró que entre 8 y 12 semanas después del tratamiento, el patrón fibrilar y las regiones hipoecoicas habían vuelto a la normalidad^[25].

3.4.2 Arquitectura muscular

Se observaron variaciones en el grosor muscular en reposo en función de los músculos que albergaban los PGMs. Todos los sujetos incluidos en los estudios que analizaron este parámetro padecían dolor cervical crónico, dolor unilateral crónico de hombro o SDM, con valores que oscilaban entre 0,1 y 1,9 cm en los músculos cervicales posteriores, trapecio superior y trapecio medio^[27,28,33,37-39,41]. En particular, los músculos que contienen PGMs mostraron un grosor muscular significativamente menor ($p<0,05$) en comparación con los que no tenían PGMs^[27]. Intervenciones como el kinesiotaping y el ejercicio redujeron significativamente el grosor del trapecio superior en personas con dolor cervical crónico, con reducciones que oscilaron entre 0,08 y 0,2 cm^[38,39]. El kinesiotaping produjo reducciones más significativas del grosor muscular en comparación con el ejercicio solo^[38]. En cambio, la punción seca como tratamiento independiente no produjo cambios significativos ($p=0,26$)^[37]; sin embargo, cuando se combinó con ejercicio, produjo reducciones más significativas en comparación con el ejercicio solo a corto plazo^[39]. La estimulación eléctrica intramuscular también redujo significativamente el grosor muscular, disminuyendo 0,1 cm ($p=0,016$)^[41].

Otros aspectos de la arquitectura muscular que se examinaron fueron el grosor del músculo en el momento de la contracción, que fue de 1,4 cm en el trapecio superior en comparación con 1,0 cm en reposo en personas con dolor unilateral crónico de hombro^[28], y el ángulo de penetración en el trapecio superior, que fue de 14,6 grados en la población con SDM^[33]. Sin embargo, no se realizaron comparaciones directas entre los distintos grupos ni se obtuvieron resultados posteriores a la intervención para estos parámetros.

3.4.3 Ecotextura

Entre las características estadísticas de primer orden, la ecointensidad media fue la característica más frecuente en todos los casos en el trapecio superior. En poblaciones con dolor crónico cervical/de espalda y SDM, la ecointensidad del trapecio superior, donde se localizaban los PGMs, osciló entre 48,4 y 55,5 valores en el histograma^[33,46], mientras que la ecointensidad de los propios PGMs fue de 41,6^[33]. En los individuos con dolor cervical, la ecointensidad fue significativamente menor ($p < 0,05$) en comparación con los controles sanos^[30]. Además, este grupo presentaba una entropía media reducida y regiones más grandes con valores de entropía inferiores a 4 ($p < 0,05$)^[35]. Al comparar los PGMs activos y latentes, y los controles sanos, se observaron diferencias significativas en correlación, homogeneidad, media y varianza; sin embargo, no se encontraron diferencias en entropía, contraste o energía^[47]. Tanto las intervenciones de punción seca como las de estiramiento con spray frío en poblaciones con dolor crónico cervical/de espalda produjeron un aumento significativo de la ecointensidad ($p < 0,017$ y $p < 0,001$, respectivamente), aunque no se hallaron diferencias significativas entre ambas intervenciones ($p = 0,329$)^[46].

Por lo que respecta a las características de textura de segundo orden y de orden superior, los estudios se realizaron exclusivamente en el trapecio superior y arrojaron resultados similares en las distintas características. Varias métricas del GLCM distinguieron significativamente entre individuos sanos y aquellos con PGMs activos y latentes en una población con dolor cervical^[48]. Del mismo modo, tanto el área como el recuento de las manchas mostraron diferencias significativas entre los controles sanos y aquellos con dolor cervical, observándose áreas de manchas más grandes y recuentos de manchas reducidos en el último grupo^[30,31,45,48]. El enfoque LBP también reveló diferencias significativas entre individuos sanos y aquellos con PGMs activos o latentes^[31,47]. Después del tratamiento, una combinación de compresas calientes, estimulación eléctrica transcutánea y ultrasonidos terapéutico produjo reducciones significativas del tamaño de las manchas ($p < 0,001$) y del número de manchas ($p < 0,01$), aunque estos efectos sólo se observaron a corto plazo^[45].

4. Discusión

El objetivo principal de esta revisión sistemática era sintetizar las pruebas actuales sobre el uso del ecografía en modo B para caracterizar los PGMs, con objetivos secundarios centrados en la evaluación de la arquitectura muscular y la evaluación de los cambios tras las intervenciones de fisioterapia. A partir de la inclusión de 28 estudios, de los cuales 17 eran observacionales, dedicados principalmente a la caracterización de los PGMs, y 11 estudios que incluían una intervención de fisioterapia para evaluar los cambios posteriores al tratamiento, se han cumplido

en gran medida los objetivos de la revisión. Los hallazgos variaron sustancialmente en función de los músculos específicos afectados por los PGMs, la población estudiada y el tipo de intervención aplicada.

Una observación común a la mayoría de los estudios fue la caracterización de los PGMs como áreas predominantemente hipoecoicas o nódulos con ecotextura interna heterogénea, que a menudo presentan una forma elipsoidal o elíptica. Sin embargo, aún existe controversia ya que algunos estudios describieron los PGMs como áreas hiperecoicas^[19,51,52], que fueron consideradas por reconocidos expertos como Jan Dommerholt y Robert D. Gerwin como posible tejido fibroso, fascia o colágeno en lugar de PGM^[53]. La limitación más destacable de la revisión es que pocos estudios realizaron un análisis cuantitativo de las imágenes o incluyeron un grupo de control. De hecho, de los 929 individuos analizados en la revisión, sólo 181 eran controles sanos, lo que pone de relieve un área para futuras investigaciones. Otra limitación significativa fue la limitada calidad metodológica y el alto riesgo de sesgo presentes en la mayoría de los estudios analizados en la revisión.

Como se ha mencionado anteriormente, la mayoría de los estudios han descrito los PGMs como regiones hipoecoicas. Sin embargo, una cuestión destacable es que muchos de estos estudios se basan en los hallazgos de Sikdar et al.^[16], quienes demostraron por primera vez esta característica de los PGMs. La validez de este estudio está sujeta al hecho de que se trata de un estudio observacional preliminar que carece de un análisis cuantitativo de la ecotextura. Esta limitación puede sesgar el conjunto de la evidencia sobre este tema, ya que la mayoría de los estudios asumen que los PGMs se presentan de esta forma sin un examen más detallado de las imágenes ecográficas. En consonancia con esto, y a pesar de la falta de análisis cuantitativo de las imágenes en estos estudios, algunos estudios incluidos en nuestra revisión^[30,33,46] examinaron la ecotextura de los PGMs y sugirieron que éstos presentan una eointensidad inferior en comparación con el tejido circundante y los músculos de control sanos. Además, se observó que intervenciones como la punción seca y el estiramiento con spray frío aumentaban la eointensidad, lo que se consideró una normalización en relación con el tejido circundante^[46].

Desde una perspectiva etiológica, los PGMs se describen como grupos de focos eléctricamente activos, cada uno de ellos asociado a un nudo de contractura y a una placa motora disfuncional dentro del músculo esquelético^[54]. Esta disfunción provoca una liberación excesiva de acetilcolina (ACh) y una reducción concomitante de la actividad de la acetilcolinesterasa, iniciando potenciales de acción y una contracción muscular sostenida^[55]. La región dolorosa dentro del PGM representa una arquitectura histoanatómica compleja y no debe considerarse un simple nudo de contractura muscular^[3]. Esta distinción es crucial, ya que las alteraciones histopatológicas específicas dentro de los PGMs, como la elevada concentración de proteoglicanos, que atraen el agua, pueden explicar la reducción observada de la eointensidad en estas zonas^[56]. En relación con esto, los cambios estructurales en las fibras musculares y el endomisio se consideran características histopatológicas primarias responsables de la ecotextura muscular anormal, que conduce al desarrollo de áreas/nódulos hipoecoicos^[14]. Estos cambios pueden estar asociados a la acumulación local de líquido o al edema tisular resultante de exudados inflamatorios agudos combinados con sangre o subproductos residuales^[57]. Los análisis bioquímicos apoyan aún más esta perspectiva, ya que han identificado niveles elevados de mediadores inflamatorios, neuropéptidos, catecolaminas y citocinas cerca de los PGMs^[58].

Otras técnicas de análisis de imágenes más avanzadas, como las características de segundo orden o de orden superior (por ejemplo, el análisis de manchas, el análisis LBP o el GLCM), han demostrado su potencial para distinguir entre individuos asintomáticos y aquellos con PGMs, así como entre PGMs activos y latentes^[30,31,47,48]. A pesar de lo prometedor de estos métodos, se necesitan más investigaciones con una mayor calidad metodológica, ya que algunos de los resultados siguen siendo contradictorios e incoherentes. Además, se ha explorado el aprendizaje automático para la caracterización de los PGM, aunque la alta variabilidad de las imágenes ecográficas presenta retos significativos^[47].

Una de las principales razones de las discrepancias encontradas en la literatura, en comparación con otras estructuras musculoesqueléticas con protocolos de evaluación ecográfica bien definidos, es la falta de directrices fiables y estandarizadas para la caracterización del PGM en diversas modalidades ecográficas (p. ej., modo B, Doppler, elastografía). Como resultado, parámetros diagnósticos como la precisión, la sensibilidad y la especificidad varían significativamente entre el 33% y el 100%^[12]. Esto ha provocado una confusión considerable entre clínicos e investigadores, lo que pone en duda la identificación precisa de los PGMs y aumenta el riesgo de interpretación errónea de las imágenes^[17,52]. Sin embargo, los hallazgos de la ecografía Doppler y la elastografía parecen más concluyentes en los PGMs sintomáticos, ya que muestran alteraciones significativas del flujo sanguíneo, incluido el flujo sanguíneo retrógrado, un índice de pulsatilidad elevado y cambios en las velocidades sistólica máxima y diastólica mínima^[59]. Además, la elastografía ha presentado reducción de la amplitud de vibración local, asimetría en la orientación de las fibras musculares y aumento de la velocidad de la onda de cizallamiento^[60-62]. Otras técnicas diagnósticas, como la electromiografía, la termografía infrarroja y la RM, han arrojado resultados mixtos y complejos. Entre ellas, la RM parece ser la más fiable para detectar alteraciones focales de la señal en las regiones del PGM^[63-65]; sin embargo, al igual que la elastografía, se enfrenta a limitaciones en su aplicación clínica.

En relación con el área de los PGMs, nuestra revisión identificó rangos de 0,02 a 3,4 cm², con los músculos más grandes mostrando áreas medias mayores. Las revisiones recientes de Elbarbary et al.^[12] y Mazza et al.^[13] informaron de valores entre 0,03 y 0,5 cm², lo que demuestra la variabilidad entre los distintos grupos musculares. En concreto, se observaron valores de tan sólo 0,02 cm² en músculos como el masetero y el temporal^[29], mientras que en los músculos lumbares se registraron áreas mayores, de hasta 3,4 cm²^[50]. Del mismo modo, el diámetro de los PGMs siguió esta tendencia, oscilando entre 0,2 y 0,5 cm, y Tsai et al.^[49] destacaron una correlación positiva entre el tamaño de los PGMs y el tamaño del músculo, mostrando un aumento de 0,2 cm en el diámetro de los PGM por cada aumento de 1 cm en el tejido muscular. Los músculos que contienen PGMs tienden a mostrar un grosor reducido^[27], y las intervenciones a menudo conducían a una reducción aún mayor del grosor muscular, lo que se interpretó como un resultado positivo. Sin embargo, esta reducción requiere más investigación, ya que la inhibición muscular debida al dolor también podría disminuir el grosor muscular. La reducción tanto del área del PGM como del grosor muscular tras las intervenciones fue significativa, aunque la relevancia clínica de estos cambios, especialmente en relación con el restablecimiento del grosor muscular como posible resultado positivo, aún no se conoce por completo. En este contexto, la ecografía puede considerarse una herramienta de doble uso: en primer lugar, como herramienta diagnóstica para la caracterización de los PGMs y, en segundo lugar, como guía

terapéutica, en particular para técnicas mínimamente invasivas como la punción seca guiada por ecografía, que se utilizan ampliamente en la práctica clínica^[66].

La presente revisión sistemática es la primera que no sólo revisa toda la bibliografía existente sobre la caracterización de los PGMs mediante ecografía en modo B, sino que también incorpora un análisis detallado de la arquitectura muscular en la que se localizan estos PGMs y proporciona un examen de los cambios que se producen en estas características tras una intervención fisioterapéutica. Sin embargo, la revisión tiene sus limitaciones, que deben tenerse en cuenta a la hora de interpretar los hallazgos.

En primer lugar, los estudios incluidos en esta revisión varían significativamente su nivel de evidencia y calidad metodológica, con una considerable heterogeneidad entre ellos. Predominan los estudios observacionales, pero la revisión también incluye series de casos y estudios de intervención no aleatorizados y no controlados, muchos de los cuales tienen tamaños de muestra pequeños. Varios factores limitan aún más la extrapolación de los hallazgos: (1) La mayoría de los estudios sólo informan de los p-valor sin los correspondientes tamaños del efecto, lo que restringe la posibilidad de conclusiones sólidas y limita la replicabilidad de la investigación; (2) Sólo seis estudios mencionaron el mantenimiento de configuraciones consistentes de imágenes ecográficas, y muchos no informaron de si estandarizaron la presión o el ángulo de la sonda, lo que podría afectar significativamente a los resultados; (3) Varios estudios no informaron del tiempo transcurrido entre el examen físico y la posterior imagen ecográfica, un retraso que idealmente debería reducirse al mínimo para garantizar la exactitud de la evaluación; (4) Una limitación notable es la falta de claridad en algunos estudios con respecto a los criterios diagnósticos utilizados para identificar los PGMs, lo que puede introducir incoherencias y limitar la reproducibilidad de los resultados; (5) Además, los métodos actuales utilizados en la obtención de imágenes ecográficas, principalmente cuando se aplican como herramienta de seguimiento, pueden no proporcionar conclusiones definitivas; (6) Por último, la mayoría de los estudios incluidos se centraron exclusivamente en los músculos superficiales, en gran parte debido a la dependencia de la palpación manual como estándar de referencia para facilitar una evaluación ecográfica precisa. Sin embargo, este enfoque es intrínsecamente limitado, ya que la palpación manual no puede evaluar con fiabilidad los músculos más profundos y, por lo tanto, las conclusiones de esta revisión no pueden generalizarse a todos los grupos musculares, en particular a los situados en regiones anatómicas más profundas.

Para futuras investigaciones, varios aspectos merecen ser explorados: (1) El análisis de ecotextura hasta ahora sólo se ha realizado en el músculo trapecio superior, lo que limita la extrapolación de los resultados a diferentes grupos musculares. La investigación futura debería dar prioridad a los estudios comparativos que incluyan una gama más amplia de músculos, especialmente aquellos que sean clínicamente relevantes e impactantes, incorporando no sólo grupos de control sanos sino también individuos con otras condiciones patológicas. Dichos estudios ayudarían a establecer si estas características de las imágenes ecográficas sirven sistemáticamente como indicador fiable para la caracterización del tejido muscular, permitiendo que este análisis se extienda a estructuras musculares más profundas en las que la palpación manual es menos factible y la ecografía presenta una mayor precisión; (2) Es crucial investigar hasta qué punto la falta de estandarización de los ajustes de las imágenes ecográficas dentro de la misma población de estudio afecta al análisis de ecotextura, así como determinar la viabi-

lidad de comparar estudios que analizan las mismas variables pero utilizan diferentes ajustes, sondas/dispositivos, selección de ROI y otros parámetros técnicos; (3) La concordancia entre las imágenes ecográficas y la palpación manual para la detección de los PGMs es una cuestión crítica que requiere más estudio para aumentar la precisión diagnóstica y mejorar el tratamiento de los PGMs y otras afecciones; (4) También se necesita investigación para desarrollar una metodología fiable que establezca la ecografía como un indicador capaz de monitorizar objetivamente la eficacia del tratamiento y los resultados de los pacientes, dando prioridad a los estudios longitudinales para captar los cambios dinámicos en los PGMs durante y después del tratamiento; (5) Por último, el progreso en este campo requiere más estudios de alta calidad, junto con una mayor estandarización de los protocolos de obtención de imágenes y los criterios diagnósticos, así como homogeneidad metodológica en cuanto a los diseños de los estudios y las poblaciones. Estos pasos son esenciales para permitir futuros metaanálisis, que podrían generar pruebas concluyentes sobre la utilidad de la ecografía en modo B para caracterizar los PGMs. Dichos estudios son esenciales para trasladar estos hallazgos a la práctica clínica, dada su facilidad de uso y accesibilidad.

5. Conclusiones

Aunque la mayoría de los estudios identifican los PGMs como estructuras hipoeoicas con ecotextura interna heterogénea, sigue habiendo controversia en cuanto a su caracterización. Lo mismo ocurre con los cambios de esta estructura tras las intervenciones fisioterapéuticas, ya que la definición actual de los PGMs en las imágenes ecográficas no permite detectar cambios fiables. Esta incertidumbre pone de manifiesto la necesidad de realizar más estudios con métodos cuantitativos para medir con precisión los PGMs y extraer conclusiones válidas. La falta de protocolos de medición estandarizados introduce un sesgo importante, lo que dificulta la comparación de resultados entre diferentes estudios. Por lo tanto, se necesitan medidas objetivas para monitorizar eficazmente los cambios en los PGMs, que luego podrían aplicarse en la práctica clínica para comprender mejor los efectos de las intervenciones en estas áreas.

Referencias

1. Langley PC, Molina JT, Ferri CM, Pérez Hernández C, Varillas AT, Angel Ruiz-Iban M. The association of pain with labor force participation, absenteeism, and presenteeism in Spain. *J Med Econ*. 2011;14. <https://doi.org/10.3111/13696998.2011.632045>
2. Fleckenstein J, Zaps D, Rüger LJ, Lehmeyer L, Freiberg F, Lang PM, Irnich D. Discrepancy between prevalence and perceived effectiveness of treatment methods in myofascial pain syndrome: Results of a cross-sectional, nationwide survey. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-32>
3. Gerwin RD. Diagnosis of myofascial pain syndrome. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2014;25. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.01.011>
4. Shah JP, Thaker N, Heimur J, Aredo J V., Sikdar S, Gerber L. Myofascial trigger points then and now: A historical and scientific perspective. *PM R*. 2015;7. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.01.024>

5. Simons DG. Diagnostic criteria of myofascial pain caused by trigger points. J Musculoskelet Pain. 1999;7. http://dx.doi.org/10.1300/J094v07n01_11
6. Fundación Grünenthal, Observatorio del dolor de la Universidad de Cádiz, BioInnova Consulting. Barómetro del dolor crónico en España 2022. Available from: <https://www.fundaciongrunenthal.es/fundacion/con-la-ciencia/barometro-dolor-cronico-espana-2022>
7. Gregory NS, Sluka KA. Anatomical and physiological factors contributing to chronic muscle pain. Curr Top Behav Neurosci. 2014;20. https://doi.org/10.1007/7854_2014_294
8. Barbero M, Schneebeli A, Koetsier E, Maino P. Myofascial pain syndrome and trigger points: Evaluation and treatment in patients with musculoskeletal pain. Curr Opin Support Palliat Care. 2019;13. <https://doi.org/10.1097/spc.0000000000000445>
9. Lucas N, Macaskill P, Irwig L, Moran R, Bogduk N. Reliability of Physical Examination for Diagnosis of Myofascial Trigger Points: A Systematic Review of the Literature. Clin J Pain. 2008;25. <https://doi.org/10.1097/ajp.0b013e31817e13b6>
10. Myburgh C, Larsen AH, Hartvigsen J. A Systematic, Critical Review of Manual Palpation for Identifying Myofascial Trigger Points: Evidence and Clinical Significance. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.12.033>
11. Simons DG. New Views of Myofascial Trigger Points: Etiology and Diagnosis. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.016>
12. Elbarbary M, Sgro A, Goldberg M, Tenenbaum H, Azarpazhooh A. Diagnostic Applications of Ultrasonography in Myofascial Trigger Points: A Scoping Review and Critical Appraisal of Literature. J Diagn Med Sonogr. 2022;38. <https://doi.org/10.1177/87564793221102593>
13. Mazza DF, Boutin RD, Chaudhari AJ. Assessment of Myofascial Trigger Points via Imaging: A Systematic Review. Am J Phys Med Rehabil. 2021;100. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000001789>
14. Ricci V, Mezian K, Chang KV, Tarantino D, Güvener O, Gervasoni F, Naňka O, Özçakar L. Ultrasound Imaging and Guidance for Cervical Myofascial Pain: A Narrative Review. Int J Environ Res Public Health. 2023;20. <https://doi.org/10.3390/ijerph20053838>
15. Basford JR, An KN. New techniques for the quantification of fibromyalgia and myofascial pain. Curr Pain Headache Rep. 2009;13. <https://doi.org/10.1007/s11916-009-0061-6>
16. Sikdar S, Shah JP, Gebreab T, Yen RH, Gilliams E, Danoff J, Gerber LH. Novel Applications of Ultrasound Technology to Visualize and Characterize Myofascial Trigger Points and Surrounding Soft Tissue. Arch Phys Med Rehabil. 2010;90. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>
17. Ricci V, Ricci C, Gervasoni F, Cocco G, Andreoli A, Özçakar L. From Histoanatomy to Sonography in Myofascial Pain Syndrome: A EURO-MUSCULUS/USPRM Approach. Am J Phys Med Rehabil. 2023;102. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000001975>
18. Srbely JZ, Kumbhare D, Grosman-Rimon L. A narrative review of new trends in the diagnosis of myofascial trigger points: Diagnostic ultrasound imaging and biomarkers. J Can Chiropr Assoc. 2016;60. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5039775/>
19. Thomas K, Shankar H. Targeting myofascial taut bands by ultrasound topical collection on myofascial pain. Curr Pain Headache Rep. 2013;17. <https://doi.org/10.1007/s11916-013-0349-4>
20. Kumbhare DA, Elzibak AH, Noseworthy MD. Assessment of Myofascial Trigger Points Using Ultrasound. Am J Phys Med Rehabil. 2016;95. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000000376>

- 21.** Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, Shamseer L, Tetzlaff JM, Akl EA, Brennan SE, Chou R, Glanville J, Grinshaw JM, Hróbjartsson A, Lalu MM, Li T, Loder EW, Mayo-Wilson E, McDonald S, McGuinness LA, Stewart LA, Thomas J, Tricco AC, Welch VA, Whiting P, Moher D. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*. 2021;372. <https://doi.org/10.1136/bmj.n71>
- 22.** Albanese E, Bütikofer L, Armijo-Olivo S, Ha C, Egger M. Construct validity of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro) quality scale for randomized trials: Item response theory and factor analyses. *Res Synth Methods*. 2020;11. <https://doi.org/10.1002/jrsm.1385>
- 23.** Sterne JA, Hernán MA, Reeves BC, Savović J, Berkman ND, Viswanathan MM, Henry D, Altman DG, Ansari MT, Boutron I, Carpenter JR, Chan AW, Churchill R, Deeks JJ, Hróbjartsson A, Kirkham J, Jüni P, Loke YK, Pigott TD, Ramsay CR, ... Higgins JP. ROBINS-I: a tool for assessing risk of bias in non-randomised studies of interventions. *BMJ*. 2016;355. <https://doi.org/10.1136/bmj.i4919>
- 24.** Study Quality Assessment Tools | NHLBI, NIH. Available from: <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/study-quality-assessment-tools>
- 25.** Owen H. Case study: Treating infraspinatus and supraspinatus trigger points and supraspinatus tendinopathy utilizing piezoelectric shockwave. *Front Vet Sci*. 2022;9. <https://doi.org/10.3389/fvets.2022.943276>
- 26.** Ball A, Perreault T, Fernández-De-las-peñas C, Agnone M, Spennato J. Ultrasound Confirmation of the Multiple Loci Hypothesis of the Myofascial Trigger Point and the Diagnostic Importance of Specificity in the Elicitation of the Local Twitch Response. *Diagnostics (Basel)*. 2022;12. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12020321>
- 27.** Cankurtaran D, Aykın Yiğman Z, Güzel Ş, Umay E. The importance of myofascial trigger points in chronic neck pain: An ultrasonography preliminary study. *PM R*. 2023;15. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12974>
- 28.** Da Silva AC, Aily JB, Oliveira AB, Mattiello SM. Interrater and Intrarater Reliability and Minimum Detectable Change of Ultrasound for Active Myofascial Trigger Points in Upper Trapezius Muscle in Individuals With Shoulder Pain. *J Manipulative Physiol Ther*. 2020;43. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2020.01.003>
- 29.** Elbarbary M, Goldberg M, Tenenbaum HC, Lam DK, Freeman B V., Pustaka DJ, Mock D, Beyene J, Azarpazhooh A. Assessment of Concordance between Chairside Ultrasonography and Digital Palpation in Detecting Myofascial Trigger Points in Masticatory Myofascial Pain Syndrome. *J Endod*. 2023;49. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2022.11.013>
- 30.** Kumbhare D, Shaw S, Grosman-Rimon L, Noseworthy MD. Quantitative Ultrasound Assessment of Myofascial Pain Syndrome Affecting the Trapezius: A Reliability Study. *J Ultrasound Med*. 2017;36. <https://doi.org/10.1002/jum.14308>
- 31.** Kumbhare D, Shaw S, Ahmed S, Noseworthy MD. Quantitative ultrasound of trapezius muscle involvement in myofascial pain: comparison of clinical and healthy population using texture analysis. *J Ultrasound*. 2020;23. <https://doi.org/10.1007/s40477-018-0330-5>
- 32.** Shankar H, Reddy S. Two- and three-dimensional ultrasound imaging to facilitate detection and targeting of taut bands in myofascial pain syndrome. *Pain Med*. 2012;13. <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2012.01411.x>
- 33.** Taheri N, Okhovatian F, Rezasoltani A, Karami M, Hosseini SM, Mohammadi HK. Ultrasonography in diagnosis of myofascial pain syndrome and reliability of novel ultrasonic indexes of upper trapezius muscle. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2016;18. <https://doi.org/10.5604/15093492.1205022>

- 34.** Takla MKN, Razek NMA, Kattabei O, El-Lythy MAF. A comparison between different modes of real-time sonoelastography in visualizing myofascial trigger points in low back muscles. *J Man Manip Ther.* 2016;24. <https://doi.org/10.1179/2042618614y.00000000084>
- 35.** Turo D, Otto P, Shah JP, Heimur J, Gebreab T, Zaazhoa M, Armstrong K, Gerber LH, Sikdar S. Ultrasonic characterization of the upper trapezius muscle in patients with chronic neck pain. *Ultrason Imaging.* 2013;35. <https://doi.org/10.1177/0161734612472408>
- 36.** Zale KE, Klatt M, Volz KR, Kanner C, Evans KD. A Mixed-Method Approach to Evaluating the Association between Myofascial Trigger Points and Ankle/Foot Pain Using Handheld Sonography Equipment. *J Diagn Med Sonogr.* 2015;31. <https://doi.org/10.1177/8756479315586396>
- 37.** Adigozali H, Shadmehr A, Ebrahimi E, Rezasoltani A, Naderi F. B mode, doppler and ultrasound elastography imaging on active trigger point in women with myofascial pain syndrome treated by dry needling. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2019;9. <http://dx.doi.org/10.32098/mltj.03.2019.16>
- 38.** Ceylan CM, Korkmaz MD, Corum M, Kesiktas FN. Demonstration of kinesio taping effect by ultrasonography in neck pain. *Rev Assoc Med Bras (1992).* 2022;68. <https://doi.org/10.1590/1806-9282.20220668>
- 39.** Korkmaz MD, Medin Ceylan C. Effect of dry-needling and exercise treatment on myofascial trigger point: A single-blind randomized controlled trial. *Complement Ther Clin Pract.* 2022;47. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2022.101571>
- 40.** Conte da Silva A, Aily JB, Mattiello SM. Ischemic compression associated with joint mobilization does not promote additional clinical effects in individuals with rotator cuff related shoulder pain: A randomized clinical trial. *J Bodyw Mov Ther.* 2023;36. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2023.08.002>
- 41.** Hadizadeh M, Rahimi A, Javaherian M, Velayati M, Naderi F, Dommerholt J. The Effects of Intramuscular Electrical Stimulation on Clinical and Sonographic Parameters in the People with Trigger Points: A Case Series Study. *J Rehabil.* 2023;24. <http://dx.doi.org/10.32598/RJ.24.3.3653.1>
- 42.** Jafari M, Bahrpeyma F, Togha M. Effect of ischemic compression for cervicogenic headache and elastic behavior of active trigger point in the sternocleidomastoid muscle using ultrasound imaging. *J Bodyw Mov Ther.* 2017;21. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.01.001>
- 43.** Togha M, Bahrpeyma F, Jafari M, Nasiri A. A sonographic comparison of the effect of dry needling and ischemic compression on the active trigger point of the sternocleidomastoid muscle associated with cervicogenic headache: A randomized trial. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2020;33. <https://doi.org/10.3233/bmr-171077>
- 44.** Müller CEE, Aranha MFM, Gavião MBD. Two-dimensional ultrasound and ultrasound elastography imaging of trigger points in women with myofascial pain syndrome treated by acupuncture and electroacupuncture: A double-blinded randomized controlled pilot study. *Ultrason Imaging.* 2015;37. <https://doi.org/10.1177/0161734614546571>
- 45.** Sancar M, Keniş-Coşkun Ö, Gündüz OH, Kumbhare D. Quantitative Ultrasound Texture Feature Changes with Conservative Treatment of the Trapezius Muscle in Female Patients with Myofascial Pain Syndrome. *Am J Phys Med Rehabil.* 2021;100. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000001697>
- 46.** Ustun B, Yorulmaz E, Geler-Kulcu D. Comparison of Dry Needling and Cold-Spray-Stretching Treatments by Ultrasonography and Electrophysiology: Prospective, Randomized Controlled Trial. *J Ultrasound Med.* 2024;43. <https://doi.org/10.1002/jum.16445>

- 47.** Shomal Zadeh F, Koh RGL, Dilek B, Masani K, Kumbhare D. Identification of Myofascial Trigger Point Using the Combination of Texture Analysis in B-Mode Ultrasound with Machine Learning Classifiers. *Sensors (Basel)*. 2023;23. <https://doi.org/10.3390/s23249873>
- 48.** Kumbhare DA, Ahmed S, Behr MG, Noseworthy MD. Quantitative ultrasound using texture analysis of myofascial pain syndrome in the trapezius. *Crit Rev Biomed Eng*. 2018;46. <https://doi.org/10.1615/critrevbiomedeng.2017024947>
- 49.** Tsai P, Edison J, Wang C, Sefton J, Manning KQ, Gramlich MW. Myofascial trigger point (MTrP) size and elasticity properties can be used to differentiate characteristics of MTrPs in lower back skeletal muscle. *Sci Rep*. 2024;14. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-57733-4>
- 50.** Cojocar MC, Cojocar IM, Voiculescu VM, Cojan-Carlea NA, Dumitru VL, Berteanu M. Trigger points--ultrasound and thermal findings. *J Med Life*. 2015;8.
- 51.** Lewis J, Tehan P. A blinded pilot study investigating the use of diagnostic ultrasound for detecting active myofascial trigger points. *Pain*. 1999;79. [https://doi.org/10.1016/s0304-3959\(98\)00155-9](https://doi.org/10.1016/s0304-3959(98)00155-9)
- 52.** Ball A, Perreault T, Fernández-de-las-Peñas C, Agnone M, Spennato J. Trigger Points and Contracture/Contraction Knots: What's in a Name? Reply to Dommerholt, J.; Gerwin, R.D. Contracture Knots vs. Trigger Points. Comment on "Ball et al. Ultrasound Confirmation of the Multiple Loci Hypothesis of the Myofascial Trigger Point and the Diagnostic Importance of Specificity in the Elicitation of the Local Twitch Response. *Diagnostics* 2022, 12, 321." *Diagnostics (Basel)*. 2022;12. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics12102366>
- 53.** Dommerholt J, Gerwin RD. Contracture Knots vs. Trigger Points. Comment on Ball et al. Ultrasound Confirmation of the Multiple Loci Hypothesis of the Myofascial Trigger Point and the Diagnostic Importance of Specificity in the Elicitation of the Local Twitch Response. *Diagnostics* 2022, 12, 321. *Diagnostics (Basel)*. 2022;12. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12102365>
- 54.** Dommerholt J. Dry needling - peripheral and central considerations. *J Man Manip Ther*. 2011;19. <https://doi.org/10.1179/106698111x13129729552065>
- 55.** Liu QG, Huang QM, Liu L, Nguyen TT. Structural and functional abnormalities of motor endplates in rat skeletal model of myofascial trigger spots. *Neurosci Lett*. 2019;711. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2019.134417>
- 56.** Margalef R, Sisquella M, Bosque M, Romeu C, Mayoral O, Monterde S, Priego M, Guerra-Perez R, Ortiz N, Tomàs J, Santafe MM. Experimental myofascial trigger point creation in rodents. *J Appl Physiol*. 2019;126. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00248.2018>
- 57.** Turo D, Otto P, Shah JP, Heimur J, Gebreab T, Armstrong K, Gerber LH, Sikdar S. Ultrasonic tissue characterization of the upper trapezius muscle in patients with myofascial pain syndrome. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012;2012. <https://doi.org/10.1109/embs.2012.6346938>
- 58.** Shah JP, Danoff J V., Desai MJ, Parikh S, Nakamura LY, Phillips TM, Gerber LH. Biochemicals Associated with Pain and Inflammation are Elevated in Sites Near to and Remote From Active Myofascial Trigger Points. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.10.018>
- 59.** Sikdar S, Ortiz R, Gebreab T, Gerber LH, Shah JP. Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010;2010. <https://doi.org/10.1109/iembs.2010.5626326>

- 60.** Bird M, Le D, Shah J, Gerber L, Tandon H, DeStefano S, Srbely J, Kumbhare D, Sikdar S. Characterization of local muscle fiber anisotropy using shear wave elastography in patients with chronic myofascial pain. *Ann Phys Rehabil Med.* 2018;61. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.05.029>
- 61.** Hao CJ, Kang XY, Kang CS, Li TT, Huo JZ, Xu Q, Xiao WL, Zhao ZX, Ji XH, Zhang QB. Upper trapezius muscle elasticity in cervical myofascial pain syndrome measured using real-time ultrasound shear-wave elastography. *Quant Imaging Med Surg.* 2023;13. <https://doi.org/10.21037/qims-22-797>
- 62.** Turo D, Otto P, Gebreab T, Armstrong K, Gerber LH, Sikdar S. Shear wave elastography for characterizing muscle tissue in myofascial pain syndrome. *Proc Mtgs Acoust.* 2013;19. <https://doi.org/10.1121/1.4800369>
- 63.** Di Ieva A, Grizzi F, Rognone E, Tse ZTH, Parittotokkaporn T, Rodriguez Y Baena F, Tschabitscher M, Matula C, Trattnig S, Rodriguez Y Baena R. Magnetic resonance elastography: A general overview of its current and future applications in brain imaging. *Neurosurg Rev.* 2010;33. <https://doi.org/10.1007/s10143-010-0249-6>
- 64.** Landgraf MN, Ertl-Wagner B, Koerte IK, Thienel J, Langhagen T, Straube A, von Kries R, Reilich P, Pomschar A, Heinen F. Alterations in the trapezius muscle in young patients with migraine - A pilot case series with MRI. *Eur J Paediatr Neurol.* 2015;19. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2014.12.021>
- 65.** Sollmann N, Mathonia N, Weidlich D, Bonfert M, Schroeder SA, Badura KA, Renner T, Trepte-Freileder F, Ganter C, Kieg SM, Zimmer C, Rummeny RJ, Karampinos DC, Baum T, Landgraf MN, Heinen F. Quantitative magnetic resonance imaging of the upper trapezius muscles - assessment of myofascial trigger points in patients with migraine. *J Headache Pain.* 2019;20. <https://doi.org/10.1186/s10194-019-0960-9>
- 66.** Bubnov RV. Evidence-based pain management: is the concept of integrative medicine applicable? *EPMA J.* 2012;3. <https://doi.org/10.1186/1878-5085-3-13>

Información editorial

Correspondencia

pherrero@unizar.es; Tel.: +34 646 16 82 48

Fechas

Recibido: 19.11.2024

Aceptado: 09.02.2025

Publicado: 19.02.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización, D.L.H., P.H., y E.M.G.T.; metodología, D.L.H., P.H., Z.A.B., y C.A.J.; redacción-proyecto original, D.L.H., y P.H.; redacción-revisión y edición, D.L.H., P.H., Z.A.B., C.A.J. y E.M.G.T.; supervisión, P.H. y E.M.G.T.; obtención de fondos, D.L.H., P.H. y E.M.G.T. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación

Esta revisión está financiada por el Departamento de Educación, Ciencia y Universidad del Gobierno de Aragón a través de la ORDEN CUS/621/2023, de 10 de mayo, por la que se convocan ayudas para la contratación de personal investigador predoctoral en formación para el periodo 2023-2027 (BOA 93 de 18 de mayo de 2023).

Declaración del Comité de Ética

No aplicable.

Registration

Registrado en el Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO, por sus siglas en inglés) con el número de referencia CRD42024596408.

Declaración de Consentimiento Informado

No aplicable.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los conjuntos de datos generados y/o analizados durante el presente estudio están a disposición del autor de correspondencia previa solicitud.

Agradecimientos

Ninguno.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses. Los financiadores no tuvieron ningún papel en el diseño del estudio; en la recogida, análisis o interpretación de los datos; en la redacción del manuscrito; o en la decisión de publicar los resultados.

Cita sugerida

Lapiente-Hernández D, Al Boloushi Z, Al Jobrani C, Herrero P, Gómez-Trullén EM. B-mode ultrasound characterization of myofascial trigger points and their response to physiotherapy interventions: a systematic review. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e3. doi: 10.60103/ipmm.v1.e3

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

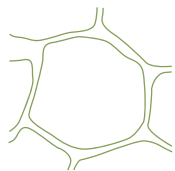
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2024 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e9

Revisión Sistemática

Técnicas de fisioterapia invasiva en la tendinopatía rotuliana. Revisión sistemática

Diego Aznar¹  0000-0001-7505-7958

Gorka Ortego^{2,3}  0009-0000-5344-3831

Luis Pérez-Espallargas³  0009-0007-7701-9884

Zaid Alboloushi⁴  0000-0002-0842-1104

Alberto Carcasona-Otal³   0009-0003-8000-7084

Diego Lapuente-Hernández^{2,3}  0000-0002-6506-6081

¹Fisioterapia Valdespartera, 50019 Zaragoza, España.

²Departamento de Fisiatría y Enfermería, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

³Grupo de Investigación iHealthy", IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

⁴Ministerio de Sanidad Hospital Jaber, Kuwait.

RESUMEN

Antecedentes: La tendinopatía rotuliana (TR) es una condición degenerativa caracterizada por dolor e incapacidad funcional, que afecta principalmente a personas físicamente activas. En los últimos años ha aumentado el tratamiento con técnicas de fisioterapia invasiva no farmacológicas, como la electrolisis percutánea (EP) y la punción seca (PS).

Objetivo: Evaluar la eficacia de las técnicas de fisioterapia invasiva no farmacológicas en la reducción del dolor y la mejora de la discapacidad funcional en pacientes con TR.

Métodos: Se identificaron 2.644 estudios mediante una búsqueda electrónica en julio de 2024. Tras aplicar los criterios de selección, se incluyeron cuatro ensayos clínicos aleatorizados que evaluaron el dolor y/o la discapacidad funcional de 254 adultos con TR que recibieron tratamientos de fisioterapia invasiva.

Resultados: Las intervenciones invasivas, PS y EP, ofrecieron mejoras tanto para el dolor como para la discapacidad funcional de los pacientes con TR. Sin embargo, dichas mejoras son equiparables a las del tratamiento convencional. Solamente en el caso del dolor parece que la adición de PS al tratamiento de fisioterapia convencional (FC) puede ofrecer mayor efectividad que el uso exclusivo de FC.

Discusión: Concordando con revisiones previas, el uso de técnicas fisioterapéuticas invasivas ha demostrado un efecto positivo en la intensidad del dolor y en la discapacidad funcional en pacientes con TR. Este beneficio puede atribuirse al efecto mecánico inducido por la aguja y a los procesos biológicos que se desencadenan tras su aplicación. Un hallazgo relevante fue la influencia del grado de sintomatología en pacientes con TR, ya que aquellos con mayor sintomatología experimentaron beneficios superiores en términos de discapacidad funcional. Este patrón es consistente con lo observado en estudios previos realizados en otras poblaciones. Cabe destacar que ninguno de los estudios revisados reportó efectos adversos, lo que podría atribuirse al uso de guía ecográfica durante la aplicación de las técnicas invasivas.

Conclusiones: La EP y la PS reducen eficazmente la intensidad del dolor cuando se combinan con ejercicios excentricos (EE) o FC en personas con TR. La EP y la PS no aumentan la efectividad de los EE y la FC en la mejora de la discapacidad funcional. Futuros estudios deberían analizar el efecto del tratamiento exclusivo con técnicas invasivas.

Otra Información: PROSPERO (CRD42024608225).

Palabras clave: Tendinopatía rotuliana; Técnicas de fisioterapia invasiva; Punción seca; Electrolisis percutánea; Dolor; Discapacidad funcional.

1. Introducción

La tendinopatía rotuliana (TR) es una patología degenerativa caracterizada principalmente por dolor localizado en el polo inferior de la rótula⁽¹⁾. Este dolor suele manifestarse de forma inmediata tras la carga mecánica y disminuye rápidamente una vez que dicha carga se retira⁽²⁾. El dolor experimentado por personas con tendinopatía crónica, habitualmente de larga evolución, puede también estar influenciado por procesos que implican al sistema nervioso central, lo que potencialmente afecta a la modulación del dolor y contribuye a su persistencia⁽³⁾. A pesar de numerosas investigaciones, la etiología exacta de la TR sigue sin estar clara. No obstante, se han identificado diversos factores de riesgo, entre ellos el índice de masa corporal, las disimetrías entre la longitud de ambas piernas, la altura del arco plantar, la fuerza muscular y la predisposición genética^(4,5). La teoría predominante sugiere que la TR se produce como resultado de una sobrecarga por actividad física, en la que el impacto repetido o sostenido interfiere con los procesos naturales de reparación del tendón, lo que finalmente conduce a cambios patológicos^(6,7).

La TR afecta predominantemente a personas que realizan actividades repetitivas, especialmente a deportistas que practican disciplinas que implican saltos o cambios rápidos de dirección. Entre los deportistas no profesionales, la prevalencia es del 19,9%, en comparación con el 16,7% en atletas de élite⁽⁸⁾. En cambio, la prevalencia en la población general es significativamente menor (0,1%), lo cual se atribuye a una menor carga tendinosa durante las actividades cotidianas^(8,9). El impacto social de la TR es considerable, ya que provoca dolor y limitaciones funcionales que pueden restringir las actividades diarias y afectar de forma significativa la carrera de los deportistas profesionales^(10,11).

Los criterios diagnósticos de la TR incluyen engrosamiento del tendón, dolor localizado y crepitación en el tendón rotuliano. El dolor suele intensificarse durante actividades repetitivas de flexión de rodilla o maniobras provocativas como las sentadillas excéntricas con una sola pierna^(12,13). Las técnicas de imagen como la ecografía y la resonancia magnética son fundamentales para visualizar la estructura del tendón, confirmar el diagnóstico y descartar otras patologías diferenciales con síntomas solapados^(10,12,13).

El tratamiento de la TR suele consistir en la personalización de las intervenciones según el estadio de la tendinopatía. Los componentes clave incluyen ejercicios terapéuticos y educación del paciente sobre la patología y el manejo de la carga^(3,14,15). En ocasiones, este tratamiento principal se complementa con terapias invasivas, como las inyecciones de plasma rico en plaquetas, ácido hialurónico o corticosteroides, si bien la evidencia que respalda su eficacia es limitada⁽¹⁶⁾. Recientemente, las técnicas de fisioterapia invasiva no farmacológicas, como la electrolisis percutánea (EP) y la punción seca (PS), han desarrollado una tendencia creciente tanto en el uso clínico como en la investigación en diferentes patologías, incluida la tendinopatía^(17,18). Estos métodos presentan varias ventajas, como la facilidad de aplicación y la ausencia de inyección de sustancias farmacológicas, lo que los hace más viables en la práctica clínica diaria.

Numerosas revisiones sistemáticas y metaanálisis han evaluado la eficacia de las terapias invasivas en el tratamiento de la TR. Sin embargo, estas revisiones incluyen intervenciones con medicamentos o sustancias biológicas, como el plasma rico en plaquetas o la sangre autólo-

ga⁽¹⁹⁻²⁵⁾. Hasta la fecha, no existe ninguna revisión sistemática que se haya centrado exclusivamente en la efectividad de las técnicas de fisioterapia invasiva no farmacológicas en la TR. Esto constituye una laguna importante en la evidencia actual, ya que estas técnicas se utilizan cada vez más en el entorno clínico debido a su carácter mínimamente invasivo y a su favorable perfil de seguridad. Además, las revisiones existentes suelen no diferenciar entre los procedimientos invasivos que implican la inyección de sustancias y aquellos que no lo hacen^(19,20), lo que dificulta aislar los efectos específicos de técnicas como la EP o la PS. Por tanto, esta revisión sistemática pretende abordar estas limitaciones evaluando la efectividad de las técnicas de fisioterapia invasiva no farmacológicas en la mejora del dolor y la discapacidad funcional en personas con TR, una condición prevalente en nuestra sociedad, especialmente entre los deportistas no profesionales⁽²⁴⁾.

2. Métodos

2.1 Diseño de Estudio

Esta revisión sistemática se llevó a cabo siguiendo las directrices del protocolo PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses)⁽²⁶⁾ y fue registrada en el registro internacional PROSPERO para revisiones sistemáticas prospectivas (número de referencia: CRD42024608225).

2.2 Criterios de elegibilidad

La elegibilidad de los estudios se determinó utilizando la lista de verificación PRISMA y el marco PICOS (P-Participantes; I-Intervenciones; C-Comparadores; O-Resultados; S-Diseño del estudio). Se incluyeron estudios que cumplieron los siguientes criterios: 1) Estudios que involucraran poblaciones adultas (>18 años) diagnosticadas con TR; 2) Estudios en los que los pacientes recibieran intervenciones de fisioterapia invasiva sin administración de medicamentos ni inyección de sustancias, ya sea como tratamiento único o en combinación con otras terapias como el ejercicio terapéutico o programas educativos; 3) Comparaciones con cualquier tratamiento no quirúrgico (p. ej., programas educativos, ejercicio terapéutico, otras técnicas de fisioterapia, incluidas las invasivas); 4) Estudios que reportaran resultados relacionados con el dolor y/o la discapacidad funcional; 5) Solo ensayos clínicos aleatorizados (ECA) publicados en revistas revisadas por pares y escritos en inglés o español. Se excluyeron: 1) Estudios con participantes que presentaran otras patologías de rodilla (p. ej., fracturas, esguinces, procesos degenerativos articulares, lesiones meniscales, etc.); 2) Estudios que incluyeran técnicas quirúrgicas o tratamientos farmacológicos (p. ej., corticosteroides, plasma rico en plaquetas, sangre autóloga).

2.3 Fuentes de datos y estrategia de búsqueda

Se realizó una búsqueda electrónica de ECAs que finalizó el 1 de julio de 2024. Se consultaron y evaluaron las bases de datos PubMed, Cochrane, PEDro, BVS, Science Direct, Web of Science y Scopus para identificar estudios. En cuanto a los términos de búsqueda, se definieron cuatro categorías: la primera relacionada con la TR ("patella*", "patela*", "Tendinopathy", "tendin*", "tendon*", "jumper's knee", "ligament"); la segunda con las técnicas de fisioterapia in-

vasiva ("dry needling", "acupuncture", "electrolysis", "Electroacupuncture", "needl*", "electr*", "acupuncture", "invasive*", "percutaneous", "physical therap*", "physiotherapy"); la tercera con el dolor ("pain*", "Myalgia", "nociception", "Pain Measurement", "pain threshold", "pain perception", "chronic pain", "acute pain", "analgesia", "pain management", "musculoskeletal pain", "Neuralgia", "analgesia", "ache*", "suffer*", "nocicept*", "discomfort", "tenderness", "soreness"); y la cuarta con la discapacidad funcional ("Physical Functional Performance", "functional status", "disability", "capacity", "ability", "function*", "performance", "limitation*", "activity"). Una vez establecidos estos términos, se introdujeron en los motores de búsqueda de las diferentes bases de datos y se combinaron mediante los operadores booleanos "AND" y "OR". Dos investigadores independientes (DA, GO) revisaron los títulos y resúmenes de las publicaciones identificadas y evaluaron los textos completos para su posible inclusión. Cualquier desacuerdo entre los dos investigadores se resolvió mediante discusión y consulta con un tercer revisor (AC).

2.4 Selección de estudios

Dos revisores (DA, GO) analizaron cada artículo para determinar si los estudios cumplían con los criterios de inclusión. Trabajaron de forma independiente para evitar sesgos, siguiendo la misma metodología después de consensuar cómo aplicar las ecuaciones de búsqueda, y posteriormente compararon sus resultados.

Inicialmente, se recopilaban todos los registros procedentes de las siete bases de datos, y las publicaciones duplicadas se eliminaron utilizando Mendeley (versión 1.19.8). Se llevó a cabo un primer cribado de los artículos, seleccionando aquellos que aparentemente cumplían con los criterios de inclusión a partir de la información proporcionada en el título y el resumen. En una segunda fase, se revisaron los textos completos de los artículos que superaron la primera selección, eligiéndose aquellos que cumplían todos los criterios de inclusión. Los estudios seleccionados se compararon y, en caso de desacuerdo, se recurrió a un tercer investigador (AC) para alcanzar un consenso.

2.5 Proceso de extracción de datos

Los mismos dos revisores (DA, GO) que realizaron la selección de estudios de forma independiente, también realizaron la extracción de datos. Cualquier desacuerdo fue discutido, y se consultó a un tercer revisor (AC) cuando fue necesario. Durante el proceso de extracción, se recopiló la siguiente información de cada estudio: autores y año de publicación, características de la muestra (como tamaño muestral, sexo, edad, valores basales de dolor y funcionalidad), criterios de inclusión, intervención, grupo comparador/control, variables principales y momentos de evaluación (dolor y/o discapacidad funcional), resultados clave y efectos adversos. En caso de datos ausentes o poco claros, se contactó a los autores correspondientes mediante correo electrónico. Si no se recibió respuesta tras dos intentos, los datos disponibles fueron analizados tal como se reportaron en el artículo original.

2.6 Evaluación de la Calidad Metodológica y del Riesgo de Sesgo

Respecto a la calidad metodológica de los estudios incluidos, se utilizó la escala PEDro. Los dos revisores trabajaron de forma independiente (DA, GO) y compararon los resultados. No fue necesaria la intervención de un tercer revisor. La escala PEDro, desarrollada específicamente para ECA, consta de 11 ítems, puntuando 1 si el artículo cumple el criterio y 0 si no lo cumple. El ítem 1 verifica si se han establecido los criterios de elegibilidad (validez externa), los ítems 2 a 9 evalúan el diseño del estudio (validez interna), y los ítems 10 y 11 valoran la interpretabilidad de los resultados. La puntuación máxima es de 10 puntos, ya que el primer ítem no se considera en la puntuación final. En la interpretación del resultado, los artículos que obtienen al menos 6 de 10 puntos se consideran de “alta calidad”, los estudios con entre 4 y 5 puntos se consideran de “calidad moderada” y los artículos con menos de 4 puntos se consideran de “baja calidad”^(27,28).

Por otro lado, en cuanto al riesgo de sesgo en los estudios incluidos, los dos revisores trabajaron de forma independiente (DA, GO) y posteriormente compararon los resultados, sin necesidad de involucrar a un tercer revisor. Dado que se trataba de ECAs, se utilizó la herramienta Cochrane Risk of Bias 2.0 (RoB2)⁽²⁹⁾. El riesgo de sesgo se evaluó en función de la ‘asignación a la intervención’ para los cinco dominios: 1) proceso de aleatorización, 2) desviaciones de las intervenciones planificadas, 3) datos de resultado faltantes, 4) medición de los resultados y 5) selección del resultado informado. El riesgo general de sesgo se clasificó como “riesgo bajo”, “algunas dudas” o “riesgo alto” para cada resultado.

3. Resultados

3.1 Selección de Estudios.

Después de implementar las estrategias previamente descritas, se identificaron un total de 2.644 estudios en siete bases de datos (PubMed: 420, Cochrane: 108, PEDro: 89, BVS: 477, Web of Science: 616, Science Direct: 347, Scopus: 587). Tras la eliminación de los estudios duplicados, quedaron 2.576 artículos para la revisión de títulos y resúmenes. De estos, 50 estudios pasaron a la siguiente etapa y fueron analizados en texto completo, de los cuales se excluyeron 46 por no cumplir con los criterios de inclusión. En consecuencia, se incluyeron cuatro artículos en nuestra revisión sistemática^(30–33). El Diagrama de Flujo (Figura 1) proporciona una visión detallada del proceso de búsqueda y selección, incluyendo los motivos de exclusión, de acuerdo con los criterios PRISMA.

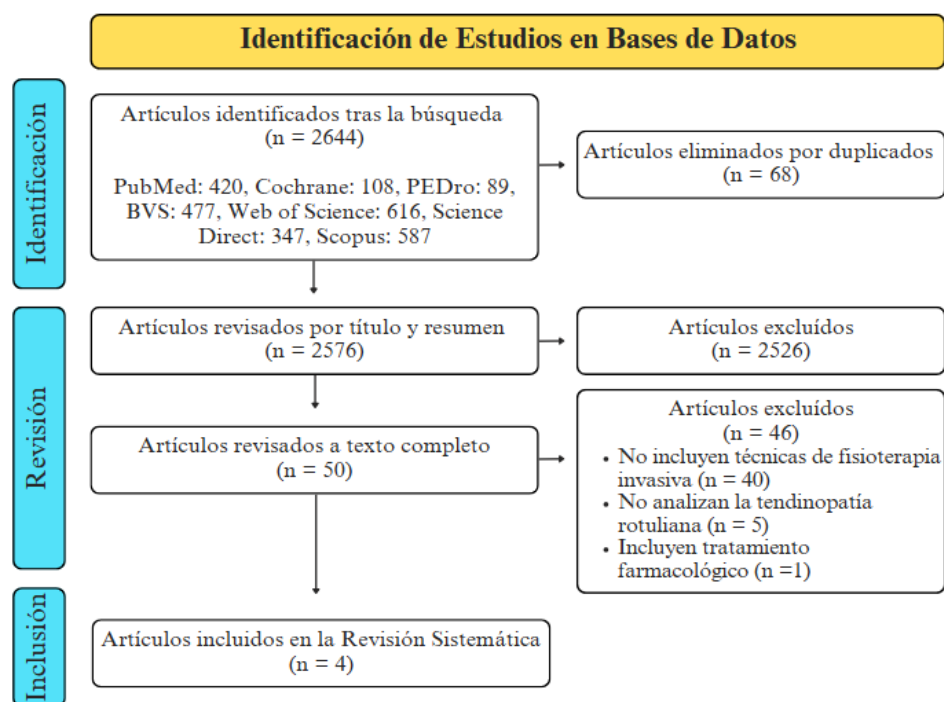


Figura 1. Diagrama de Flujo.

3.2 Características de los Estudios

Los datos extraídos de los cuatro artículos se presentan en la Tabla 1 y la Tabla 2, ordenados alfabéticamente según el apellido del primer autor. Los cuatro ensayos incluidos fueron publicados en inglés entre 2016 y 2022.

3.2.1 Características de la Muestra

Se incluyeron un total de 254 participantes diagnosticados con TR. El tamaño de la muestra de los estudios seleccionados osciló entre 48 y un máximo de 94 participantes. La muestra total de la revisión sistemática estuvo compuesta por un 77,1 % de hombres ($n = 196$) y un 22,8 % de mujeres ($n = 58$). La proporción de hombres fue mayor en tres de los cuatro estudios incluidos⁽³¹⁻³³⁾. La edad media de la muestra fue de $30,54 \pm 4,98$ años. Todos los estudios evaluados compartieron dos criterios clave: dolor localizado en el polo inferior de la rótula o en su inserción, y sensibilidad a la palpación en la inserción del tendón rotuliano⁽³⁰⁻³³⁾. Dos estudios de López-Royo et al.^(32,33) incluyeron como criterio una puntuación inferior a 80 en el cuestionario Victorian Institute of Sport Assessment Patella (VISA-P), mientras que otro estudio⁽³⁰⁾ utilizó una puntuación ≥ 3 en la escala visual analógica (EVA) durante actividades como subir/bajar escaleras o realizar sentadillas en declive. En todos los ensayos, los participantes presentaban síntomas desde hacía más de un mes⁽³⁰⁻³³⁾, y en dos estudios^(32,33) desde hacía más de 3 meses. En todos los estudios⁽³⁰⁻³³⁾, los pacientes eran físicamente activos antes de la lesión o practicaban deporte de forma regular, y uno de ellos⁽³³⁾ exigía una frecuencia mínima de práctica deportiva de al menos tres veces por semana.

3.2.2 Intervención y Seguimiento

En cuanto a las intervenciones, tres de los cuatro ensayos incluidos en esta revisión combinaron ejercicios excéntricos (EE) con distintas técnicas de fisioterapia invasiva: electrolisis percutánea (EP)⁽³⁰⁻³²⁾ y punción seca (PS)^(30,31). Por otro lado, uno de los estudios combinó PS con un tratamiento de fisioterapia convencional (FC), el cual incluyó estiramientos, bicicleta estática con mínima resistencia, sentadillas parciales sin dolor con carga parcial, compresas calientes húmedas, ultrasonido pulsado y masaje transversal profundo del tendón rotuliano⁽³³⁾.

Respecto a los grupos comparadores, tres estudios combinaron EE con punción simulada^(30,31) o electroterapia⁽³²⁾, mientras que el estudio restante utilizó FC⁽³³⁾.

El seguimiento varió entre cuatro semanas⁽³⁰⁾ y un máximo de 22 semanas^(32,33), con una media de tres momentos de evaluación. Se registraron seis pérdidas durante el seguimiento. Un estudio reportó cuatro pérdidas (dos participantes por grupo) debido a falta de adherencia al programa de tratamiento⁽³¹⁾. Otro estudio informó de dos pérdidas, una por causa desconocida y otra por miedo a las agujas⁽³⁰⁾.

3.2.3 Resultados

El dolor y la discapacidad funcional fueron evaluados en los cuatro ensayos incluidos⁽³⁰⁻³³⁾. El dolor fue medido mediante dos herramientas distintas: la escala EVA en dos ensayos^(30,33) y 6 ítems del cuestionario VISA-P en los otros dos estudios^(31,33). Por un lado, la EVA es una medida unidimensional de la intensidad del dolor, típicamente representada como una línea horizontal de 100 mm con términos ancla como “sin dolor” en un extremo y “el peor dolor imaginable” en el otro⁽³⁴⁾. Por otro lado, el VISA-P es un cuestionario autoadministrado, específico para esta condición, ampliamente utilizado para evaluar el impacto clínico de la TR mediante ocho ítems: seis relacionados con el dolor y dos con la participación deportiva. Las puntuaciones en el VISA-P van de 0 a 100, donde 100 indica un individuo asintomático y 0 refleja una discapacidad funcional completa⁽³⁵⁾.

La discapacidad funcional fue evaluada en los cuatro estudios mediante el cuestionario VISA-P⁽³⁵⁾. Además, un estudio incorporó la Escala de Lysholm y el cuestionario KOOS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score)⁽³⁰⁾. La Escala de Lysholm evalúa la función de la rodilla, especialmente en casos de lesiones ligamentarias, a través de ocho parámetros que incluyen dolor, estabilidad y niveles de actividad. Las puntuaciones oscilan entre 0 y 100, donde las más altas indican una mejor función de la rodilla⁽³⁶⁾. El KOOS es una medida de resultado autoadministrada que examina el impacto de las lesiones de rodilla y la osteoartritis a través de cinco subescalas: dolor, síntomas, actividades de la vida diaria, deportes/recreación y calidad de vida relacionada con la rodilla⁽³⁷⁾. Cada subescala se puntúa de 0 a 100, siendo las puntuaciones más altas indicativas de una mejor salud de la rodilla.

Dada su relevancia clínica, esta revisión sistemática también examinó los efectos adversos. Un estudio⁽³¹⁾ que incluyó EP no reportó efectos adversos durante el procedimiento. Sin embargo, los estudios restantes^(30,32,33), que utilizaron PS y EP, no proporcionaron datos sobre efectos adversos.

Tabla 1. Características de los estudios incluidos

Autores y Año	Características de la Muestra	Criterios de Inclusión	Intervención	Comparador	Variables Principales y Seguimiento	Resultados Principales	Efectos Adversos
Abat et al., 2016 ⁽³¹⁾	N = 64 (51 hombres; 13 mujeres)	Diagnóstico clínico y ecográfico de tendinopatía rotuliana insercional unilateral.	EP + EE (N = 30)	Electro-terapia + EE (N = 30)	Discapacidad Funcional (VISA-P): Valoración Basal y 2 meses.	Discapacidad Funcional: Hubo DES para CG-1 e IG-1 en los valores intra-grupo del VISA-P entre la Valoración Basal y los 2 meses. No hubo DES para CG-2 e IG-2 en los valores intra-grupo del VISA-P entre la Valoración Basal y los 2 meses.	No se encontraron efectos adversos en ninguno de los grupos durante el estudio.
	Edad (años): CG (30.9±5.9); IG (31.2±6.5)						
	Género (Masculino/Femenino): CG (27/5); IG: (24/8)						
	IMC (kg/m2): CG (23.3±2.1); IG (23.6±2.4)						
	Actividad Física (días/semana): CG (3.8±1); IG (4.3±1.4)						
	Discapacidad Funcional Basal (VISA-P): CG-1 (52.5±18.8); CG-2 (69.1±9.1); IG-1 (51.4±17.9); IG-2 (66.3±13.1)						
	Duración Síntomas (meses): CG (29.5±31.5); IG (28.8±32.4)						
López-Royo et al., 2024 ⁽³²⁾	Engrosamiento del Tendón (Sí/No): CG (32/0); IG (32/0)	Dolor anterior de rodilla localizado en polo inferior de rótula con duración superior a 3 meses.	EP + EE (N= 16) PS + EE (N= 16)	Punción simulada + EE (N=16)	Discapacidad Funcional (VISA-P): Valoración Basal, 10 y 22 semanas.	Discapacidad Funcional: Se encontraron DES entre la evaluación pre-test y el seguimiento en los tres grupos para el VISA-P (p < 0.001), pero no se encontraron diferencias entre los grupos de tratamiento.	Los efectos adversos no fueron reportados.
	N = 48 (42 hombres; 6 mujeres)						
	Edad (años): PS: (35.5±7.7); EP: (33.5±7.8); CG: (35.2±6.1)						
	Género (Masculino/Femenino): PS: (13/3); EP: (14/2); CG: (15/1)						
	IMC (kg/m2): PS: (23.9±2.5); EP: (25.7±3.9); CG: (24.7±2.4)						
	Práctica Deportiva (horas/semana): PS: (5.1±1.4); EP: (4.4±1.1); CG: (5.2±1.2)						
	Discapacidad Funcional Basal (VISA-P): PS: (57.1±14.1); EP: (48.8±14.5); CG: (56.2±10.5)						
López-Royo et al., 2021 ⁽³³⁾	Puntuación inferior a 80 en el cuestionario VISA-P.	Dolor anterior de rodilla localizado en polo inferior de rótula durante al menos 3 meses al practicar deporte.	EP + EE (N= 16) PS + EE (N= 16)	Punción simulada + EE (N =16)	Discapacidad Funcional (VISA-P), e Intensidad del Dolor (EVA): Valoración Basal, 10 y 22 semanas.	Discapacidad Funcional: No se encontraron DES en la puntuación del VISA-P entre los tres grupos. Sin embargo, se observó un efecto significativo en todos los grupos tanto en la evaluación de seguimiento a las 10 como a las 22 semanas. Intensidad del Dolor: No se encontraron DES entre grupos para la puntuación media de la EVA. En cuanto a las diferencias intra-grupo, el grupo EP mostró DES en el seguimiento a las 10 semanas, mientras que todos los grupos presentaron DES a las 22 semanas. De manera similar, no se encontraron DES entre grupos para la puntuación máxima de la EVA. Sin embargo, las diferencias intra-grupo revelaron DES en todos los grupos tanto a las 10 como a las 22 semanas.	Los efectos adversos no fueron reportados.
	N = 48 (42 hombres; 6 mujeres)						
	Edad (años): EP: (31.1 ± 7.33); PS: (33.2 ± 7.97); CG: (32.7 ± 6.1)						
	Género (Masculino/Femenino): PS: (13/3); EP: (14/2); CG: (15/1)						
	IMC (kg/m2): EP: (90.3 ± 15.74); PS: (84.4 ± 10.37); CG: (88.1 ± 9.61)						
	Actividad Física (veces/semana): EP: (4.4 ± 1.15); PS: (5.2 ± 1.42); CG: (5.3 ± 1.24)						
	Discapacidad Funcional Basal (VISA-P): EP: (48.9 ± 14.56); PS: (57.2 ± 14.14); CG: (55.5 ± 10.44)						
Sharif et al., 2022 ⁽³⁰⁾	Dolor Basal (EVA): EP: (4.5 ± 1.85); PS: (3.8 ± 1.98); CG: (4.3 ± 2.11)	Tendinopatía rotuliana diagnosticada.	PS + FC (N = 47)	FC (N = 47)	Discapacidad Funcional (VISA-P / Escala Lysholm Knee / Escala KOOS), e Intensidad del Dolor (EVA): Valoración Basal, 1, 2 y 4 semanas.	Discapacidad Funcional: Los valores de VISA-P, Lysholm y KOOS aumentaron significativamente (p ≤ 0,05) con el tiempo en ambos grupos. Sin embargo, este efecto fue significativamente mayor en IG en comparación con CG. Intensidad del Dolor: Hubo DES (p ≤ 0,05) en la puntuación EVA a favor de IG en comparación con CG en todos los momentos posteriores a la intervención.	Los efectos adversos no fueron reportados.
	Duración Síntomas (meses): EP: (16.9 ± 10.3); PS: (19 ± 28.4); CG: (18.4 ± 16.3)						
	Grosor del Tendón (cm): EP: (0.59 ± 0.141); PS: (0.67 ± 0.15); CG: (0.66 ± 0.172)						
	N = 94 (61 hombres; 33 mujeres)						
	Edad (años): CG (21.62 ± 1.82) ; IG (20.50 ± 2.42)						
	Género (Masculino/Femenino): CG (29/18); IG (32/15)						
	IMC (kg/m2): CG (26.76 ± 4.20); IG (23.73 ± 3.81)						
Sharif et al., 2022 ⁽³⁰⁾	Discapacidad Funcional Basal (VISA-P): CG (40.70 ± 6.61); IG (43.10 ± 7.08)	Tendinopatía rotuliana diagnosticada.	PS + FC (N = 47)	FC (N = 47)	Discapacidad Funcional (VISA-P / Escala Lysholm Knee / Escala KOOS), e Intensidad del Dolor (EVA): Valoración Basal, 1, 2 y 4 semanas.	Discapacidad Funcional: Los valores de VISA-P, Lysholm y KOOS aumentaron significativamente (p ≤ 0,05) con el tiempo en ambos grupos. Sin embargo, este efecto fue significativamente mayor en IG en comparación con CG. Intensidad del Dolor: Hubo DES (p ≤ 0,05) en la puntuación EVA a favor de IG en comparación con CG en todos los momentos posteriores a la intervención.	Los efectos adversos no fueron reportados.
	Dolor Basal (EVA): CG (8.00 ± 0.64); IG (8.20 ± 0.75)						
	Duración Síntomas (meses): CG (22.8 ± 15.9); IG (31.5 ± 31.3)						
	Grosor del Tendón (mm): CG (7.6 ± 0.13); IG (7.5 ± 0.23)						
	N = 94 (61 hombres; 33 mujeres)						
	Edad (años): CG (21.62 ± 1.82) ; IG (20.50 ± 2.42)						
	Género (Masculino/Femenino): CG (29/18); IG (32/15)						

Los datos se presentan como Media ± Desviación Estándar. CG: Grupo Control; CG-1: participantes del grupo control con VISA-P < 90 en la evaluación final; CG-2: participantes del grupo control con VISA-P > 90 en la evaluación final; DES: diferencias estadísticamente significativas (p valor < 0.05); EE: ejercicios excéntricos; EP: electrolisis percutánea; EVA: escala visual analógica; FC: fisioterapia convencional; IG: Grupo Intervención; IG-1: participantes del grupo intervención con VISA-P < 90 en la evaluación final; IG-2: participantes del grupo intervención con VISA-P < 90 en la evaluación final; IMC: índice de masa corporal; KOOS: en inglés (knee injury and osteoarthritis outcome score); PS: punción seca; VISA-P: en inglés (Victorian Institute of Sport Assessment-Patella).

Tabla 2. Descripción de las intervenciones

Autores y Año	Intervenciones	Descripción de la Intervención	Parámetros de Aplicación	Duración
Abat et al., 2016 ⁽³¹⁾	CG: EE + Electroterapia	EE: Sentadilla unilateral lenta sobre una inclinación de 25°.	EE: 3 series de 15 repeticiones con 3 minutos de descanso entre series. El ejercicio se realizó sin carga externa durante 15 minutos.	CG: EE y Electroterapia se realizaron 3 días a la semana durante 8 semanas. IG: EE se realizó 3 días a la semana durante 8 semanas. EP se aplicó cada 2 semanas.
	IG: EE + EP	Electroterapia: En cada sesión se aplicó ultrasonido sobre el tendón patelar, láser CO2 con un cañón en forma de abanico sobre la superficie del tendón patelar y corrientes interferenciales. EP: Paciente en decúbito supino con la rodilla flexionada a 20° después de que la zona fuera desinfectada con isopropanol. El procedimiento se realizó con punción guiada por ecografía en el paratendón superficial, paratendón profundo y el área intratendinosa en el polo inferior de la patela en su porción más profunda.	Electroterapia: Ultrasonido: pulsado (1:5) durante 2 milisegundos a una frecuencia de 100 Hz y una intensidad de 0.5 W/cm² durante 10 minutos. Láser CO2: energía de 15 julios a una potencia de 10 vatios durante 2 minutos. Corrientes interferenciales: aplicación tetrapolar a una frecuencia de 80–100 Hz durante 15 minutos. EP: En cada una de las ubicaciones mencionadas, se realizaron 3 punciones (sin retirar la aguja de la piel) con una intensidad de 2 miliamperios hasta que el área lesionada se desbridó completamente. La corriente galvánica electrolítica se aplicó con una aguja de acupuntura estéril de acero inoxidable de 0.25x25 mm.	
López-Royo et al., 2024 ⁽³²⁾	CG: EE + PS simulada	EE: Sentadilla unilateral sobre una tabla declinada. El fisioterapeuta explicó cómo realizar los ejercicios a todos los participantes para asegurarse de que supieran cómo hacerlos en casa. Se les informó a los pacientes que podían realizar el ejercicio hasta alcanzar un dolor de 5 en la escala numérica de dolor.	EE: 3 series de 15 repeticiones de sentadillas en una pierna, dos veces al día, aumentando la velocidad si los participantes no experimentaban dolor.	EE: dos veces al día durante 8 semanas. PS, EP y PS simulada: 4 sesiones distribuidas cada 2 semanas durante 8 semanas de tratamiento.
	IG-1: PS +EE IG-2: EP + EE	PS, EP y PS simulada: Los participantes fueron colocados en posición supina con una almohada debajo de la rodilla (aproximadamente 20 grados de flexión de rodilla). La zona fue limpiada con una solución antiséptica (propan-2-ol al 70%), y se utilizó una funda para la sonda de ecografía durante la intervención.	PS, EP y PS simulada: Se utilizaron agujas de 0.25x25 mm. Cada sesión consistió en 3 inserciones de agujas, cada una con una duración de 3 segundos. En la intervención EP se utilizó una corriente galvánica de 3 mA durante los 3 segundos que duró el procedimiento. En la intervención Sham PS, la aguja se colocó en un soporte específico y se manipuló durante el tratamiento para simular un tratamiento real.	
López-Royo et al., 2021 ⁽³³⁾	CG: EE + PS simulada	EE: Sentadilla unilateral sobre una tabla declinada. El fisioterapeuta explicó cómo realizar los ejercicios a todos los participantes para asegurarse de que supieran cómo hacerlos en casa. Se les informó a los pacientes que podían realizar el ejercicio hasta alcanzar un dolor de 5 en la escala numérica de dolor.	EE: 3 series de 15 repeticiones de sentadillas en una pierna, dos veces al día, aumentando la velocidad si los participantes no experimentaban dolor.	EE: dos veces al día durante 8 semanas. PS, EP y PS simulada: 4 sesiones distribuidas cada 2 semanas durante 8 semanas de tratamiento.
	IG-1: PS +EE IG-2: EP + EE	PS, EP y PS simulada: Los participantes fueron colocados en posición supina con una almohada debajo de la rodilla (aproximadamente 20 grados de flexión de rodilla). La zona fue limpiada con una solución antiséptica (propan-2-ol al 70%) y se utilizó una funda para la sonda de ecografía durante la intervención.	PS, EP y PS simulada: Se utilizaron agujas de 0,25x25 mm. Cada sesión consistió en 3 inserciones de aguja, cada una con una duración de 3 segundos. En la intervención de EP, se utilizó una corriente galvánica de 3 mA durante los 3 segundos que duró el procedimiento. En la intervención de PS simulada, la aguja se colocó en un soporte específico y se manipuló durante la intervención para simular un tratamiento real.	
Sharif et al., 2022 ⁽³⁰⁾	CG: FC	FC: Estiramiento estático de la musculatura de las piernas antes y después de la sesión de ejercicios. Ciclismo en una bicicleta estática con resistencia mínima. Sentadillas parciales con soporte de peso sin dolor, con la rodilla a 60°-70°. Aplicación de calor húmedo, ultrasonido pulsado y masaje transversal profundo del tendón rotuliano.	FC: Semana 1: Estiramiento durante 30 segundos, 3-4 veces al día. Elevaciones de piernas excéntricas en 4 direcciones (Around the world). 5-10 minutos de masaje de fricción transversal 1-2 veces al día. No saltar ni correr, se puede montar en bicicleta o hacer ejercicios en la piscina.	FC y PS: 2 sesiones por semana durante 4 semanas (total de 8 sesiones).
	IG: PS + FC	PS: El área de tratamiento de la rodilla y la sonda de ecografía fueron desinfectadas con una solución antiséptica (alcohol isopropílico al 70%) para prevenir infecciones. Los pacientes fueron posicionados en posición supina o sentados con 20° de flexión de rodilla, colocando una almohada debajo de la rodilla para mayor comodidad. Se utilizaron agujas de PS específicas (0.25 × 25 mm) de acero inoxidable para alcanzar las áreas involucradas con cambios degenerativos focales en el tendón. Se permitieron medicamentos antiinflamatorios no esteroides si los pacientes presentaban dolor insoportable y no había programada una evaluación de resultados en las siguientes 48 horas.	Semana 2: Mismo procedimiento de estiramiento. Elevaciones de piernas excéntricas en 4 direcciones (Around the world) aumentando peso, y progresar a sentadillas en la tabla inclinada de doble pierna a pierna única. 5-10 minutos de masaje de fricción transversal 1-2 veces al día. Iniciar sentadillas con salto en un rango corto. Semana 3: Mismo procedimiento de estiramiento. Sentadillas en la tabla inclinada de pierna doble a pierna única. Masaje de fricción transversal según sea necesario. Ciclo, ejercicios acuáticos. Semana 4: Mismo procedimiento de estiramiento. Sentadillas con salto en una pierna, sentadillas en la tabla inclinada, sentadillas con salto en una pierna con resistencia máxima. Masaje de fricción transversal según sea necesario. Iniciar entrenamiento específico para el deporte con retorno gradual a eventos deportivos. PS: El número total de inserciones de agujas puede variar entre 20 y 30 pases, dependiendo del área de degeneración del tendón bajo la guía ecográfica.	

CG: Grupo Control; FC: Fisioterapia Convencional; PS: Punción Seca; EE: Ejercicios Excéntricos, IG: Grupo Intervención; EP: Electrolisis Percutánea.

3.3 Evaluación de la Calidad Metodológica y del Riesgo de Sesgo

Los estudios incluidos obtuvieron puntuaciones de 7⁽³¹⁾, 8^(30, 32) y 9⁽³³⁾ puntos en la escala PEDro, lo que refleja una calidad metodológica alta (Tabla 3). Una limitación común a todos los estudios fue la imposibilidad de cumplir con el ítem 6 de la escala PEDro, que se refiere al cegamiento de los terapeutas que administran la intervención. Esta limitación es inherentemente inevitable debido a la naturaleza de las técnicas de fisioterapia invasiva. Además, dos estudios^(30, 31) no cegaron a los participantes (ítem 5), mientras que dos estudios^(31,32) no realizaron un análisis por intención de tratar (ítem 9).

Tabla 3. Evaluación de la Calidad Metodológica. Escala PEDro

Autores y Años	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Total	Calidad
Abat et al., 2016 ⁽³¹⁾	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	7	Alta
López-Royo et al., 2024 ⁽³²⁾	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	8	Alta
López-Royo et al., 2021 ⁽³³⁾	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	9	Alta
Sharif et al., 2022 ⁽³⁰⁾	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	8	Alta

NO: el estudio no presenta el criterio evaluado; Sí: el estudio presenta el criterio evaluado; 1: Se especificaron los criterios de elegibilidad (este ítem no se toma en cuenta para la puntuación final); 2: Los sujetos fueron asignados aleatoriamente a los grupos; 3: La asignación fue oculta; 4: Los grupos eran similares al inicio con respecto a los indicadores pronósticos más importantes; 5: Se cegó a todos los sujetos; 6: Se cegó a todos los terapeutas que administraron la terapia; 7: Se cegó a todos los evaluadores que midieron al menos un desenlace clave; 8: Se obtuvieron medidas de al menos un desenlace clave en más del 85 % de los sujetos asignados inicialmente a los grupos; 9: Todos los sujetos para los que se disponía de medidas de desenlace recibieron el tratamiento o la condición de control asignados o, cuando esto no fue así, los datos de al menos un desenlace clave se analizaron por "intención de tratar"; 10: Se reportan comparaciones estadísticas entre grupos para al menos un desenlace clave; 11: El estudio proporciona tanto medidas puntuales como medidas de variabilidad para al menos un desenlace clave.

El riesgo de sesgo fue evaluado mediante la herramienta RoB2, la cual arrojó un juicio general de "algunas dudas" para todos los estudios incluidos. Se identificaron problemas en el dominio 1, relacionado con el proceso de aleatorización, en todos los estudios. Además, todos, excepto el estudio de Lopez-Royo et al.⁽³³⁾, presentaron dudas en el dominio 2, correspondiente a las desviaciones de las intervenciones previstas. En contraste, los dominios 3 y 4, que evalúan respectivamente la falta de datos sobre los desenlaces y la medición de los mismos, mostraron de forma consistente un "riesgo bajo" de sesgo (Figura 2).

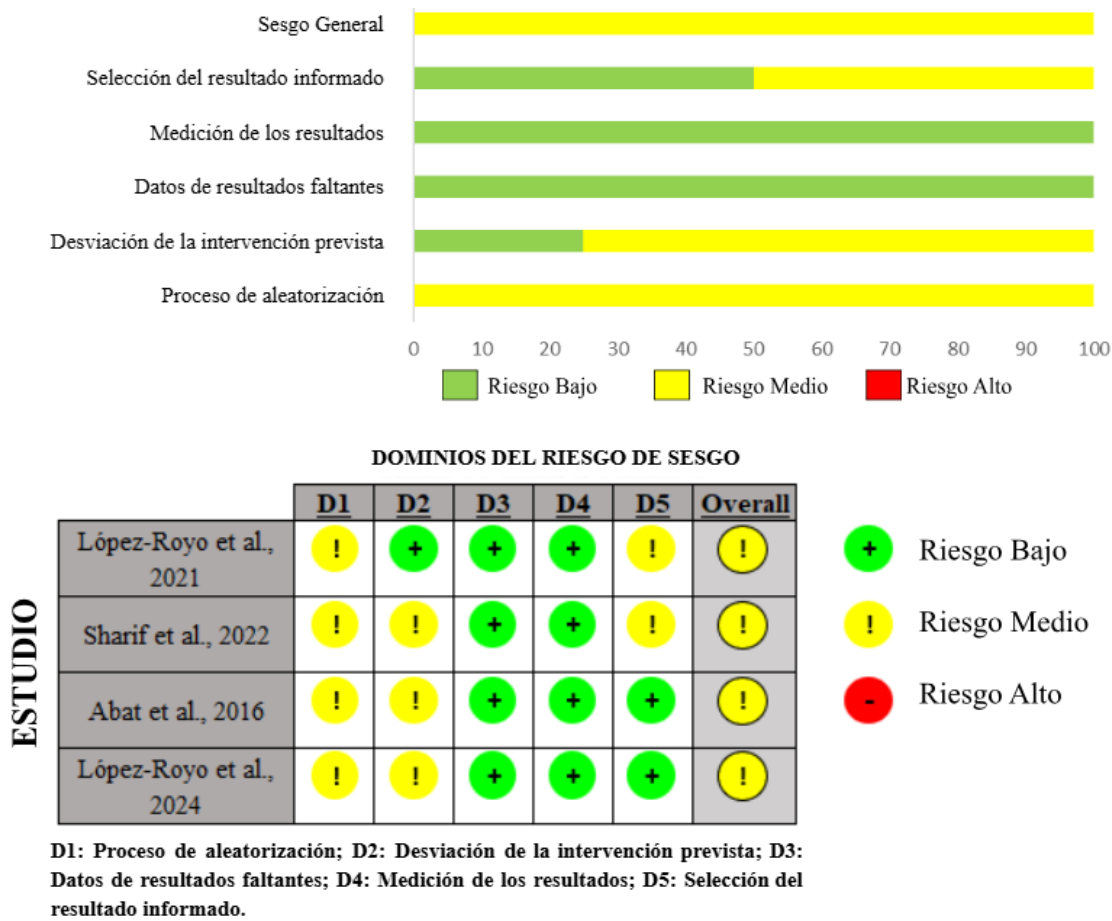


Figura 2. Gráficos de Riesgo de Sesgo Rob2.

3.4 Síntesis de Resultados

3.4.1. Intensidad del dolor

En lo que respecta a la intensidad del dolor, los resultados variaron entre los estudios incluidos. Sharif et al.⁽³⁰⁾ reportaron una reducción significativa de la intensidad del dolor cuando se combinó la PS con FC. Sin embargo, Lopez-Royo et al.⁽³³⁾ no encontraron diferencias significativas en la intensidad media ni máxima del dolor entre los grupos que recibieron técnicas de fisioterapia invasiva (EP o PS) combinadas con EE, o punción placebo combinada con el mismo protocolo de EE. A pesar de la ausencia de diferencias entre grupos, Lopez-Royo et al.⁽³³⁾ observaron mejoras intragrupales significativas a las 10 semanas de seguimiento, aunque únicamente en el grupo tratado con EP en cuanto a los valores de intensidad media y máxima del dolor. A las 22 semanas de seguimiento, todos los grupos mostraron mejoras significativas en la intensidad del dolor, lo que sugiere que tanto las intervenciones invasivas como las no invasivas fueron efectivas a lo largo del tiempo.

3.4.2. Discapacidad funcional

Ninguno de los estudios incluidos demostró diferencias significativas entre grupos en cuanto a las mejoras en la discapacidad funcional al comparar técnicas de fisioterapia invasiva con inter-

venciones no invasivas. Esto se atribuye al hecho de que ambos enfoques produjeron mejoras intragrupalas significativas, pero ninguno evidenció superioridad sobre el otro.

Abat et al.⁽³¹⁾ reportaron incrementos significativos en las puntuaciones del VISA-P entre el valor basal y los dos meses de seguimiento en ambos grupos: el grupo de intervención (EE combinado con EP) y el grupo de comparación (EE combinado con electroterapia). Cabe destacar que dichas mejoras fueron significativas únicamente en los participantes con puntuaciones iniciales de VISA-P <90. En contraste, no se observaron diferencias significativas en los participantes con puntuaciones basales >90. Dos estudios^(32,33) emplearon intervenciones idénticas (EP o PS combinadas con EE) y protocolos de comparación similares (punción placebo con EE). Ambos estudios demostraron mejoras intragrupalas significativas en las puntuaciones del VISA-P entre las evaluaciones pre y postratamiento en todos los grupos. No obstante, no se detectaron diferencias significativas entre grupos, lo que indica una eficacia comparable entre todas las intervenciones. Adicionalmente, Sharif et al.⁽³⁰⁾ observaron incrementos significativos en las puntuaciones del VISA-P, la escala de Lysholm y el KOOS tanto en el grupo de intervención (PS combinada con FC) como en el grupo control (solo FC). El grupo de intervención mostró una mejora más pronunciada en comparación con el grupo control, lo que sugiere un posible beneficio adicional de la PS en combinación con la FC.

4. Discusión

Basándonos en los hallazgos clave observados, específicamente en la reducción significativa en la intensidad del dolor tanto de las intervenciones invasivas como de las no invasivas en población con tendinopatía rotuliana (TR), esta discusión tiene como objetivo contextualizar estos resultados incidiendo en la evaluación de la efectividad de las técnicas de fisioterapia invasiva, aplicadas de forma aislada o en combinación con otras intervenciones de fisioterapia, sobre el dolor y la discapacidad funcional en individuos diagnosticados con TR. Los hallazgos contribuyen a la literatura existente al destacar tanto los beneficios como las limitaciones de estas intervenciones.

4.1. Intensidad del dolor

Los resultados indican que diversos enfoques terapéuticos pueden reducir significativamente la intensidad del dolor en pacientes con TR, aunque la eficacia depende en gran medida del tipo de intervención. El tratamiento basado en la fisioterapia convencional (FC) y los ejercicios excéntricos (EE) es actualmente la estrategia no invasiva más ampliamente utilizada para el tratamiento de la TR. Tanto la FC como los EE demostraron de forma independiente reducciones significativas en la intensidad del dolor, en consonancia con estudios previos^(32,38-41). Su eficacia puede atribuirse a mecanismos de carga biomecánica y de tensión que favorecen la remodelación del colágeno, principalmente del colágeno tipo I, el cual desempeña un papel clave en la cicatrización y el fortalecimiento del tendón⁽⁴²⁾. Estos ejercicios también estimulan la neovascularización, lo que inicialmente incrementa el flujo sanguíneo hacia el tendón y posteriormente reduce la vascularización a medida que los síntomas mejoran, contribuyendo así al alivio del dolor⁽⁴³⁾.

Sin embargo, la combinación de la FC o EE con técnicas de fisioterapia invasiva, como la punción seca (PS)⁽⁴⁴⁾ o la electrolisis percutánea (EP)⁽⁴⁵⁻⁴⁷⁾, parece producir una mayor reducción del dolor. Varios mecanismos pueden explicar este efecto mejorado. La inserción de la aguja genera un microtraumatismo mecánico en el tendón degenerado, lo que provoca una hemorragia localizada que recluta macrófagos y fibroblastos, los cuales a su vez producen fibras de colágeno y fibras elásticas para facilitar la regeneración tendinosa⁽⁴⁸⁾. La escasa vascularización de los tendones, que a menudo dificulta los procesos de reparación natural, se ve parcialmente compensada por esta respuesta. El dolor disminuye a medida que progresa la regeneración tendinosa, y la EP ofrece beneficios adicionales gracias a la corriente galvánica, la cual potencia la síntesis de colágeno tipo I por parte de las células locales del tejido^(49,50). Estas intervenciones invasivas con aguja también pueden estimular el sistema nervioso central, activando opioides endógenos como las endorfinas y modulando los receptores de la médula espinal, lo que proporciona un efecto analgésico⁽⁵¹⁾.

Estos hallazgos coinciden con los de revisiones sistemáticas previas, como la de Challoumas et al.⁽²¹⁾, quienes también observaron que combinar el ejercicio físico con técnicas mínimamente invasivas complementarias podría resultar en mayores mejoras del dolor en comparación con el ejercicio por sí solo. No obstante, dicha revisión incluía inyecciones farmacológicas o biológicas, lo que podría confundir el efecto aislado de las técnicas de punción basadas en fisioterapia. Nuestros hallazgos refinan esta perspectiva al centrarse exclusivamente en abordajes invasivos sin medicación.

4.2. Discapacidad Funcional

En cuanto a la discapacidad funcional, no se observaron diferencias significativas entre las técnicas de fisioterapia invasiva y las intervenciones no invasivas como la FC o los EE. Todos estos enfoques demostraron una eficacia comparable en la mejora de la discapacidad funcional. Investigaciones previas destacan los beneficios de los EE, particularmente cuando se combinan con ejercicios de estiramiento, lo cual parece potenciar los resultados terapéuticos tanto a corto plazo como hasta seis meses después de la intervención^(41,52,53).

Muy interesantes fueron los hallazgos de los autores Abat et al.⁽³¹⁾, quienes revelaron que las mejoras en los resultados funcionales, medidos mediante la escala VISA-P, fueron más pronunciadas en los participantes con puntuaciones iniciales más bajas (<90 puntos), mientras que los participantes con puntuaciones iniciales más altas (>90 puntos) mostraron mejoras mínimas. De forma consistente, otros estudios que involucraban a individuos con TR pero pertenecientes a diferentes poblaciones, como futbolistas⁽⁵⁴⁾ y adultos jóvenes con TR crónica⁽⁴⁵⁾ tratados con EP, también hallaron que los participantes con puntuaciones iniciales VISA-P más bajas lograban mejoras más significativas en la evaluación final que aquellos con valores basales más altos. Sin embargo, ambos estudios informaron que los individuos con mejores puntuaciones iniciales requerían menos sesiones de tratamiento para mejorar, lo que indica que la gravedad inicial de la TR puede influir tanto en el grado de mejora como en el número de sesiones requeridas. De forma similar, otras poblaciones, como personas con lumbalgia, también han mostrado un mayor beneficio con tratamientos fisioterapéuticos cuando presentaban síntomas más pronunciados al inicio⁽⁵⁵⁾.

Por tanto, las mejoras en el dolor y la discapacidad parecen ser más marcadas en poblaciones sintomáticas, independientemente del tipo de intervención. Por el contrario, los individuos con valores basales relativamente buenos en cuanto a dolor y discapacidad funcional pueden mostrar mejoras menos significativas, probablemente debido a un “efecto techo”⁽⁵⁶⁾, en el que resulta difícil detectar ganancias adicionales medibles en individuos con síntomas leves. La interacción entre la gravedad inicial y la eficacia del tratamiento resalta la importancia de estratificar a los pacientes con TR según la severidad de los síntomas al evaluar los resultados terapéuticos. Aunque las técnicas de fisioterapia invasiva no parecen ofrecer ventajas significativas sobre la FC o los EE por sí solos, estos resultados sugieren que los niveles funcionales basales pueden influir en el grado de mejora observado en términos de eficacia del tratamiento.

Tendencias similares se han observado en revisiones sistemáticas anteriores. Por ejemplo, Vander Doelen et al.⁽²⁵⁾ informaron mejoras funcionales sostenidas tanto con la PS como con los EE, mientras que Mendonça et al.⁽⁵⁷⁾ y Chen et al.⁽²⁴⁾ señalaron mejoras funcionales modestas a partir de enfoques conservadores. Breda et al.⁽⁵⁸⁾ demostraron mayores ganancias en la puntuación VISA-P y en las tasas de retorno al deporte utilizando ejercicios progresivos de carga tendinosa en comparación con los programas de EE tradicionales. Nuestros resultados aportan matices a estos hallazgos al mostrar que añadir técnicas invasivas sin medicación, como la PS o la EP, puede mejorar el dolor, pero no necesariamente produce mejores resultados en términos de discapacidad funcional, particularmente en individuos con alta función basal, donde podría producirse un efecto techo.

4.3. Efectos Adversos

Los efectos adversos relacionados con técnicas de fisioterapia invasiva están bien documentados en la literatura, siendo el dolor post-punción el más prevalente^(59,60). Otros efectos adversos, como hematomas, sangrado localizado y dolor transitorio durante el tratamiento, son poco frecuentes⁽⁶¹⁾, con una tasa aproximada de un efecto adverso por cada 90 intervenciones. Eventos más graves, como el neumotórax, se ha reportado en solo dos casos de un total de 229,233 individuos⁽⁶²⁾.

De los estudios incluidos en esta revisión sistemática, solamente un estudio⁽³¹⁾ informó que no aparecieron efectos adversos derivados de la intervención, mientras que el resto de los estudios no reportaron información sobre este aspecto. Es posible que estos estudios no informaran sobre los efectos adversos porque éstos no aparecieron, aunque no se puede confirmar. Es posible que estos efectos adversos no aparecieran porque todas las intervenciones administradas, tanto de EP como de PS, se realizaron bajo guía ecográfica, una metodología que aumenta la seguridad del procedimiento y minimiza el riesgo de daño tisular indeseado al permitir una visualización de la aguja en tiempo real^(63,64).

4.4. Limitaciones

Esta revisión sistemática aporta información valiosa sobre la efectividad de las técnicas de fisioterapia invasiva que no implican la inyección de medicación para el tratamiento de TR. Sin embargo, deben considerarse varias limitaciones al interpretar los resultados: 1) Una de las principales dificultades radica en el diseño de los estudios incluidos, los cuales no permitieron

una evaluación aislada de las técnicas invasivas independientemente de otras intervenciones terapéuticas; 2) El número limitado de estudios disponibles, combinado con la heterogeneidad significativa de las intervenciones aplicadas, impidió la posibilidad de realizar un metaanálisis; 3) El reducido número de estudios elegibles y sus tamaños muestrales relativamente pequeños disminuyen la generalizabilidad y el poder estadístico de los hallazgos; 4) La variabilidad en los protocolos de aplicación complicó aún más la interpretación de los resultados, ya que cada estudio empleó metodologías distintas para aplicar las técnicas de fisioterapia invasiva, dificultando la obtención de conclusiones definitivas sobre su eficacia global o la identificación de protocolos óptimos; 5) Otra limitación importante es la ausencia de verdaderos grupos control en la mayoría de los estudios. Sin grupos control que reciban ninguna intervención o un placebo equivalente, no es posible determinar con certeza si las técnicas de fisioterapia invasiva son superiores a otras estrategias, como la reducción de la carga de entrenamiento o simplemente dejar que la condición evolucione de forma natural; 6) Existe una notable carencia de comparaciones directas entre técnicas de fisioterapia invasiva y otras intervenciones terapéuticas bien establecidas, como el ejercicio físico, que cuenta con evidencia sólida. Esta falta de datos comparativos limita nuestra comprensión de la eficacia relativa de las técnicas invasivas y de sus posibles efectos sinérgicos cuando se combinan con otros enfoques; 7) La heterogeneidad de los participantes también representa un desafío. Es probable que muchos estudios hayan incluido individuos con antecedentes deportivos variados, pero la mayoría no proporcionó especificaciones clínicas o demográficas detalladas. Esta falta de información impide una investigación exhaustiva sobre cómo factores como la experiencia deportiva o el estado funcional basal podrían influir en los resultados terapéuticos.

No obstante, es importante destacar que todos los estudios incluidos fueron realizados por fisioterapeutas experimentados y formados en la aplicación de técnicas invasivas. Además, todos los participantes completaron las intervenciones asignadas sin abandonos reportados. Esta consistencia en la experiencia de los terapeutas y en la adherencia de los participantes ayuda a reducir la influencia de variables de confusión potenciales y refuerza la validez interna y la solidez de los resultados presentados en esta revisión sistemática.

4.5. Futuras Investigaciones

Para abordar las limitaciones actuales, los futuros ensayos clínicos deberían contar con tamaños muestrales más amplios y una mayor estandarización metodológica que permita realizar comparaciones directas entre técnicas de fisioterapia invasiva y no invasiva. Es esencial incluir seguimientos a largo plazo y resultados centrados en el paciente, como la satisfacción y la calidad de vida, para evaluar mejor el impacto sostenido y la relevancia clínica de estas intervenciones. También se recomienda la realización de análisis por subgrupos y el uso de protocolos de intervención estandarizados para reducir la heterogeneidad clínica. Asimismo, la investigación futura debería incluir brazos de estudio centrados exclusivamente en técnicas de fisioterapia invasiva, así como comparaciones con ejercicio físico aislado, tratamientos combinados y verdaderos grupos control, con el fin de identificar los enfoques terapéuticos más eficaces. La incorporación de evaluaciones económicas y de medidas de preferencia del paciente apoyará además el desarrollo de estrategias rentables y centradas en el paciente.

A medida que se disponga de más ECAs de alta calidad, las revisiones sistemáticas deberán actualizarse e incluir, cuando sea posible, metaanálisis para sintetizar cuantitativamente la evidencia. También deberían considerarse modelos estadísticos avanzados, como la metarregresión, en estudios futuros para identificar modificadores del efecto del tratamiento, siempre que exista una homogeneidad de datos suficiente. Al abordar estas brechas, la investigación futura contribuirá a una comprensión más integral y matizada del papel de las técnicas de fisioterapia invasiva en el tratamiento de la TR. Esto, a su vez, permitirá desarrollar estrategias terapéuticas más precisas, eficaces e individualizadas que respondan mejor a las necesidades de los pacientes.

5. Conclusiones

Esta revisión sistemática pone de manifiesto la eficacia de las técnicas de fisioterapia invasiva, en particular la electrolisis percutánea (EP) y la punción seca (PS), para reducir la intensidad del dolor cuando se combinan con tratamientos de fisioterapia convencional (FC) o ejercicios excéntricos (EE) en personas con tendinopatía rotuliana (TR). Sin embargo, la ausencia de mejoras significativas en la discapacidad funcional sugiere la posibilidad de un “efecto techo” en poblaciones menos sintomáticas. Aunque tanto las intervenciones invasivas como las no invasivas muestran mejoras significativas en el dolor y la discapacidad funcional sin que se reporten efectos adversos, no existe evidencia concluyente que sugiera la superioridad de un enfoque sobre el otro. Futuros estudios deberían buscar aislar los efectos de las técnicas de fisioterapia invasiva y compararlos directamente con intervenciones consolidadas como el ejercicio. En última instancia, estos resultados subrayan la importancia de adaptar las intervenciones a las necesidades individuales, al tiempo que resaltan la importancia de respetar los principios fundamentales del tratamiento de la TR.

Referencias

1. Blazina ME, Kerlan RK, Jobe FW, Carter VS, Carlson GJ. Jumper's knee. *Orthop Clin North Am.* 1973;4.
2. Rio E, Moseley L, Purdam C, Samiric T, Kidgell D, Pearce AJ, Jaberzadeh S, Cook J. The pain of tendinopathy: physiological or pathophysiological? *Sports Med.* 2014;44. doi: 10.1007/s40279-013-0096-z.
3. Cook JL, Rio E, Purdam CR, Girdwood M, Ortega-Cebrian S, Docking SI. El continuum de la patología de tendón: concepto actual e implicaciones clínicas. *Apunt Med l'Esport.* 2017;52. doi: 10.1016/j.apunts.2017.05.002.
4. Llombart R, Mariscal G, Barrios C, Llombart-Ais R. The Best Current Research on Patellar Tendinopathy: A Review of Published Meta-Analyses. *Sports (Basel).* 2024;12. doi: 10.3390/sports12020046.
5. van der Worp H, van Ark M, Roerink S, Pepping GJ, van den Akker-Scheek I, Zwerver J. Risk factors for patellar tendinopathy: a systematic review of the literature. *Br J Sports Med.* 2011;45. doi: 10.1136/bjsm.2011.084079.
6. Malliaras P, Cook J, Purdam C, Rio E. Patellar Tendinopathy: Clinical Diagnosis, Load Management, and Advice for Challenging Case Presentations. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45. doi: 10.2519/jospt.2015.5987.

7. Riley G. Tendinopathy--from basic science to treatment. *Nat Clin Pract Rheumatol*. 2008;4. doi: 10.1038/ncprheum0700.
8. Zwerver J, Bredeweg SW, van den Akker-Scheek I. Prevalence of Jumper's knee among nonelite athletes from different sports: a cross-sectional survey. *Am J Sports Med*. 2011;39. doi: 10.1177/0363546511413370.
9. Nutarelli S, da Lodi CMT, Cook JL, Deabate L, Filardo G. Epidemiology of Patellar Tendinopathy in Athletes and the General Population: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med*. 2023;11. doi: 10.1177/23259671231173659.
10. Rosen AB, Wellsandt E, Nicola M, Tao MA. Clinical Management of Patellar Tendinopathy. *J Athl Train*. 2022;57. doi: 10.4085/1062-6050-0049.21.
11. Abat F, Alfredson H, Cucchiaroni M, Madry H, Marmotti A, Mouton C, Oliveira JM, Pereira H, Peretti GM, Romero-Rodriguez D, Spang C, Stephen J, van Bergen CJA, de Girolamo L. Current trends in tendinopathy: consensus of the ESSKA basic science committee. Part I: biology, biomechanics, anatomy and an exercise-based approach. *J Exp Orthop*. 2017;4. doi: 10.1186/s40634-017-0092-6.
12. Arslan S, Karahan AY, Oncu F, Bakdik S, Durmaz MS, Tolu I. Diagnostic Performance of Superb Microvascular Imaging and Other Sonographic Modalities in the Assessment of Lateral Epicondylitis. *J Ultrasound Med*. 2018;37. doi: 10.1002/jum.14369.
13. Sconfienza LM, Albano D, Allen G, Bazzocchi A, Bignotti B, Chianca V, Facal de Castro F, Drakonaki EE, Gallardo E, Gielen J, Klauser AS, Martinoli C, Mauri G, McNally E, Messina C, Mirón Mombiola R, Orlandi D, Plagou A, Posadzy M, de la Puente R, Reijnierse M, Rossi F, Rutkauskas S, Snoj Z, Vucetic J, Wilson D, Tagliafico AS. Clinical indications for musculoskeletal ultrasound updated in 2017 by European Society of Musculoskeletal Radiology (ESSR) consensus. *Eur Radiol*. 2018;28. doi: 10.1007/s00330-018-5474-3.
14. Rio E, Kidgell D, Purdam C, Gaida J, Moseley GL, Pearce AJ, Cook J. Isometric exercise induces analgesia and reduces inhibition in patellar tendinopathy. *Br J Sports Med*. 2015;49. doi: 10.1136/bjsports-2014-094386.
15. Malliaras P, Barton CJ, Reeves ND, Langberg H. Achilles and patellar tendinopathy loading programmes: a systematic review comparing clinical outcomes and identifying potential mechanisms for effectiveness. *Sports Med*. 2013;43. doi: 10.1007/s40279-013-0019-z.
16. De Rus Aznar I, Cuadrado Rubio LE, Fernández-Kelly Rodríguez-Marqués I, González Martín D, Salvador Marín J, Fraga Vicandi J, Abat González F. Patellar tendinopathy: a practical consensus guide for choosing the best treatment. *Rev Esp Artrosc Cir Articul En*. 2023;30. doi: 10.24129/j.reacae.30380.fs2211023.
17. Stoychev V, Finestone AS, Kalichman L. Dry Needling as a Treatment Modality for Tendinopathy: a Narrative Review. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020;13. doi: 10.1007/s12178-020-09608-0.
18. Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F. Fisioterapia invasiva. 2nd ed. Garrido FV, Francisco MM, editors. Elsevier; 2016. 0–708 p. Available from: <https://tienda.elsevier.es/fisioterapia-invasiva-9788491130994.html>.
19. Ragone F, Pérez-Guillén S, Carrasco-Uribarren A, Cabanillas-Barea S, Ceballos-Laita L, Rodríguez-Rubio PR, Cabanas-Valdés R. The Effects of Soft-Tissue Techniques and Exercise in the Treatment of Patellar Tendinopathy-Systematic Review and Meta-Analysis. *Healthcare (Basel)*. 2024;12. doi: 10.3390/healthcare12040427.

20. López-Royo MP, Ortiz-Lucas M, Gómez-Trullén EM, Herrero P. The Effectiveness of Minimally Invasive Techniques in the Treatment of Patellar Tendinopathy: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2020;2020. doi: 10.1155/2020/8706283.
21. Challoumas D, Crosbie G, O'Neill S, Pedret C, Millar NL. Effectiveness of Exercise Treatments with or without Adjuncts for Common Lower Limb Tendinopathies: A Living Systematic Review and Network Meta-analysis. *Sports Med Open*. 2023;9. doi: 10.1186/s40798-023-00616-1.
22. Masiello F, Pati I, Veropalumbo E, Pupella S, Cruciani M, De Angelis V. Ultrasound-guided injection of platelet-rich plasma for tendinopathies: a systematic review and meta-analysis. *Blood Transfus*. 2023;21. doi: 10.2450/2022.0087-22.
23. Challoumas D, Pedret C, Biddle M, Ng NYB, Kirwan P, Cooper B, Nicholas P, Wilson S, Clifford C, Millar NL. Management of patellar tendinopathy: a systematic review and network meta-analysis of randomised studies. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2021;7. doi: 10.1136/bmjsem-2021-001110.
24. Chen PC, Wu KT, Chou WY, Huang YC, Wang LY, Yang TH, Siu KK, Tu YK. Comparative Effectiveness of Different Nonsurgical Treatments for Patellar Tendinopathy: A Systematic Review and Network Meta-analysis. *Arthroscopy*. 2019;35. doi: 10.1016/j.arthro.2019.06.017.
25. Vander Doelen T, Jelley W. Non-surgical treatment of patellar tendinopathy: A systematic review of randomized controlled trials. *J Sci Med Sport*. 2020;23. doi: 10.1016/j.jsams.2019.09.008.
26. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, Shamseer L, Tetzlaff JM, Akl EA, Brennan SE, Chou R, Glanville J, Grimshaw JM, Hróbjartsson A, Lalu MM, Li T, Loder EW, Mayo-Wilson E, McDonald S, McGuinness LA, Stewart LA, Thomas J, Tricco AC, Welch VA, Whiting P, Moher D. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*. 2021;372. doi: 10.1136/bmj.n71.
27. Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther*. 2003;83.
28. Albanese E, Bütikofer L, Armijo-Olivo S, Ha C, Egger M. Construct validity of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro) quality scale for randomized trials: Item response theory and factor analyses. *Res Synth Methods*. 2020;11. doi: 10.1002/jrsm.1385.
29. Sterne JAC, Savović J, Page MJ, Elbers RG, Blencowe NS, Boutron I, Cates CJ, Cheng HY, Corbett MS, Eldridge SM, Emberson JR, Hernán MA, Hopewell S, Hróbjartsson A, Junqueira DR, Jüni P, Kirkham JJ, Lasserson T, Li T, McAleenan A, Reeves BC, Shepperd S, Shrier I, Stewart LA, Tilling K, White IR, Whiting PF, Higgins JPT. RoB 2: a revised tool for assessing risk of bias in randomised trials. *BMJ*. 2019;366. doi: 10.1136/bmj.l4898.
30. Sharif F, Ahmad A, Gilani SA, Bacha R, Hanif A, Arif MA. Efficacy of ultrasound guided dry needling as an adjunct to conventional physical therapy for patients with jumper's knee: A randomized controlled trial. *Front Surg*. 2022;9. doi: 10.3389/fsurg.2022.1023902.
31. Abat F, Sánchez-Sánchez JL, Martín-Nogueras AM, Calvo-Arenillas JI, Yajeya J, Méndez-Sánchez R, Monllau JC, Gelber PE. Randomized controlled trial comparing the effectiveness of the ultrasound-guided galvanic electrolysis technique (USGET) versus conventional electro-physiotherapeutic treatment on patellar tendinopathy. *J Exp Orthop*. 2016;3. doi: 10.1186/s40634-016-0070-4.
32. López-Royo MP, Bataller-Cervero AV. Functionality and jump performance in patellar tendinopathy with the application of three different treatments. *J Sci Med Sport*. 2024;27. doi: 10.1016/j.jsams.2024.06.006.

- 33.** López-Royo MP, Ríos-Díaz J, Galán-Díaz RM, Herrero P, Gómez-Trullén EM. A Comparative Study of Treatment Interventions for Patellar Tendinopathy: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2021;102. doi: 10.1016/j.apmr.2021.01.073.
- 34.** Kersten P, Küçükdeveci AA, Tennant A. The use of the Visual Analogue Scale (VAS) in rehabilitation outcomes. *J Rehabil Med.* 2012;44. doi: 10.2340/16501977-0999.
- 35.** Palazón-Bru A, Tomás Rodríguez MI, Mares-García E, Hernández-Sánchez S, Carbonell-Torregrosa MÁ, Gil-Guillén VF. The Victorian Institute of Sport Assessment Scale for Patellar Tendinopathy (VISA-P): A Reliability Generalization Meta-analysis. *Clin J Sport Med.* 2021;31. doi: 10.1097/JSM.0000000000000810.
- 36.** Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985.
- 37.** Roos EM, Roos HP, Lohmander LS, Ekdahl C, Beynnon BD. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28. doi: 10.2519/jospt.1998.28.2.88.
- 38.** Niering M, Muehlbauer T. Effects of Physical Training on Physical and Psychological Parameters in Individuals with Patella Tendinopathy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports (Basel).* 2021;9. doi: 10.3390/sports9010012.
- 39.** Visnes H, Bahr R. The evolution of eccentric training as treatment for patellar tendinopathy (jumper's knee): a critical review of exercise programmes. *Br J Sports Med.* 2007;41. doi: 10.1136/bjsm.2006.032417.
- 40.** Everhart JS, Cole D, Sojka JH, Higgins JD, Magnussen RA, Schmitt LC, Flanigan DC. Treatment Options for Patellar Tendinopathy: A Systematic Review. *Arthroscopy.* 2017;33. doi: 10.1016/j.arthro.2016.11.007.
- 41.** Lim HY, Wong SH. Effects of isometric, eccentric, or heavy slow resistance exercises on pain and function in individuals with patellar tendinopathy: A systematic review. *Physiother Res Int.* 2018;23. doi: 10.1002/pri.1721.
- 42.** Langberg H, Ellingsgaard H, Madsen T, Jansson J, Magnusson SP, Aagaard P, Kjaer M. Eccentric rehabilitation exercise increases peritendinous type I collagen synthesis in humans with Achilles tendinosis. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17. doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00522.x.
- 43.** de Vos RJ, Weir A, Tol JL, Verhaar JA, Weinans H, van Schie HT. No effects of PRP on ultrasonographic tendon structure and neovascularisation in chronic midportion Achilles tendinopathy. *Br J Sports Med.* 2011;45. doi: 10.1136/bjsm.2010.076398.
- 44.** Dragoo JL, Wasterlain AS, Braun HJ, Nead KT. Platelet-rich plasma as a treatment for patellar tendinopathy: a double-blind, randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2014;42. doi: 10.1177/0363546513518416.
- 45.** Garrido V, Muñoz M, Sánchez J. Effectiveness of electrolysis percutaneous intratissular (EPI®) in chronic insertional patellar tendinopathy. *Trauma Fund MAPFRE.* 2010;21.
- 46.** Abat F, Gelber PE, Polidori F, Monllau JC, Sanchez-Ibañez JM. Clinical results after ultrasound-guided intratissue percutaneous electrolysis (EPI®) and eccentric exercise in the treatment of patellar tendinopathy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23. doi: 10.1007/s00167-014-2855-2.
- 47.** Abat F, Diesel WJ, Gelber PE, Polidori F, Monllau JC, Sanchez-Ibañez JM. Effectiveness of the Intra-tissue Percutaneous Electrolysis (EPI®) technique and isoinertial eccentric exercise in the treatment of patellar tendinopathy at two years follow-up. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2014;4.

- 48.** Stoychev V, Finestone AS, Kalichman L. Dry Needling as a Treatment Modality for Tendinopathy: a Narrative Review. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020;13. doi: 10.1007/s12178-020-09608-0.
- 49.** Peñín-Franch A, García-Vidal JA, Martínez CM, Escolar-Reina P, Martínez-Ojeda RM, Gómez AI, Bueno JM, Minaya-Muñoz F, Valera-Garrido F, Medina-Mirapeix F, Pelegrín P. Galvanic current activates the NLRP3 inflammasome to promote Type I collagen production in tendon. *Elife*. 2022;11. doi: 10.7554/eLife.73675.
- 50.** Nagraba Ł, Tuchalska J, Mitek T, Stolarczyk A, Deszczyński J. Dry needling as a method of tendinopathy treatment. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2013;15. doi: 10.5604/15093492.1045947.
- 51.** Butts R, Dunning J, Perreault T, Mourad F, Grubb M. Peripheral and spinal mechanisms of pain and dry needling mediated analgesia: a clinical resource guide for health care professionals. *Int J Phys Med Rehabil*. 2016;4. doi: 10.4172/2329-9096.1000327.
- 52.** Murtaugh B, Ihm JM. Eccentric training for the treatment of tendinopathies. *Curr Sports Med Rep*. 2013;12. doi: 10.1249/JSR.0b013e3182933761.
- 53.** Dimitrios S, Pantelis M, Kalliopi S. Comparing the effects of eccentric training with eccentric training and static stretching exercises in the treatment of patellar tendinopathy. A controlled clinical trial. *Clin Rehabil*. 2012;26. doi: 10.1177/0269215511411114.
- 54.** Sánchez-Ibáñez JM, Alves R, Polidori F, Valera F, Minaya F, Valles-Martí S, Baños L. Effectiveness of ultrasound-guided percutaneous electrolysis intratendon (EPI) in the treatment of insertional patellar tendinopathy in soccer players. *Br J Sports Med*. 2013;47. Available from: <https://bjsm.bmj.com/content/47/9/e2.17>.
- 55.** Perry J, Green A. A Longitudinal Observational Clinical Study of Neurophysiological and Patient-Reported Responses to a Program of Physiotherapy for Acute and Subacute Low Back Pain. *J Manipulative Physiol Ther*. 2018;41. doi: 10.1016/j.jmpt.2017.11.003.
- 56.** Frost AE, Langleben D, Oudiz R, Hill N, Horn E, McLaughlin V, Robbins IM, Shapiro S, Tapson VF, Zwicke D, DeMarco T, Schilz R, Rubenfire M, Barst RJ. The 6-min walk test (6MW) as an efficacy endpoint in pulmonary arterial hypertension clinical trials: demonstration of a ceiling effect. *Vascul Pharmacol*. 2005;43. doi: 10.1016/j.vph.2005.03.003.
- 57.** Mendonça LM, Leite HR, Zwerver J, Henschke N, Branco G, Oliveira VC. How strong is the evidence that conservative treatment reduces pain and improves function in individuals with patellar tendinopathy? A systematic review of randomised controlled trials including GRADE recommendations. *Br J Sports Med*. 2020;54. doi: 10.1136/bjsports-2018-099747.
- 58.** Breda SJ, Oei EHG, Zwerver J, Visser E, Waarsing E, Krestin GP, de Vos RJ. Effectiveness of progressive tendon-loading exercise therapy in patients with patellar tendinopathy: a randomised clinical trial. *Br J Sports Med*. 2021;55. doi: 10.1136/bjsports-2020-103403.
- 59.** Martín-Pintado-Zugasti A, Pecos-Martin D, Rodríguez-Fernández ÁL, Alguacil-Diego IM, Portillo-Aceituno A, Gallego-Izquierdo T, Fernandez-Carnero J. Ischemic Compression After Dry Needling of a Latent Myofascial Trigger Point Reduces Postneedling Soreness Intensity and Duration. *PM R*. 2015;7. doi: 10.1016/j.pmrj.2015.03.021.
- 60.** Téllez-García M, de-la-Llave-Rincón AI, Salom-Moreno J, Palacios-Ceña M, Ortega-Santiago R, Fernández-de-Las-Peñas C. Neuroscience education in addition to trigger point dry needling for the management of patients with mechanical chronic low back pain: A preliminary clinical trial. *J Bodyw Mov Ther*. 2015;19. doi: 10.1016/j.jbmt.2014.11.012.

- 61.** Brady S, McEvoy J, Dommerholt J, Doody C. Adverse events following trigger point dry needling: a prospective survey of chartered physiotherapists. *J Man Manip Ther.* 2014;22. doi: 10.1179/2042618613Y.00000000044.
- 62.** Witt CM, Pach D, Brinkhaus B, Wruck K, Tag B, Mank S, Willich SN. Safety of acupuncture: results of a prospective observational study with 229,230 patients and introduction of a medical information and consent form. *Forsch Komplementmed.* 2009;16. doi: 10.1159/000209315.
- 63.** Hoydonckx Y, Peng P. Echo-guided invasive pain therapy: indications and limitations. *Curr Opin Anaesthesiol.* 2018;31. doi: 10.1097/ACO.0000000000000656.
- 64.** Pang JCY, Fu ASN, Lam SKH, Peng B, Fu ACL. Ultrasound-guided dry needling versus traditional dry needling for patients with knee osteoarthritis: A double-blind randomized controlled trial. *PLoS One.* 2022;17. doi: 10.1371/journal.pone.0274990.

Información editorial

✉ Correspondencia

acarcasona@unizar.es

Fechas

Recibido: 07.02.2025

Aceptado: 25.04.2025

Publicado: 23.05.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización, D.A. y G.O.; metodología, D.A. y G.O.; análisis formal, D.A. y G.O.; investigación, D.A. y G.O.; redacción—borrador inicial, D.A., G.O. y A.C.; redacción—revisión y edición, A.C., D.L., LP y Z.A.; supervisión, A.C. y D.L. Todos los autores han leído y aprobado la versión del manuscrito publicada.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Registro

Este estudio ha sido registrado con el registro de revisiones sistemáticas de PROSPERO (número CRD42024608225).

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Aznar D, Ortego G, Pérez-Espallargas L, Alboloushi Z, Carcasona-Otal A, Lapuente-Hernández D. Técnicas de fisioterapia invasiva en la tendinopatía rotuliana. Revisión sistemática. *Invasive Physiother Musculoskelet Med.* 2025;1:e9. doi: 10.63360/ipmm.v1.e9

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

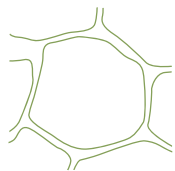
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e11

Revisión Sistemática

Efecto de la Estimulación Eléctrica Percutánea sobre la Funcionalidad Muscular Activa. Una Revisión Sistemática

Marc Badia Rosells¹  0000-0003-4355-687X

Jimena Figueroa²  0000-0003-4502-9491

Paola Penagos³  0000-0003-4089-3774

Alberto Carcasona-Otal⁴   0009-0003-8000-7084

¹Tecnocampus, Universitat Pompeu Fabra, Grup de Recerca Evidència i Innovació en Fisioteràpia (GREIF), 08302 Mataró, Barcelona, España.

²Centro de Investigación en Ciencias de la Salud Anáhuac, Av. Universidad Anáhuac, 52786 Lomas Anáhuac, CDMX, México.

³Grupo de investigación en capacidades humanas, salud e inclusión. Escuela Colombiana de Rehabilitación, Bogotá, Colombia.

⁴Grupo de Investigación iHealthy, Instituto de Investigación Sanitaria (IIS) Aragón, University of Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

RESUMEN

Antecedentes y Objetivos: Las intervenciones de Estimulación Eléctrica Percutánea (EEP), en particular las técnicas de neuromodulación percutánea (NMP) y electroacupuntura (EA), han mostrado potencial para actuar sobre los tejidos neuromusculares, principalmente para mejorar el dolor y la funcionalidad. Respecto a la funcionalidad, este estudio tiene como objetivo específico analizar el impacto de las intervenciones de EEP sobre la funcionalidad muscular activa en poblaciones tanto sanas como con patología neuromuscular.

Métodos: Se registró una revisión sistemática en PROSPERO (CRD42024605747) siguiendo las directrices PRISMA. Se realizó una búsqueda bibliográfica en julio de 2024 en las bases de datos PubMed, Cochrane, BVS, Science Direct, Web of Science y Scopus. Se incluyeron ensayos controlados aleatorizados en los cuales un grupo recibió una intervención aislada de EEP y se abordaron variables relacionadas con la funcionalidad muscular activa (como la fuerza, la resistencia o las propiedades contráctiles). La calidad metodológica se evaluó mediante la escala PEDro y el riesgo de sesgo se analizó con la herramienta RoB2.

Resultados: Se incluyó un total de 359 participantes provenientes de 8 estudios. En cuanto a las variables de funcionalidad muscular activa, 5 estudios evaluaron la fuerza, 1 estudio la resistencia, 1 estudio el tiempo de contracción y 1 estudio la excitabilidad nerviosa. La EEP mostró efectos positivos en todas las variables excepto en el tiempo de contracción, donde la EEP no resultó más efectiva que intervenciones no percutáneas.

Discusión: Se sugiere que las intervenciones de EEP son efectivas para mejorar la funcionalidad muscular activa, particularmente en individuos con condiciones neuromusculares que presentan mayor probabilidad de deterioro muscular. No obstante, estos hallazgos deben interpretarse con precaución debido a la heterogeneidad significativa en los protocolos de EEP, los grupos control empleados y las poblaciones estudiadas, lo que dificulta la comparación directa entre estudios.

Conclusiones: La EEP, incluyendo las intervenciones de EA y NMP, constituye un enfoque efectivo para mejorar la funcionalidad muscular activa, específicamente en términos de fuerza isométrica máxima, resistencia y excitabilidad nerviosa, tanto en individuos sanos como en poblaciones con patologías musculoesqueléticas. Se requieren más investigaciones para establecer protocolos estandarizados de aplicación de EEP en entornos de rehabilitación.

Palabras clave: Estimulación Eléctrica Percutánea; Neuromodulación Percutánea; Electroacupuntura; Funcionalidad Muscular Activa; Fuerza; Resistencia; Excitabilidad Nerviosa.

1. Introducción

Los músculos esqueléticos, clasificados como musculatura estriada, se caracterizan por la organización precisa de sus fibras, que son células multinucleadas de gran tamaño dispuestas en fascículos recubiertos por tejido conectivo⁽¹⁾. Esta disposición estructural es esencial para el correcto funcionamiento^(2,3). Las funciones principales de los músculos esqueléticos es mantener la postura corporal, generar fuerza y, en consecuencia, permitir el movimiento del sistema esquelético a través de su inserción en los huesos⁽⁴⁾. Esta generación de fuerza, denominada fuerza muscular, resulta tanto de cambios morfológicos (hipertrofia) como de adaptaciones neuromusculares, las cuales desempeñan un papel clave especialmente en las primeras etapas del desarrollo de la fuerza⁽⁵⁾.

La estimulación eléctrica percutánea (EEP) ha emergido como un enfoque innovador y eficaz para el tratamiento de patologías neuromusculoesqueléticas, principalmente en relación con el dolor y la funcionalidad⁽⁶⁾. Las técnicas clínicas más comunes basadas en EEP son la neuromodulación percutánea (NMP) y la electroacupuntura (EA). Aunque ambas técnicas utilizan una aguja como electrodo para estimular los nervios periféricos, la EA implica la inserción de la aguja en puntos de acupuntura predefinidos⁽⁷⁾, mientras que la NMP consiste en insertar la aguja cerca del trayecto nervioso para estimularlo directamente⁽⁸⁾.

Además de su utilidad para mejorar variables clínicas clave como el dolor y la funcionalidad en poblaciones patológicas, diversos estudios han señalado el potencial de la EEP para mejorar la funcionalidad muscular activa tanto en poblaciones sanas como patológicas⁽⁹⁻¹³⁾. Esta funcionalidad muscular activa hace referencia a aquellos aspectos en los que el músculo participa de forma activa, incluyendo la fuerza, la resistencia, la función contráctil y la excitabilidad nerviosa, sin considerar aspectos pasivos como la elasticidad o la flexibilidad. Las mejoras observadas en la funcionalidad muscular activa tras la aplicación de EEP pueden atribuirse a distintos mecanismos, todos ellos basados en el principio de que la EEP activa las unidades motoras en una secuencia diferente a la del patrón de activación voluntaria normal⁽¹⁴⁾.

Una de las perspectivas sugiere que, cuando la EEP se combina con ejercicio y se aplica en individuos sanos, potencia las ganancias de fuerza a través de tres factores principales: una actividad contráctil continua y extenuante dentro del mismo grupo de unidades motoras durante todo el periodo de ejercicio, un reclutamiento temporal supramáximo cuando se utilizan frecuencias altas (hasta 40 Hz), y una activación sincrónica de las fibras musculares vecinas⁽¹⁵⁾. Otras teorías proponen que las fibras musculares tipo II, caracterizadas por unidades motoras rápidas, son más susceptibles a la estimulación eléctrica, requiriendo una menor intensidad para su activación y, por tanto, una dosis menor para alcanzar mejoras en la fuerza^(15,16). Además, la EEP no solo induce la activación muscular en los músculos tratados directamente, sino que también puede desencadenar contracciones reflejas mediante la estimulación de fibras sensoriales, lo que podría contribuir a una producción adicional de fuerza en el músculo esquelético⁽¹⁷⁾.

Dado el creciente uso de terapias basadas en EEP en el ámbito médico y de la fisioterapia, se justifica la realización de una revisión sistemática que sintetice los datos provenientes de estudios clínicos experimentales, con el objetivo de ofrecer un análisis integral del efecto de las técnicas de EEP sobre la funcionalidad muscular activa.

2. Métodos

La Revisión Sistemática se desarrolló de acuerdo con el protocolo PRISMA⁽¹⁸⁾ y ha sido registrada en el registro prospectivo internacional de revisiones sistemáticas PROSPERO (número de referencia: CRD42024605747).

2.1 Criterios de Elegibilidad

La elegibilidad de los estudios se basó en la lista de verificación PRISMA y en la fórmula PICOS (P = Participantes; I = Intervenciones; C = Comparadores; O = Resultados; S = Diseño del estudio). Se incluyeron los estudios que cumplieron con los siguientes criterios: 1) población sana o con alguna patología; 2) los pacientes recibieron EEP de forma aislada; 3) se comparó con cualquier otro tratamiento; 4) se reportaron resultados relacionados con la funcionalidad muscular activa; 5) solo se consideraron ensayos clínicos aleatorizados redactados en inglés o español. Los criterios de exclusión fueron: 1) estudios que emplearan estimulación eléctrica transcutánea, estimulación mediante implantes quirúrgicos, estimulación transcraneal o estimulación del sistema nervioso central; 2) estudios que incluyeran entrenamiento muscular o tratamientos farmacológicos.

2.2 Fuentes de Datos y Estrategia de Búsqueda

Se realizó una búsqueda electrónica de ensayos clínicos aleatorizados, la cual finalizó el 10 de julio de 2024. Se consultaron las bases de datos PubMed, Cochrane, BVS, Science Direct, Web of Science y Scopus para identificar los estudios. En cuanto a los términos de búsqueda, se definieron cuatro categorías: la primera relacionada con la EEP (“Electric Stimulation Therapy”[-Mesh]) OR (electric*) OR (“percutaneous”); la segunda, con el uso de agujas (needle*); la tercera, con la funcionalidad muscular activa ((“Muscles”[Mesh]) AND (“Contraction” OR “Strength” OR “functionality” OR “endurance” OR “power” OR “neuromuscular”)); y la cuarta, con los criterios de exclusión (“transcutaneous” OR “TENS” OR “TES” OR “EMG”). Una vez establecidos estos términos, se introdujeron en los motores de búsqueda de las diferentes bases de datos y se combinaron mediante los operadores booleanos “AND”, “OR” y “NOT”.

Dos investigadores independientes (MB, JF) revisaron los títulos y resúmenes de las publicaciones identificadas mediante la estrategia de búsqueda y evaluaron los textos completos para su posible inclusión. Cualquier desacuerdo entre ambos investigadores se resolvió mediante discusión y consulta con un tercer revisor (AC).

2.3 Selección de Estudios

Para determinar si los estudios cumplían con los criterios de inclusión, dos revisores (MB, JF) evaluaron cada informe de manera independiente para evitar sesgos, posteriormente compararon sus resultados.

Primero, se recuperaron todos los registros de las seis bases de datos y se eliminaron las publicaciones duplicadas. Posteriormente, se realizó una primera criba de los artículos, seleccionando aquellos que, según la información disponible en el título y resumen, podían cumplir con los criterios de inclusión. Luego se realizó una segunda fase de cribado, en la cual se leyeron

los estudios a texto completo, seleccionando aquellos que cumplieran con todos los criterios de inclusión. Los estudios seleccionados fueron comparados por ambos revisores (MB, JF) y, en caso de desacuerdo, se consultó a un tercer investigador para obtener consenso (AC).

2.4 Proceso de Extracción de Datos

Los mismos dos revisores (MB, JF) que realizaron la selección de los estudios extrajeron los datos de manera independiente. Las discrepancias fueron discutidas, y se consultó a un tercer revisor (AC) cuando fue necesario. Durante la extracción de datos, se recogió la siguiente información de cada estudio: autores y año de publicación, características de la muestra (tamaño muestral, sexo, edad y valores basales de dolor y funcionalidad), criterios de inclusión, intervención (tipo de intervención, parámetros de aplicación y duración), grupo comparador/control, variables principales y sus puntos de evaluación (dolor y/o funcionalidad), variables secundarias, resultados principales y resultados secundarios.

2.5 Evaluación de la Calidad Metodológica/Riesgo de Sesgo

Para evaluar la calidad metodológica de los estudios incluidos se utilizó la escala PEDro. Los dos revisores trabajaron de forma independiente (MB, JF) y posteriormente compararon sus resultados. No fue necesaria la intervención de un tercer revisor. La escala PEDro, desarrollada específicamente para ensayos clínicos aleatorizados, consta de 11 ítems, asignando 1 punto si el artículo cumple con el criterio y 0 si no lo cumple. El ítem 1 verifica si se establecieron criterios de elegibilidad (validez externa), los ítems 2 a 9 evalúan el diseño del estudio (validez interna) y los ítems 10 y 11 evalúan la interpretabilidad de los resultados. La puntuación máxima es de 10 puntos, ya que el primer ítem no se considera en el resultado final. En cuanto a la interpretación, los artículos que obtuvieron al menos 6 de 10 puntos fueron considerados de “alta calidad”, los estudios con entre 4 y 5 puntos fueron considerados de “calidad moderada” y los artículos con menos de 4 puntos fueron considerados de “baja calidad”^(19,20).

Por otro lado, en cuanto al riesgo de sesgo de los estudios incluidos, los dos revisores trabajaron de forma independiente (MB, JF) y posteriormente compararon sus resultados, sin necesidad de involucrar a un tercer revisor. Dado que solamente se incluyeron ensayos clínicos aleatorizados, se utilizó la herramienta Cochrane Risk of Bias 2.0 (RoB2)⁽²¹⁾. El riesgo de sesgo se evaluó con base en la ‘asignación a la intervención’ para los cinco dominios: 1) proceso de aleatorización, 2) desviaciones respecto a las intervenciones planificadas, 3) datos faltantes de resultados, 4) medición de los resultados y 5) selección del informe de resultados. El riesgo general de sesgo se clasificó como “bajo”, “medio” o “alto” para cada resultado.

3. Resultados

3.1 Selección de Estudios

Tras de aplicar las estrategias previamente descritas, se identificaron un total de 1321 estudios en las 6 bases de datos (PubMed: 281, Cochrane: 666, BVS: 59, WOS: 63, Science Direct: 57, Scopus: 195). Tras eliminar los estudios duplicados, se seleccionaron 1272 artículos para la fase de cribado por título y resumen, quedando un total de 49 artículos. Estos 49 estudios fueron analizados en texto completo, y 41 de ellos fueron excluidos por no cumplir con los criterios de inclusión. Por lo tanto, un total de 8 artículos fueron considerados para la revisión sistemática. El diagrama de flujo (Figura 1) muestra con mayor detalle el proceso de búsqueda y selección de estudios, así como los diferentes motivos de exclusión, de acuerdo con los criterios PRISMA.

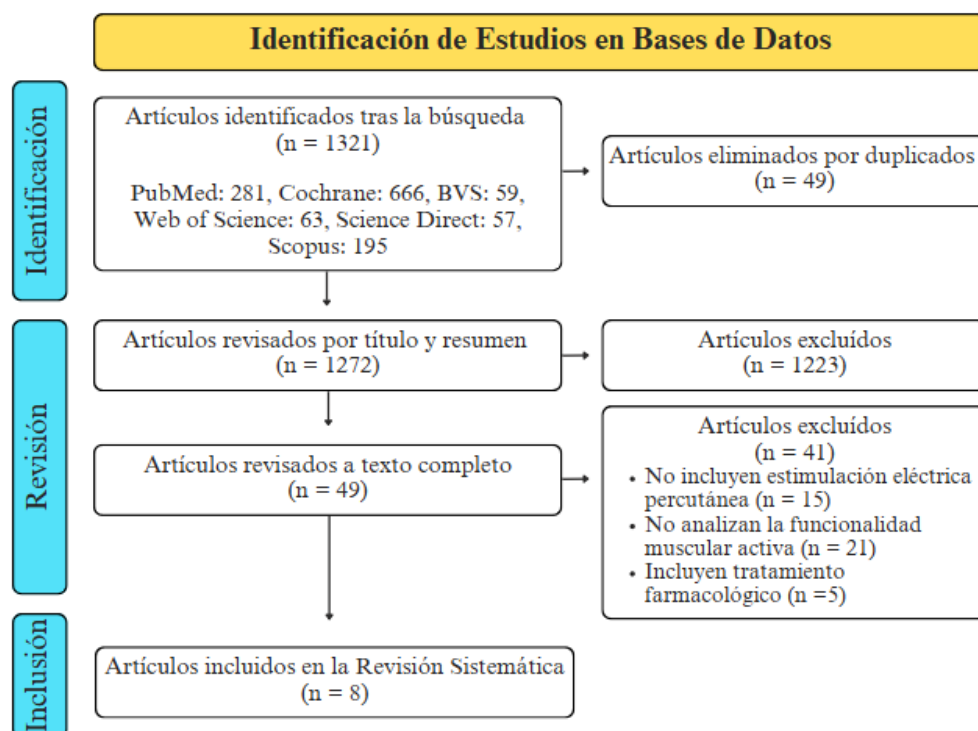


Figura 1. Diagrama de flujo.

3.2 Características de los Estudio

Los datos extraídos de los ocho artículos incluidos en la revisión sistemática se presentan en la Tabla 1 y la Tabla 2, ordenados alfabéticamente por el apellido del primer autor.

3.2.1 Características de la Muestra

Se incluyó un total de 359 participantes en el análisis. Todos los participantes recibieron una intervención de fisioterapia basada en la estimulación eléctrica percutánea (EEP) y orientada a mejorar la fuerza muscular ($n = 234$), las propiedades contráctiles del músculo esquelético ($n = 80$) o la resistencia muscular ($n = 45$). El tamaño muestral de los estudios seleccionados osciló entre 20 y un máximo de 80 participantes. En cuatro estudios, la proporción entre hombres y mujeres fue del 50 %, mientras que un estudio incluyó únicamente hombres⁽¹²⁾, otro únicamente mujeres⁽⁹⁾, uno reportó un 43,3 % de participantes masculinos⁽²²⁾ y un estudio no especificó la distribución por sexo⁽²³⁾. La edad media de los participantes fue de $28,79 \pm 7,5$ años, con un rango de 17 a 54 años. Las poblaciones incluidas en los estudios variaron desde personas sanas hasta grupos específicos, como bailarinas de ballet profesionales, bailarines con aprensión psicológica personal y pacientes con afecciones como epicondilitis lateral, síndrome de acortamiento bilateral de isquiotibiales y dolor lumbar. Las variables relacionadas con la funcionalidad muscular activa incluidas en esta revisión sistemática fueron la fuerza isométrica máxima, la resistencia muscular, las propiedades contráctiles y la excitabilidad nerviosa.

3.2.2 Intervención y Seguimiento

Las intervenciones y el seguimiento variaron entre los estudios. Todos los estudios realizaron una evaluación previa a la intervención como medición basal. Las evaluaciones posteriores a la intervención fueron diversas en cuanto a número y temporalidad: algunos estudios realizaron una única evaluación inmediatamente después del tratamiento^(9,10), a las 2 semanas⁽²³⁾, a la semana⁽¹³⁾ o al mes⁽¹¹⁾. Otros incluyeron múltiples puntos de seguimiento, con una duración de hasta 3 semanas⁽¹²⁾, 10 días⁽²⁴⁾ o 15 minutos⁽²²⁾. En cuanto al número de intervenciones, el 62 % de los estudios aplicaron una única sesión de NMP-e^(9,10,13,22,24) o DN-e⁽¹⁰⁾, mientras que los estudios restantes incluyeron múltiples sesiones: 24 sesiones de EA durante 8 semanas⁽¹²⁾, 6 sesiones de EA durante 2 semanas⁽²³⁾ y 3 sesiones de NMP-e durante 3 semanas⁽¹¹⁾. El 75 % de los estudios emplearon NMP-e^(9-11,13,22,24), mientras que el 25 % restante utilizaron EA^(12,23).

3.2.3 Resultados

La funcionalidad muscular activa fue analizada en todos los estudios incluidos^(9-13,22-24). Además, algunos estudios analizaron el rango de movimiento^(9,10,13), el dolor^(11,13,22,24), variables neurológicas que contribuyen a la función muscular⁽¹⁰⁻¹²⁾ y la temperatura⁽²²⁾.

Respecto a la funcionalidad muscular activa, el 30 % de los estudios analizaron variables relacionadas con los cambios a nivel neural que afectan directamente a dicha funcionalidad. Por un lado, la cronaxia y el índice de acomodación se evaluaron mediante la curva fuerza-tiempo⁽¹¹⁾, una prueba de excitabilidad nerviosa basada en la relación entre la intensidad de un impulso eléctrico rectangular monofásico y su duración necesaria para provocar una respuesta motora al estimular eléctricamente un nervio motor⁽²⁵⁾. Por otro lado, el tiempo de contracción

se evaluó mediante tensiomiografía⁽¹⁰⁾, una técnica utilizada para valorar las propiedades contráctiles de la musculatura esquelética^(26,27).

El 70 % restante de los estudios analizaron variables relacionadas con capacidades musculares activas más genéricas, como la resistencia muscular⁽⁹⁾ y la fuerza máxima isométrica (FMI) en diversos grupos musculares: dorsiflexores del tobillo⁽¹²⁾, músculos de la cadera⁽¹³⁾, músculos de la prensión manual^(23,24) y flexores de los dedos⁽²²⁾. La resistencia se evaluó mediante la repetición de un ejercicio hasta la fatiga o la imposibilidad de continuar⁽⁹⁾, utilizando específicamente un ejercicio de elevación del talón. La FMI se evaluó principalmente mediante dinamometría^(13,22,24), un dispositivo que mide la fuerza en función de la compresión o elongación de un resorte, siguiendo la ley de elasticidad de Hooke dentro de su rango de medición. En otro estudio, la FMI se evaluó con un vigorímetro⁽²³⁾, un tipo de dinamómetro de prensión manual que consiste en un globo de goma comprimido con la mano, conectado por un tubo a un manómetro que registra la presión del aire en kilopondios por centímetro cuadrado. Por último, la FMI también se evaluó mediante la prueba de contracción voluntaria máxima⁽¹²⁾, que consiste en realizar contracciones isométricas máximas contra un transductor de fuerza, de forma rápida y con la máxima fuerza posible.

Tabla 1. Características de los estudios incluidos.

Autores y año	Características de la muestra	Criterios de inclusión	Intervención	Comparador	Variables principales y Seguimiento	Resultados principales
De-la-Cruz-Torres et al., 2021	N: NMP-e (12); GC (12) Género (Hombre/Mujer): NMP-e (6/6); GC (6/6) Edad (años): NMP-e (49.4 ± 7.6); GC (49.4 ± 5.5) IMC (kg/m2): NMP-e (23.44 ± 2.5); GC (22.98 ± 2.23) Duración de los síntomas (meses): NMP-e (13.6 ± 9.10); GC (12.4 ± 8.06) Cronaxia basal (curva fuerza-tiempo): NMP-e (0.70 ± 0.2); GC (0.74 ± 0.2) Índice de acomodación basal (curva fuerza-tiempo): NMP-e (2.35 ± 0.5); GC (2.45 ± 0.4)	Dolor unilateral en la cara lateral del codo ≥3 meses. Dolor unilateral a menos de 2 cm del epicóndilo lateral en extensión resistida de la muñeca.	NMP-e	Sin intervención	Cronaxia e Índice de acomodación (curva fuerza-tiempo): Valoración basal y 1 mes post-intervención	Cronaxia: No se encontraron DES ni intragrupo ni entre grupos. Índice de Acomodación: Se encontraron DES a favor del grupo de NMP-e en la evaluación post-intervención (p = 0.001).
De-la-Cruz-Torres et al., 2020	N: NMP-e (20); Punción (20); NeuroD (20); Estiramiento (20) Género (Hombre/Mujer): NMP-e (10/10); Punción (10/10); NeuroD (10/10); Estiramientos (10/10) Edad (años): NMP-e (22.8 ± 3.01); Punción (23.7 ± 4.26); NeuroD (22.8 ± 6.76); Estiramientos (21.3 ± 4.26) IMC (Kg/m2): NMP-e (23.01 ± 2.08); Punción (22.8 ± 2.15); NeuroD (23.1 ± 2.33); Estiramientos (22.3 ± 1.73) TcBF-I basal (ms): NMP-e (37.9 ± 14.18); Punción (36.5 ± 10.23); NeuroD (37.5 ± 10.40); Estiramientos (39.5 ± 13.11) TcBF-D basal (ms): NMP-e (41.4 ± 7.74); Punción (45.6 ± 7.62); Neuro D (40.4 ± 10.03); Estiramientos (40.8 ± 5.09) TcST-I basal (ms): NMP-e (39.1 ± 7.41); Punción (38.8 ± 7.34); NeuroD (38.9 ± 7.90); Estiramientos (29.3 ± 11.78) TcST-D basal (ms): NMP-e (37.9 ± 7.72); Punción (34.7 ± 6.45); NeuroD (39.1 ± 11.55); Estiramientos (37.7 ± 6.72)	Síndrome bilateral de isquiotibiales acortados. Test de Elevación de Pierna Recta ≤ 70.	NMP-e	Estiramiento: Estiramiento pasivo NeuroD: Deslizamientos neurodinámicos Punción: Punción neural ecoguiada	Tiempo de Contracción de la Pierna No Intervenida (tensiomiografía): Valoración basal e inmediatamente post-intervención.	Tiempo de Contracción de la Pierna No Intervenida: No hubo DES entre grupos ni para el bíceps femoral (p = 0.068) ni para el semitendinoso (p = 0.998). El análisis intragrupo no se realizó para esta variable. Sin embargo, la pierna no intervenida en el post-intervención mostró los siguientes cambios en media y D _S para el tiempo de contracción: Biceps femoral: NMP-e (−1.6 ± 5.36), Estiramiento (−0.1 ± 2.42), NeuroD (−0.1 ± 3.27), y Punción (−3.0 ± 3.87) Semitendinoso: NMP-e (0.7 ± 6.43), Estiramiento (1.4 ± 6.19), NeuroD (1.8 ± 35.77), y Punción (1.5 ± 4.69).
De-la-Cruz-Torres et al., 2019	N: NMP-e (15); Excéntricos (15); Estiramientos (15) Género (Hombre/Mujer): 0/45 IMC (Kg/cm2): NMP-e (18±4.12); Excéntricos (18±2.62); Estiramientos (17±2.91) Edad (años): NMP-e (21±3.07); Excéntricos (19±3.07); Estiramientos (20±4.07) Test de resistencia basal (nº de repeticiones): NMP-e (19.7±5.18); Excéntricos (19.7±5.07); Estiramientos (16.9±3.50)	Mujeres bailarinas profesionales de ballet. Escala Personal de Aprensión Psicológica: puntuación > 37.5.	NMP-e	Estiramientos: Estiramientos estáticos Excéntricos: Ejercicios excéntricos	Resistencia – Flexores plantares (Test Modificado de Fatiga por Elevación Unilateral del Talón): Valoración basal e inmediatamente post-intervención.	Resistencia – Flexores plantares: Se observaron DES a favor del grupo NMP-e en la valoración post-intervención (p < 0.001).
Huang et al., 2015	N: EA (10); sEA (8); AM (9); sAM (8); GC (10) Género (Hombre/Mujer): 45/0 Edad (años): EA (22.5 ± 2.5); sEA (22.1 ± 2.2); AM (21.6 ± 1.7); sAM (20.9 ± 1.8); GC (24.2 ± 1.5) IMC (Kg/m2): EA (22.7); sEA (24.2); AM (21.2); sAM (24.3); GC (22.5) Baseline FMI left ankle dorsiflexion (MVC test): EA (211.7 ± 38.5); sEA (253.3 ± 27.7); AM (228.0 ± 55.9); sAM (223.2 ± 50.4); GC (260.3 ± 24.4) Baseline FMI right ankle dorsiflexion (MVC test): EA (229.7 ± 47.8); sEA (254.1 ± 20.7); AM (239.2 ± 53.2); sAM (244.9 ± 34.2); GC (255.8 ± 15.2)	Hombres sanos voluntarios. Sin patología musculoesquelética. Sin experiencia previa en sesiones de acupuntura. Diestros de pie.	EA: Electroacupuntura sEA: Electroacupuntura simulada	AM: Acupuntura manual sAM: Acupuntura manual simulada GC: Sin intervención	FMI – Flexores dorsales del tobillo (Test de contracción voluntaria máxima): Valoración basal, inmediatamente post-intervención, y 2 y 3 semanas post-intervención.	FMI – Flexores dorsales del tobillo: Aparecieron DES a favor de la EA y sEA en la valoración inmediatamente post-intervención y a las 3 semanas (p < 0.001). No hubo DES entre grupos en la valoración tras 3 semanas.
Martin-Caro et al., 2023	N: NMP-e (10); sNMP-e (10) Género (Hombre/Mujer): NMP-e (5/5); sNMP-e (6/4) Edad (años): NMP-e (28 ± 8.6); sNMP-e (26.8 ± 9.8) IMC (kg/m2): NMP-e (24.8 ± 3.1); sNMP-e (23.8 ± 23.7)	Voluntarios sanos sin diagnóstico de ninguna patología física, cognitiva o psicológica. Sin medicación ni tratamiento fisioterapéutico durante el estudio ni en los 10 días anteriores. Sin contraindicaciones para recibir punción y/o estimulación eléctrica.	NMP-e	sNMP-e: Neuromodulación percutánea ecoguiada simulada	FMI – Prensión manual (dinamómetro digital de mano): Valoración basal, inmediatamente post-intervención, y 1 y 10 días post-intervención.	FMI - Prensión manual: No se encontraron DES entre los grupos NMP-e y sNMP-e. No se observaron DES intra-grupo para el grupo sNMP-e. Sin embargo, el grupo NMP-e experimentó un descenso significativo del 10.4% (p = 0.02) el día posterior a la intervención. Posteriormente, apareció un aumento significativo del 14.3% (p = 0.01) a los 10 días post-intervención.

Autores y año	Características de la muestra	Criterios de inclusión	Intervención	Comparador	Variables principales y Seguimiento	Resultados principales
Martin-Caro et al., 2022	N: 10 KHz (20); 20 KHz (20); sNMP-e (20) Género (Hombre/Mujer): 10 KHz (11/9); 20KHz (9/11); sNMP-e (6/14) Edad (años): 10 KHz (22.9 ± 4.8); 20KHz (20.8 ± 1.9); sNMP-e (21 ± 2.5) IMC(Kg/m2): 10 KHz (23.7 ± 3.9); 20KHz (22.6 ± 3.3); sNMP-e (23.2 ± 2.4)	Voluntarios sanos entre 18-40 años.	10 KHz:	sNMP-e: NMP-e simulada	FMI – Flexores de los dedos de la mano (dinamómetro digital de mano): Valoración basal, inmediatamente post-intervención, y 15 minutos post-intervención.	FMI - Flexores de los dedos de la mano: Se encontraron DES entre los dos grupos de intervención y el grupo sNMP-e (p < 0.001). Ambos grupos de intervención experimentaron un descenso en la FMI de los flexores de los dedos inmediatamente post-intervención y a los 15 minutos. En contraste con el grupo sNMP-en el que no se observaron cambios.
		Sin alergia al níquel ni intolerancia a la aplicación percutánea de estimulación eléctrica. Sin operaciones previas en los miembros superiores. Sin miedo a las agujas o alguna otra contraindicación para recibir un tratamiento de fisioterapia invasiva.	NMP-e a una frecuencia de 10 KHz 20 KHz: NMP-e a una frecuencia de 20 KHz			
San-Emeterio-Iglesias et al., 2022	N= EstimProx (20); EstimMed (20); EstimDis (20) Género (Hombre/Mujer): EstimProx (10/10); EstimMed (10/10); EstimDis (10/10) Edad (Años): EstimProx (42.40±12.1); EstimMed (43.9±15.3); EstimDis (39.65±11.3) IMC (kg/m2): EstimProx (24.56±3.23); EstimMed (24.22±3.84); EstimDis (23.9±2.76)	Pacientes con dolor lumbar sin tratamiento farmacológico, prótesis de rodilla, trocanteritis o belonefobia.	EstimProx: NMP-e en el recorrido proximal del nervio ciático	Cada grupo de intervención actúa como un comparador activo de los otros dos grupos.	FMI – Músculos de la cadera (dinamómetro digital portátil): Valoración basal y 1 semana post-intervención.	FMI – Músculos de la cadera: Hubo DES intra-grupo (p=0.001) para todas las variables de FMI de la cadera en todos los grupos de intervención. Solamente se encontraron DES entre grupos para la variable FMI de flexión de cadera de la pierna no tratada (p=0.029).
			EstimMed: NMP-e en el recorrido medial del nervio ciático EstimDis: NMP-e en el recorrido distal del nervio ciático			
Tsui et al., 2002	N = EA (10); AM (10)	Dolor a la palpación del epicóndilo lateral, extensión de muñeca resistida, extensión resistida de dedos, y estiramiento pasivo de los extensores del antebrazo.	EA: Electroacupuntura	AM: Acupuntura manual	FMI – Presión manual indolora (vigorímetro): Valoración basal y 2 semanas post-intervención.	Pain Free Handgrip FMI: Se observaron DES a favor del grupo EA (p=0.045).

Los datos se presentan como media ± desviación standard. IMC: índice de masa corporal; DES: diferencias estadísticamente significativas; EA: electroacupuntura; EstimDis: estimulación distal; EstimMed: estimulación medial; EstimProx: estimulación proximal; FMI: fuerza máxima isométrica; GC: grupo control; AM: acupuntura manual; NeuroD: deslizamientos neurodinámicos; NMP-e: neuromodulación percutánea ecoguiada; sEA: electroacupuntura simulada; sAM: acupuntura manual simulada; TcBF-I: tiempo de contracción del biceps femoral izquierdo; TcBF-D: tiempo de contracción del biceps femoral derecho; TcST-I: tiempo de contracción del semitendinoso izquierdo; TcST-D: tiempo de contracción del semitendinoso derecho.

Tabla 2. Descripción de las intervenciones.

Autores y año	Intervenciones	Descripción de la intervención	Parámetros de aplicación	Duración de la intervención
De-la-Cruz-Torres et al., 2021	GI: NMP-e GC: Sin intervención	NMP-e: fue administrada por un fisioterapeuta experimentado. Los sujetos se encontraban en decúbito supino, con los antebrazos en pronación y los codos moderadamente flexionados. El nervio radial se localizó a 4 cm proximal al epicóndilo lateral del húmero mediante ecografía. Antes de insertar la aguja, se utilizó alcohol isopropílico para limpiar la piel.	NMP-e: Se insertó una aguja de acupuntura de acero inoxidable (0,30 mm × 30 mm) con un abordaje en eje corto, perpendicular a la piel, hasta alcanzar el perineurio del nervio radial. Se administró estimulación eléctrica mediante una corriente eléctrica bifásica de onda cuadrada, con una frecuencia de 10 Hz, un ancho de pulso de 250 µs y una intensidad suficiente para provocar una contracción muscular visible durante 1,5 minutos.	NMP-e: una vez a la semana durante 3 semanas.
De-la-Cruz-Torres et al., 2020	GI: NMP-e GC-1: Estiramiento Pasivo GC-2: Deslizamientos Neurdinámicos GC-3: Dry Needling	NMP-e: El participante se encontraba en decúbito prono, con los pies fuera de la camilla. El nervio ciático se localizó en un corte transversal al 50% de la distancia entre el trocánter mayor y la línea articular de la rodilla mediante un ecógrafo con un transductor lineal de alta frecuencia. Antes de insertar la aguja, la piel se limpió con alcohol isopropílico. Un fisioterapeuta experimentado realizó la intervención. Estiramiento Pasivo: Los participantes recibieron estiramiento pasivo de los músculos isquiotibiales de la pierna derecha. El estiramiento se realizó con el participante en posición de decúbito supino, mientras un investigador mantenía pasivamente la pierna en la posición del test de elevación de la pierna recta (SLR, por sus siglas en inglés) (cadera en flexión, rodilla en extensión y tobillo en posición neutra) hasta alcanzar la barrera del movimiento. Durante todo el procedimiento, el investigador supervisó a los participantes para evitar cualquier movimiento compensatorio que pudiera alterar la posición del estiramiento. Deslizamientos Neurdinámicos: Los participantes recibieron deslizamientos neurodinámicos pasivos del nervio ciático en la pierna derecha. Se colocó a los participantes en decúbito supino, con el cuello y la columna torácica apoyados en una posición de flexión. Los deslizamientos consistieron en la aplicación de movimiento/estrés al sistema nervioso de manera proximal mientras se liberaba el movimiento/estrés de manera distal, y posteriormente se invirtió la secuencia. Se alternaron dinámicamente la flexión simultánea de cadera y rodilla con la extensión simultánea de ambas. Esta técnica fue aplicada por un fisioterapeuta experimentado en terapia neurodinámica. Punción Neural Ecoguiada: Los participantes recibieron estimulación mecánica del nervio ciático mediante una aguja. Una vez que la aguja llegó al nervio, ésta no se movilizó. Se utilizó el mismo ecógrafo que en el grupo NMP-e para guiar la intervención..	NMP-e: Se insertó una aguja de acupuntura de acero inoxidable (0,30 mm × 40 mm) mediante un abordaje en eje corto, perpendicular a la piel, hasta alcanzar el perineurio del nervio ciático. Se administró estimulación eléctrica utilizando una corriente eléctrica bifásica de onda cuadrada, con una frecuencia de 10 Hz, un ancho de pulso de 250 µs, e intensidad máxima tolerable para provocar una contracción muscular exacerbada, durante 1,5 minutos. Estiramiento Pasivo: El estiramiento en la posición pasiva del test de elevación de la pierna recta (SLR, por sus siglas en inglés) se mantuvo durante 30 segundos y se repitió tres veces (duración total de 1,5 minutos). Deslizamientos Neurdinámicos: Se realizaron durante 1,5 minutos (aproximadamente 12 repeticiones) en el miembro inferior derecho. Punción Neural Ecoguiada: Se utilizaron las mismas agujas (0,30 mm × 40 mm), técnica de inserción y duración de la intervención (1,5 minutos) que en el grupo NMP-e. Sin embargo, no se aplicó estimulación eléctrica.	NMP-e, Estiramiento Pasivo, Deslizamientos Neurdinámicos y Punción Neural Ecoguiada: una única sesión.
De-la-Cruz-Torres et al., 2019	GI: NMP-e GC-1: Estiramientos Estáticos GC-2: Ejercicios Excéntricos	NMP-e: Los participantes se colocaron en decúbito prono con los pies fuera de la camilla. El músculo flexor largo del dedo gordo se localizó en corte transversal al 50 % de la distancia entre la cabeza del peroné y el borde inferior del maléolo lateral, en la cara posterior del peroné, utilizando un ecógrafo; posteriormente, se insertó la aguja y se aplicó la estimulación eléctrica. Antes de la inserción de la aguja, la piel se limpió con alcohol isopropílico. La intervención fue administrada por un fisioterapeuta con cinco años de experiencia en terapia invasiva. Estiramientos Estáticos: Los participantes realizaron un ejercicio de estiramiento estático del músculo flexor largo del dedo gordo. Se colocaron de pie frente a un escalón, posicionando la articulación metatarsofalángica del primer dedo en dorsiflexión. Con el talón apoyado en el suelo, el tobillo se llevó a dorsiflexión máxima mediante la flexión de la rodilla. Durante el estiramiento, el fisioterapeuta supervisó a los participantes para asegurar que adoptaran la posición correcta de estiramiento. Ejercicios Excéntricos: Los participantes realizaron un ejercicio excéntrico del músculo flexor largo del dedo gordo. Colocaron el pie de la misma manera que en el grupo de Estiramiento Estático antes de realizar movimientos de flexión-extensión de la cadera, rodilla, tobillo y primer dedo..	NMP-e: Se insertó una aguja (0,30 mm × 40 mm), perpendicular a la superficie de la piel, en el vientre muscular. A continuación, se aplicó una corriente eléctrica bifásica de onda cuadrada (frecuencia de 10 Hz, ancho de pulso de 250 µs, intensidad máxima tolerable) durante un total de 1,5 minutos para provocar una contracción muscular exacerbada. Estiramientos Estáticos: La posición de dorsiflexión máxima se mantuvo durante 20 segundos y posteriormente el paciente volvió a la posición inicial. Este procedimiento se repitió cuatro veces. Ejercicios Excéntricos: 4 series de 20 repeticiones.	NMP-e, Estiramientos Estáticos y Ejercicios Excéntricos: una única sesión.
Huang et al., 2015	GI-1: Electroacupuntura GI-2: Electroacupuntura simulada GC-1: Acupuntura Manual GC-2: Acupuntura Manual simulada GC-3: Sin intervención	Electroacupuntura y Acupuntura Manual: Se estimularon los puntos de acupuntura ST-36 y ST-39. Se requirió que los participantes experimentaran la sensación de "Deqi" para confirmar la correcta aplicación. Deqi es una mezcla de sensaciones que incluyen dolor sordo, presión, molestia, pesadez, plenitud, calor, frío, entumecimiento, hormigueo y dolor sordo, pero no dolor agudo. Electroacupuntura simulada y Acupuntura Manual simulada: Se aplicaron dos agujas de acupuntura en el vientre muscular del tibial anterior, aproximadamente a 3 cm lateralmente a la cresta anterior de la tibia. Una aguja se colocó en un punto del tercio superior y la otra en el tercio inferior del músculo. No se solicitó a los participantes que experimentaran la sensación de Deqi.	Para todas las intervenciones, se insertó una aguja de acupuntura de acero inoxidable (0,3 mm × 50 mm) perpendicularmente a la piel en el músculo, con una profundidad de 20-30 mm. La duración del tratamiento en cada sesión se incrementó progresivamente, comenzando con 15 minutos durante la primera semana, 20 minutos en la segunda semana y 30 minutos de la tercera a la octava semana. Acupuntura manual y Acupuntura Manual simulada: se aplicaron las técnicas de rotación y levantamiento-inserción durante 15 segundos cada 5 minutos. Electroacupuntura y Electroacupuntura simulada: la estimulación eléctrica consistió en pulsos de corriente constante con onda cuadrada a una frecuencia de 40 Hz, un ancho de pulso de 1 milisegundo, con una intensidad que se incrementó gradualmente hasta el nivel máximo tolerado por los participantes.	Electroacupuntura, Electroacupuntura simulada, Acupuntura Manual y Acupuntura Manual simulada: tres sesiones por semana, durante un total de 8 semanas.

Autores y año	Intervenciones	Descripción de la intervención	Parámetros de aplicación	Duración de la intervención
Martin-Caro et al., 2023	GI: NMP-e GC: NMP-e simulada	Ambas intervenciones se aplicaron en la extremidad superior no dominante con el sujeto en posición de pie. La piel de los participantes fue tratada con un antiséptico. Se realizó un abordaje en el eje largo de los nervios mediano y cubital, colocando la punta de la aguja junto al epineuro de los nervios (a 1 mm), en la cara interna del tercio distal. NMP-e: La estimulación eléctrica se aplicó de forma percutánea a través de la aguja con un estimulador. La intervención se realizó primero en el nervio mediano y luego en el nervio cubital, sin tiempo de descanso entre ambas. NMP-e simulada: Se siguió el mismo procedimiento, pero no se aplicó corriente eléctrica. Sin embargo, los pacientes permanecieron cegados a esta condición, ya que percibían un sonido muy bajo cada vez que el estimulador contactaba con la aguja, lo que les hizo creer que estaban recibiendo estimulación eléctrica.	Para ambas intervenciones se utilizó una aguja de punción seca (0,30 x 0,40 mm). NMP-e: La corriente eléctrica empleada fue de baja frecuencia (10 Hz), con una forma de onda bifásica y simétrica, y un ancho de pulso de 240 µs. La intensidad se ajustó por encima del umbral motor, hasta provocar contracciones visibles de los músculos innervados por ambos nervios, pero por debajo del umbral de dolor de los participantes. La estimulación se administró en intervalos de 10 segundos seguidos de pausas de 5 segundos, hasta completar un tiempo total de intervención de 60 segundos en cada uno de los nervios. NMP-e simulada: No se administró corriente eléctrica.	NMP-e y NMP-e simulada: una única sesión.
Martin-Caro et al., 2022	GI-1: NMP-e a una frecuencia de 10 KHz GI-2: NMP-e a una frecuencia de 20 KHz GC: NMP-e simulada	Las intervenciones se aplicaron en el brazo no dominante tras la desinfección de la piel. Los participantes se colocaron en posición supina. Se realizó un abordaje en eje corto al nervio mediano en la cara anterior del tercio medio del antebrazo. NMP-e 10 KHz y NMP-e 20 KHz: Se aplicó estimulación eléctrica de alta frecuencia, administrando 10 KHz o 20 KHz según el grupo correspondiente. NMP-e simulada: La corriente eléctrica se aplicó inicialmente a una intensidad muy baja, alcanzando únicamente el umbral sensitivo, y luego se redujo gradualmente hasta llegar a cero.	La duración de todas las intervenciones fue de 20 minutos. Se colocaron dos agujas de acupuntura (0.30 mm x 40 mm) cerca del epineurio del nervio mediano (a 1 mm de distancia), una aguja a cada lado del nervio, con una profundidad promedio de 3 cm. NMP-e 10 KHz y NMP-e 20 KHz: Se aplicaron corrientes alternas de alta frecuencia con forma de onda sinusoidal, a una frecuencia de 10 kHz o 20 kHz según el grupo de intervención activa. La intensidad se incrementó progresivamente hasta producir una sensación de hormigueo "fuerte pero cómoda", justo por debajo del umbral motor. Posteriormente, se aumentó la intensidad hasta observar una contracción visible mínima, y luego se redujo ligeramente por debajo del umbral motor. Debido a la acomodación al estímulo, la intensidad fue ajustada cada dos minutos. NMP-e simulada: Se utilizaron los mismos parámetros que en la intervención de 10 kHz, excepto por la intensidad de la corriente, que se ajustó inicialmente hasta alcanzar el umbral sensitivo. Una vez que el participante percibió una sensación de hormigueo durante unos segundos, la intensidad se redujo gradualmente hasta mantenerse en 0 mA durante toda la sesión.	NMP-e 10 KHz, NMP-e 20 KHz y NMP-e simulada: una única sesión.
San-Emeterio-Iglesias et al., 2022	GI-1: NMP-e en el trayecto proximal del nervio ciático GI-2: NMP-e en el trayecto medial del nervio ciático IG-3: NMP-e en el trayecto distal del nervio ciático	NMP-e: La superficie de la piel fue desinfectada antes de la intervención con clorhexidina. Posteriormente, el nervio ciático fue localizado mediante ecografía. Todos los participantes se colocaron en posición prono, con los pies fuera de la camilla. La estimulación se realizó en la extremidad que presentaba restricción en la rotación interna de la cadera, determinada por los investigadores.	El terapeuta insertó una aguja de acupuntura utilizando un abordaje longitudinal hasta alcanzar el perineurio del nervio ciático. El procedimiento se basó en la aplicación de una corriente bifásica continua, de baja frecuencia (3 Hz), con un ancho de pulso de 250 µs y a una intensidad suficiente para provocar una contracción muscular visible. Se realizaron 10 estimulaciones de 10 segundos, con 10 segundos de descanso entre cada una. La aguja utilizada fue diferente para cada grupo: NMP-e proximal: Se utilizó una aguja (0.30 mm x 75 mm) colocada en la parte posterior proximal del muslo. NMP-e medial: Se utilizó una aguja (0.30 mm x 60 mm) colocada en la parte posterior media del muslo. NMP-e distal: Se utilizó una aguja (0.30 mm x 40 mm) colocada en la parte posterior distal del muslo.	NMP-e: una única sesión.
Tsui et al., 2002	GI: Electroacupuntura GC: Acupuntura Manual	Acupuntura manual: Los pacientes adoptaron una posición sentada con las piernas extendidas en la camilla, de forma cómoda y con apoyo en la espalda. La piel fue desinfectada con alcohol. Tras la punción en el punto de acupuntura GB34, la aguja fue manipulada manualmente hasta que el paciente percibió la sensación de Deqi. Posteriormente, se insertó otra aguja en el punto ST38. Electroacupuntura: Tras la inserción de las agujas en los puntos GB34 y ST38 y la obtención de la sensación Deqi, se aplicó estimulación eléctrica a ambas agujas.	Acupuntura manual: Se insertó una aguja de acupuntura estéril (0.22 mm x 25 mm) a una profundidad de 2 cm en ambos puntos de acupuntura. Durante la punción, se pidió a los pacientes que movilizaran activamente el brazo doloroso realizando ejercicios generales de flexión y extensión activa 50 veces en un período de 5 minutos. La duración total del tratamiento fue de 20 minutos. Electroacupuntura: Se utilizaron las mismas agujas y puntos de acupuntura. Para la estimulación eléctrica, se empleó una frecuencia baja de 4 pulsos por segundo, y la intensidad se ajustó hasta alcanzar una sensación tolerable y no dolorosa. El tratamiento tuvo una duración de 20 minutos.	Electroacupuntura y Acupuntura manual: 3 sesiones por semana, durante 2 semanas.

GC: grupo control; GI: grupo intervención; NMP-e: neuromodulación percutánea ecoguiada.

3.3 Evaluación de la Calidad Metodológica/Riesgo de Sesgo

La calidad metodológica de los estudios fue analizada mediante la escala PEDro. Excepto por un estudio⁽²³⁾, que obtuvo una puntuación de 4, lo que indica una calidad moderada, todos los demás estudios incluidos en esta revisión sistemática fueron clasificados como de "alta calidad", con puntuaciones que oscilaron entre 6 y 9 puntos (Tabla 3). La calidad promedio de los estudios analizados fue de 6,62. Concretamente, dos estudios alcanzaron la puntuación más alta de 9 puntos^(22,24), un estudio obtuvo 7 puntos⁽¹¹⁾ y los cuatro restantes recibieron 6 puntos cada uno^(9,10,12,13). Ningún estudio cumplió con el ítem 6, relacionado con el cegamiento de los terapeutas que administraron la intervención. Solo dos estudios cumplieron con el ítem 5, correspondiente al cegamiento de los participantes^(22,24). En todos los estudios, los evaluadores estuvieron cegados (ítem 7), se especificaron los criterios de inclusión y los sujetos fueron aleatorizados (ítems 1 y 2), se obtuvieron medidas de al menos una de las variables principales en más del 85 % de los sujetos (ítem 8), se reportaron los resultados para todos los sujetos que recibieron tratamiento (ítem 9), se presentaron comparaciones estadísticas entre grupos para al menos una variable clave (ítem 10) y se proporcionaron medidas de potencia y variabilidad para al menos una variable principal (ítem 11). En todos los estudios, excepto en el de Tsui y compañeros⁽²³⁾, los grupos fueron similares al inicio en relación con los indicadores pronósticos más relevantes (ítem 4). Finalmente, la asignación fue oculta en el 37,5 % de los estudios (ítem 3)^(11,22,24).

El riesgo de sesgo fue evaluado mediante la herramienta RoB2. Los resultados indicaron que el riesgo general de sesgo varió desde bajo en dos estudios^(13,22), hasta alto en un estudio⁽²³⁾, presentando un riesgo medio en los cinco estudios restantes^(11,10,9,22,12) (Figura 2).

Tabla 3. Evaluación de la calidad metodológica – Escala PEDro

Autores y año	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Total	Calidad
De-la-Cruz-Torres et al., 2021	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	7	Alta
De-la-Cruz-Torres et al., 2020	Sí	Sí	No	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	6	Alta
De-la-Cruz-Torres et al., 2019	Sí	Sí	No	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	6	Alta
Huang et al., 2015	Sí	Sí	No	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	6	Alta
Martin-Caro et al., 2023	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	9	Alta
Martin-Caro et al., 2022	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	9	Alta
San-Emeterio-Iglesias et al., 2022	Sí	Sí	No	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	6	Alta
Tsui et al., 2002	Sí	Sí	No	No	No	No	Sí	No	No	Sí	Sí	4	Moderada

NO: el estudio no presenta el criterio evaluado. Sí: el estudio presenta el criterio evaluado. 1: Se especificaron los criterios de elegibilidad (este ítem no se toma en cuenta para la puntuación final); 2: Los sujetos fueron asignados aleatoriamente a los grupos; 3: La asignación fue oculta; 4: Los grupos fueron similares al inicio en cuanto a los indicadores pronósticos más importantes; 5: Hubo cegamiento de todos los sujetos; 6: Hubo cegamiento de todos los terapeutas que administraron las intervenciones; 7: Hubo cegamiento de todos los evaluadores que midieron al menos un resultado clave; 8: Se obtuvieron medidas de al menos un resultado clave en más del 85% de los sujetos asignados inicialmente a los grupos; 9: Todos los sujetos para los cuales se disponía de medidas de resultado recibieron el tratamiento o condición de control asignada o, en caso contrario, los datos de al menos un resultado clave fueron analizados por "intención de tratar"; 10: Se reportan comparaciones estadísticas entre grupos para al menos un resultado clave; 11: El estudio proporciona tanto medidas puntuales como medidas de variabilidad para al menos un resultado clave.

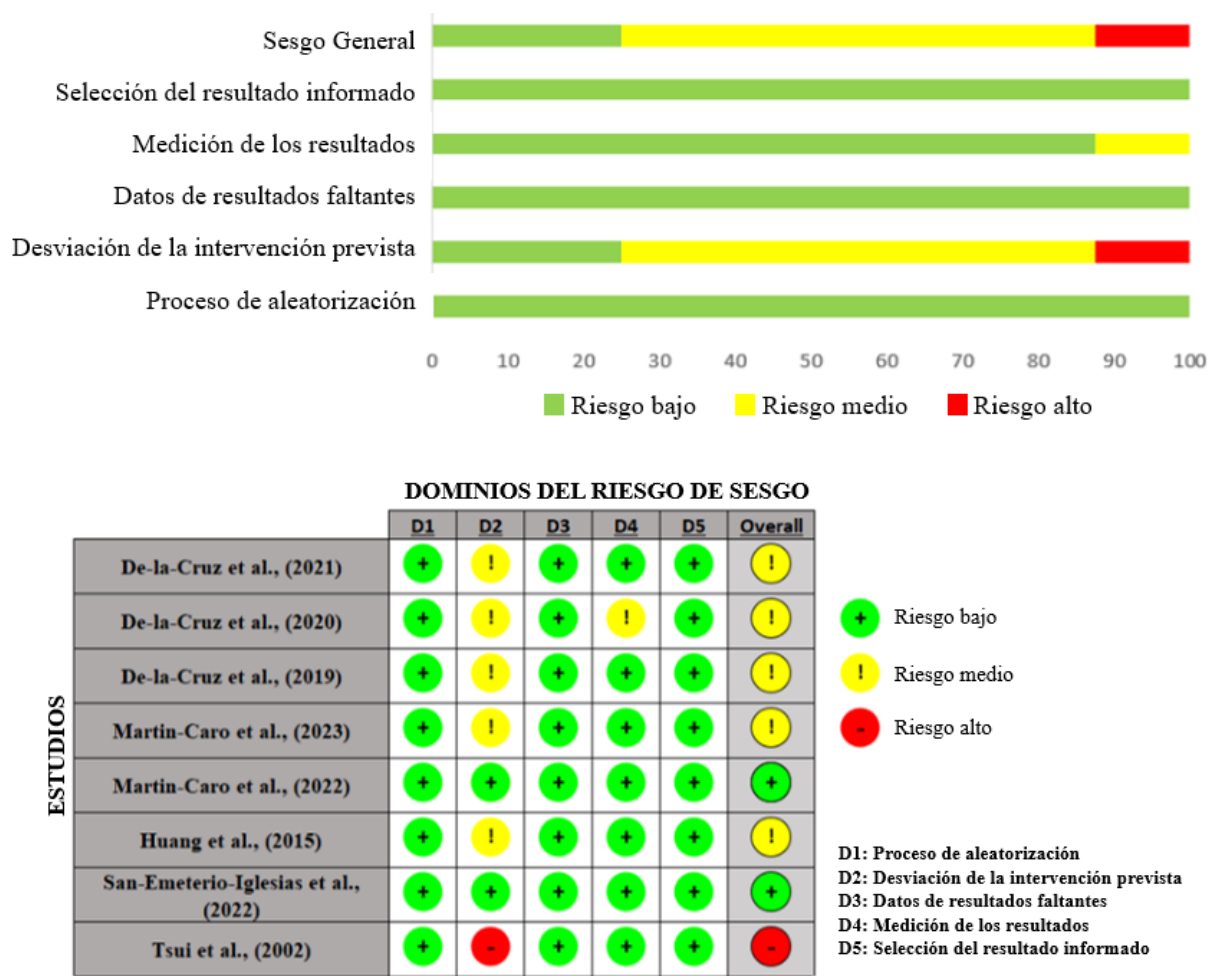


Figura 2. Riesgo de sesgo – RoB2.

3.4 Síntesis de Resultados

La funcionalidad muscular activa fue evaluada mediante diferentes enfoques clínicos en todos los estudios incluidos en esta revisión sistemática. Reconociendo la funcionalidad muscular activa como un complejo músculo-nervioso, algunos estudios se centraron en la FMI^(12,13,22-24) y la resistencia⁽⁹⁾, mientras que otros se enfocaron en la excitabilidad nerviosa⁽¹¹⁾ y en las propiedades contráctiles del músculo⁽¹⁰⁾.

3.4.1 Fuerza Máxima Isométrica (FMI)

La FMI fue la variable más recurrente entre los estudios incluidos en esta revisión sistemática. Huang y compañeros⁽¹²⁾ reportaron una mejora significativa en la FMI de dorsiflexión del pie tras 8 semanas de intervención con EA ($p<0,001$), mientras que el grupo control, que no recibió ninguna intervención, no mostró mejoría ($p=0,846$). Sin embargo, la EA y la EA simulada no mostraron mejores resultados que la acupuntura manual o la acupuntura simulada ($p>0,05$), ya que todas las técnicas evidenciaron incrementos en la FMI en las extremidades tratadas y no tratadas ($p<0,001$).

El estudio de San-Emeterio-Iglesias y compañeros⁽¹³⁾ encontró mejoras estadísticamente significativas en la FMI de la cadera tratada con NMP-e en los movimientos de abducción, rotación

externa e interna, flexión y extensión ($p=0,001$). No obstante, solo la fuerza en flexión de la extremidad no tratada mostró diferencias significativas cuando la intervención se aplicó en diferentes localizaciones del muslo (proximal, medial o distal) ($p=0,029$), aunque con un tamaño del efecto pequeño ($\eta^2=0,1$).

El estudio de Tsuiy compañeros⁽²³⁾ examinó la FMI de prensión manual indolora, y encontraron que tanto la EA como la acupuntura convencional superaron significativamente al grupo control ($p=0,000$ y $p=0,003$, respectivamente), con la EA mostrando un mayor beneficio que la acupuntura convencional ($p=0,045$).

El estudio de Martín-Caro y compañeros⁽²⁴⁾ también evaluó la FMI de prensión manual, pero en este caso sin considerar el dolor. En este estudio no encontraron diferencias entre el grupo de NMP-e y el grupo de intervención simulada en ningún momento de la evaluación. Un hallazgo interesante fue que en el grupo de NMP-e, la FMI de prensión manual disminuyó un 10,4% a las 24 horas postintervención, seguido de un aumento del 14,3 % a los 10 días postintervención.

De manera similar, Martín-Caro y compañeros⁽²²⁾ estudiaron la FMI en la flexión de los dedos de la mano, encontrando diferencias significativas entre los grupos de NMP-e y NMP-e simulada. El grupo con NMP-e mostró una reducción en la FMI inmediatamente y a los 15 minutos postintervención, en comparación con la intervención simulada, que no evidenció cambios respecto al valor basal ($p<0,001$).

3.4.2 Resistencia Muscular

La resistencia muscular tras la aplicación de NMP-e ha sido evaluada mediante la prueba modificada de fatiga por elevación unilateral del talón. Se demostraron niveles significativamente mayores de resistencia muscular cuando se aplicó una intervención basada en NMP-e en comparación con estiramientos ($p<0,001$) e intervenciones excéntricas ($p<0,001$), con un tamaño del efecto grande ($d=1,83$)⁽⁹⁾.

3.4.3 Propiedades Contráctiles de los Músculos y Excitabilidad Nerviosa

En el estudio de De-la-Cruz-Torres y compañeros⁽¹¹⁾, los investigadores utilizaron la curva fuerza-tiempo para evaluar la excitabilidad nerviosa en términos de cronaxia e índice de acomodación. No se encontraron diferencias significativas en la cronaxia entre el grupo de NMP-e y el grupo control sin intervención ($p>0,05$). Sin embargo, solo el grupo de NMP-e mostró una mejora significativa en el índice de acomodación, lo que indica una normalización de la excitabilidad nerviosa en los nervios radiales ($p<0,001$).

Adicionalmente, los investigadores del estudio de De-la-Cruz-Torres y compañeros⁽¹⁰⁾ emplearon tensiomiografía para evaluar el tiempo de contracción, y sus resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de NMP-e, punción seca, neurodinámica y estiramiento.

4. Discusión

El objetivo de esta revisión sistemática fue determinar si las intervenciones de fisioterapia invasiva que emplean EEP son eficaces para mejorar la función muscular activa. Con este propósito, se incluyeron un total de ocho estudios de calidad metodológica alta, excepto uno que fue moderada, y con riesgo de sesgo moderado, todos ellos ensayos controlados aleatorizados.

4.1 Fuerza Máxima Isométrica (FMI)

Con respecto a la EEP y la FMI, el estudio de Huang y compañeros⁽¹²⁾ mostró aumento de fuerza en personas sanas hasta tres semanas después de la intervención con EA, tanto en el miembro tratado como en el contralateral mediante lo que se conoce como efecto cruzado, en línea con estudios previos que utilizaron la misma metodología^(28,29). La EA también mostró una mejora en la FMI del agarre manual en pacientes con epicondilalgia lateral, superior a la obtenida con acupuntura manual⁽²³⁾, como ya se había planteado y demostrado en estudios anteriores, que indican que la EA tiene efectos adicionales a la estimulación manual de los puntos de acupuntura^(30,31).

En contraste, otro estudio concluyó que no hubo diferencias entre EA y acupuntura manual en términos de aumento de la fuerza del cuádriceps⁽³²⁾. Esta ausencia de diferencia podría atribuirse a una dosis insuficiente, ya que los participantes recibieron una única sesión. Otro estudio reportó un hallazgo interesante, indicando que una única sesión tanto de EA como de acupuntura manual provocó una disminución a corto plazo de la fuerza muscular (inmediatamente y 40 minutos después de la intervención para EA, y 40 minutos después para la acupuntura manual). Los autores sugirieron que la metodología de acupuntura podría haber influido en el mecanismo reflejo del cuádriceps, lo que produjo una disminución de la fuerza muscular. Sin embargo, no se realizaron mediciones más allá de los 40 minutos posteriores a la intervención, por lo que se desconocen los efectos a largo plazo⁽³³⁾.

Los resultados de esta revisión sistemática demuestran que la NMP-e también ha mostrado efectos positivos en el aumento de la FMI en pacientes con dolor lumbar⁽¹³⁾, en consonancia con estudios previos en personas con patología unilateral de rodilla⁽³⁴⁾. Además, un estudio en futbolistas sanos que recibieron NMP-e combinada con un programa de entrenamiento reportó mejoras en la funcionalidad muscular activa⁽³⁵⁾. De forma similar, en bailarines profesionales, la NMP-e produjo un aumento inmediato de la fuerza muscular, superando los efectos del estiramiento y de los ejercicios excéntricos⁽⁹⁾. En cuanto a la duración de la efectividad de la NMP-e, el estudio de San-Emeterio-Iglesias y compañeros⁽¹³⁾ encontró que sus efectos se mantuvieron al menos durante una semana, lo cual es consistente con hallazgos anteriores en la misma población con dolor lumbar⁽³⁶⁾ y en pacientes con dolor anterior unilateral de rodilla⁽³⁷⁾.

En nuestra revisión sistemática, solo dos estudios ofrecieron resultados negativos cuando se aplicó NMP-e para mejorar la FMI. El estudio de Martín-Caro y compañeros⁽²⁴⁾ observó una disminución en la FMI de prensión manual en voluntarios sanos 24 horas después de una intervención con NMP de baja frecuencia (10 Hz), que se recuperó a los 10 días. De forma similar, Martín-Caro y compañeros⁽²²⁾ reportaron una disminución reversible de la FMI de los flexores de los dedos tras la aplicación de NMP de alta frecuencia (10 kHz y 20 kHz). Estos hallazgos pueden

explicarse mediante dos hipótesis: Primero, los aumentos en la FMI se atribuyen principalmente a una mayor activación de las fibras musculares tipo II en los músculos estimulados⁽¹⁵⁾. Esto podría aclarar los resultados de Martín-Caro y compañeros⁽²⁴⁾, donde la estimulación de baja frecuencia (10 Hz) pudo haber sido insuficiente para activar de manera efectiva las fibras tipo II en individuos sanos, mientras que la misma frecuencia podría ser adecuada para musculatura dañada en poblaciones patológicas⁽³⁴⁾. Segundo, el estudio de Martín-Caro y compañeros⁽²²⁾ utilizó estimulación de alta frecuencia (10 kHz y 20 kHz), pero no observó aumentos en la FMI. Los autores atribuyeron esto a un posible bloqueo selectivo de ciertas fibras nerviosas inducido por la estimulación de alta frecuencia.

4.2 Resistencia muscular

El estudio de De-la-Cruz-Torres y compañeros⁽⁹⁾ encontró mejoras significativas en la resistencia muscular en bailarines profesionales tras una única sesión de NMP-e. La resistencia fue evaluada mediante una prueba modificada de elevación unilateral del talón sobre un bloque estable, asegurando que los dedos del pie quedaran fuera del borde para eliminar la influencia de la musculatura intrínseca del pie. Estos hallazgos son particularmente relevantes, dado que otro estudio que utilizó la misma prueba de resistencia en la misma población encontró que los bailarines profesionales presentaban un rendimiento inferior en resistencia en comparación con personas no bailarinas⁽³⁸⁾. Aunque esto puede parecer contraintuitivo, dicho estudio también reveló que los bailarines mostraban una mejor capacidad de equilibrio durante la postura unipodal sobre los dedos. En conjunto, estos hallazgos sugieren que los bailarines profesionales dependen más de la musculatura de los dedos que los no bailarines para las tareas de equilibrio y resistencia. Dada la importancia de la musculatura de los dedos en esta población, los resultados de De-la-Cruz-Torres y compañeros⁽⁹⁾ resaltan el potencial de la NMP-e. Futuras investigaciones deberían explorar la aplicación de la NMP-e en la mejora de la resistencia en poblaciones no atléticas.

4.3 Propiedades contráctiles del músculo y excitabilidad nerviosa

El estudio de De-la-Cruz-Torres y compañeros⁽¹⁰⁾ utilizó tensiomiografía para evaluar el tiempo de contracción en la musculatura isquiotibial. Sus hallazgos no revelaron mejoras significativas tras una única sesión de NMP-e en comparación con intervenciones de punción, neurodinámica y estiramiento. Esta ausencia de resultados positivos puede atribuirse a la evidencia que sugiere que las mejoras en la tensión neural pueden ocurrir incluso sin cambios en las señales electromiográficas⁽³⁹⁾.

Por otro lado, el estudio de De-la-Cruz-Torres y compañeros⁽¹¹⁾ encontró una normalización en la excitabilidad nerviosa, al observarse mejoras significativas en el índice de acomodación de la prueba de curva fuerza-tiempo tras la intervención con NMP-e. Esta evidencia respalda el uso de la curva fuerza-tiempo para evaluar la excitabilidad nerviosa en condiciones de neuropatía periférica⁽⁴⁰⁾.

4.4 Limitaciones y líneas de investigación futura

Esta revisión sistemática, a pesar de sus hallazgos relevantes, presenta ciertas limitaciones que deben considerarse al interpretar sus resultados. La principal limitación es la marcada heterogeneidad en los protocolos de intervención con EEP entre los estudios incluidos, con variaciones en la localización de la estimulación y en los parámetros eléctricos (frecuencia, intensidad, duración del pulso, número de sesiones), lo que dificulta las comparaciones directas. Otra limitación es la dificultad para comparar hallazgos de estudios que involucran diferentes poblaciones. Como se ha discutido previamente, la eficacia de una intervención puede depender del grado de disfunción de la población objetivo, siendo algunos parámetros de EEP suficientes para mejorar la funcionalidad muscular activa en poblaciones patológicas, pero potencialmente insuficientes en individuos sanos. Por último, la diversidad de los grupos control, que van desde la ausencia de intervención o procedimientos simulados hasta tratamientos pasivos o activos como el estiramiento pasivo, ejercicios excéntricos o acupuntura manual, complica aún más la interpretación de los resultados. La variabilidad en los grupos de comparación dificulta la homogenización de los resultados y limita la posibilidad de extraer conclusiones definitivas respecto a la efectividad relativa de la EEP. Es importante actuar con cautela al comparar la NMP con la EA, ya que las intervenciones con EA incluidas en esta revisión no utilizaron guía ecográfica, lo cual es un aspecto relevante a considerar.

A pesar de estas limitaciones, esta revisión sistemática ofrece una síntesis exhaustiva de la evidencia disponible sobre los efectos de la EEP en la funcionalidad muscular activa. Los hallazgos sugieren que estas técnicas de fisioterapia invasiva tienen un potencial prometedor como herramienta terapéutica en la rehabilitación de diversas afecciones musculoesqueléticas. Sin embargo, se requieren más investigaciones con diseños metodológicos rigurosos y muestras de mayor tamaño para confirmar estos resultados. Los estudios futuros deberían centrarse en establecer protocolos estandarizados de intervención con EEP, optimizar los parámetros de estimulación y definir los sitios de aplicación más eficaces. Además, ensayos controlados aleatorizados bien diseñados, con grupos de comparación homogéneos, son esenciales para evaluar con precisión la efectividad clínica de la EEP en poblaciones específicas.

5. Conclusiones

La estimulación eléctrica percutánea (EEP), que incluye intervenciones como la electroacupuntura (EA) y la neuromodulación percutánea (NMP), ha demostrado ser efectiva para mejorar la funcionalidad muscular activa tanto en personas sanas como en aquellas con afecciones musculoesqueléticas. Estas técnicas han evidenciado mejoras en la fuerza máxima isométrica y en la resistencia muscular, así como la normalización de la excitabilidad nerviosa en poblaciones específicas. Sin embargo, el tiempo de contracción no mostró una mejora superior en comparación con las intervenciones no percutáneas. Se requiere de más investigación para establecer protocolos estandarizados y llevar a cabo ensayos clínicos aleatorizados de mayor tamaño y homogeneidad, a fin de reforzar la evidencia sobre la efectividad clínica de la EEP en contextos de rehabilitación.

References

1. Morgan J, Partridge T. Skeletal muscle in health and disease. *Dis Model Mech*. 2020;13(2). doi:10.1242/dmm.042192
2. Castellano L, Gache V. Microtubular network and functionality of the striated skeletal muscle. *Med Sci (Paris)*. 2023;54–7. doi:10.1051/medsci/2023146
3. Costa BD de V, et al. Does Varying Resistance Exercises for the Same Muscle Group Promote Greater Strength Gains? *J Strength Cond Res*. 2022;36(11):3032–9. doi:10.1519/JSC.0000000000004042
4. Sánchez Riera C, et al. Muscle Diversity... *Int J Mol Sci*. 2021;22(5):2502. doi:10.3390/ijms22052502
5. Tumkur Anil Kumar N, et al. The Influence of Growth... *Sports (Basel)*. 2021;9(5):59. doi:10.3390/sports9050059
6. Fidalgo-Martin I, et al. Effects of percutaneous neuromodulation... *Medicine (Baltimore)*. 2022;101(41):e31016. doi:10.1097/MD.00000000000031016
7. Yue C, et al. Systematic Review... *J Arthroplasty*. 2018;33(7):2330–7. doi:10.1016/j.arth.2018.01.070
8. Strand NH, et al. Mechanism of Action... *Curr Pain Headache Rep*. 2021;25(7):47. doi:10.1007/s11916-021-00962-3
9. De-la-Cruz-Torres B, et al. Immediate effects... *Acupunct Med*. 2019;37(2):91–7. doi:10.1136/acup-med-2013-010489
10. De-la-Cruz-Torres B, et al. Crossover effects... *Acupunct Med*. 2020;39(5):512–21. doi:10.1177/0964528420920283
11. De-la-Cruz-Torres B, et al. Ultrasound-Guided Percutaneous... *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(9):4877. doi:10.3390/ijerph18094877
12. Huang LP, et al. Unilateral intramuscular needling... *J Exerc Sci Fit*. 2015;13(2):86–93. doi:10.1016/j.jesf.2015.07.001
13. San-Emeterio-Iglesias R, et al. Effect of Ultrasound-Guided... *J Clin Med*. 2022;11(22):6672. doi:10.3390/jcm11226672
14. Heyters M, et al. Twitch Analysis... *Can J Appl Physiol*. 1994;19(4):451–61. doi:10.1139/h94-037
15. Requena Sánchez B, et al. Percutaneous electrical stimulation... *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):438–48. doi:10.1519/13173.1
16. Sinacore DR, et al. Type II Fiber Activation... *Phys Ther*. 1990;70(7):416–22. doi:10.1093/ptj/70.7.416
17. Powers RK. “Extra” force evoked... *J Appl Physiol (1985)*. 2009;106(2):353–5. doi:10.1152/japplphysiol.91540.2008
18. Page MJ, et al. The PRISMA 2020 statement... *BMJ*. 2021;372:71–71. doi:10.1136/bmj.l4898
19. Maher CG, et al. Reliability of the PEDro Scale... *Phys Ther*. 2003;83(8):713–21. PMID:12882612
20. Albanese E, et al. Construct validity of the PEDro scale... *Res Synth Methods*. 2020;11(2):227–36. doi:10.1002/jrsm.1385
21. Sterne JAC, et al. RoB 2: a revised tool... *BMJ*. 2019;366:l4898. doi:10.1136/bmj.l4898
22. Martín-Caro D, et al. Effect of Percutaneous Electric Stimulation... *J Clin Med*. 2022;11(7):1832. doi:10.3390/jcm11071832

- 23.** Tsui P, Leung MCP. Comparison... *Acupunct Electrother Res.* 2002;27(2):107–17. doi:10.3727/036012902816026040
- 24.** Martín-Caro D, et al. The effect on handgrip strength... *Anat Rec (Hoboken).* 2023;306(4):720–7. doi:10.1002/ar.24887
- 25.** Stillman BC. Some aspects of the theory... *Aust J Physiother.* 1967;13(2):62–71. doi:10.1016/S0004-9514(14)60976-4
- 26.** Dahmane R, et al. Evaluation of the ability... *Med Biol Eng Comput.* 2001;39(1):51–5. doi:10.1007/BF02345266
- 27.** Rey E, et al. The Effect of Recovery Strategies... *J Strength Cond Res.* 2012;26(11):3081–8. doi:10.1519/JSC.0b013e3182470d33
- 28.** Yang H, et al. Electrical acupoint stimulation... *Zhongguo Zhen Jiu.* 2006;26(5):313–5. PMID:16739839
- 29.** Ozerkan KN, et al. Comparison of the Effectiveness... *Acupunct Electrother Res.* 2007;32(1):71–9. doi:10.3727/036012907815844129
- 30.** Zhou S, et al. Bilateral effects of 6 weeks'... *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(1):50–5. doi:10.1016/j.apmr.2011.08.010
- 31.** Langevin HM, et al. Mechanical signaling through connective tissue... *FASEB J.* 2001;15(12):2275–82. doi:10.1096/fj.01-0015hyp
- 32.** Plaster R, et al. Immediate effects... *Acupunct Med.* 2014;32(3):236–41. doi:10.1136/acup-med-2013-010489
- 33.** Kim D, et al. Electroacupuncture and Manual Acupuncture... *Healthcare (Basel).* 2020;8(4):414. doi:10.3390/healthcare8040414
- 34.** Álvarez-Prats D, et al. Changes in Maximal Isometric Quadriceps Strength... *JITPT.* 2019;2(1):39–45. doi:10.1055/s-0039-1688551
- 35.** Gallego-Sendarrubias GM, et al. Effects of Percutaneous Electrical Nerve Stimulation... *J Clin Med.* 2021;10(4):690. doi:10.3390/jcm10040690
- 36.** San-Emeterio-Iglesias R, et al. Correct Sciatic Nerve Management... *J Clin Med.* 2021;24(6):1067–74. doi:10.1111/ner.13396
- 37.** Garcia-Bermejo P, et al. Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation... *Appl Sci.* 2020;10(13):4647. doi:10.3390/app10134647
- 38.** Rowley KM, et al. Toe Flexor Strength, Flexibility... *Med Probl Perform Art.* 2015;30(3):152–6. doi:10.21091/mppa.2015.3029
- 39.** McHugh MP, et al. The role of neural tension... *Scand J Med Sci Sports.* 2012;22(2):164–9. doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01180.x
- 40.** Friedli WG, Meyer M. Strength-duration curve... *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1984;47(2):184–9. doi:10.1136/jnnp.47.2.184

Información editorial

✉ Correspondencia

acarcasona@unizar.es

Fechas

Recibido: 07.02.2025

Aceptado: 25.04.2025

Publicado: 24.06.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización, M.B., A.C.O.; metodología, M.B., J.F.; investigación, M.B., J.F.; redacción—preparación del borrador original, M.B., J.F., P.P.; redacción—revisión y edición, A.C.O.; supervisión, A.C.O. Todos los autores han leído y aprobado la versión publicada del manuscrito.

Agradecimientos

Los autores expresan su agradecimiento al Prof. Carlos Cuevas-Covarrubias, de la Facultad de Ciencias Actuariales de la Universidad Anáhuac, por su valioso apoyo en los cálculos matemáticos de la sección de resultados de este artículo.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Registro

Esta revisión sistemática fue registrada en PROSPERO (CRD42024605747).

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Badía M, Figueroa J, Penagos P, Carcasona-Otal A. Técnicas de fisioterapia invasiva en la tendinopatía rotuliana. Revisión sistemática. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e11. doi: 10.63360/ipmm.v1.e11

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

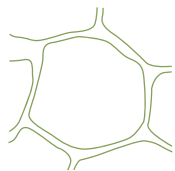
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e15

Revisión Sistemática

Eficacia Comparativa de la Terapia con Ondas de Choque Extracorpóreas, el Plasma Rico en Plaquetas y las Inyecciones de Corticosteroides en el Síndrome Doloroso del Trocánter Mayor: Revisión Sistemática de Ensayos Controlados Aleatorizados

Mohammed Ashkanani¹  0009-0000-5899-0770

Ali Ashkanani¹  0009-0005-9834-9036

Mohammad Husain¹  0009-0002-5212-100X

Mahdi Garashi¹  0009-0005-2780-9138

Zaid Al Boloushi²  0000-0002-0842-1104

¹Ministry of Health Mubarak Hospital, State of Kuwait.

²Ministry of Health Jaber Hospital, State of Kuwait.

RESUMEN

Antecedentes y objetivos: El síndrome doloroso del trocánter mayor (SDTM) es una afección común caracterizada por dolor crónico en la región lateral de la cadera, especialmente entre mujeres de 40 a 60 años. Se emplean diversas opciones no quirúrgicas, como las inyecciones de corticosteroides (CSI), las inyecciones de plasma rico en plaquetas (PRP) y la terapia con ondas de choque extracorpóreas (ESWT), pero su eficacia comparativa sigue siendo incierta. El objetivo de esta revisión sistemática fue evaluar la eficacia de la ESWT en comparación con el PRP y la CSI en el tratamiento del SDTM.

Métodos: En marzo de 2025 se realizó una búsqueda bibliográfica sistemática en PubMed, OVID Medline y Embase, siguiendo las directrices PRISMA. Se incluyeron ensayos clínicos aleatorizados (ECA) que evaluaban la ESWT, el PRP y la CSI para el SDTM. Un total de 16 ECAs cumplieron los criterios de inclusión: 6 sobre ESWT, 6 sobre PRP y 4 sobre CSI. La calidad metodológica se valoró mediante la escala PEDro y la herramienta Cochrane Risk of Bias Tool. Se extrajeron las puntuaciones de la Escala Visual Analógica (EVA) para comparar el dolor basal y su evolución a los 3, 6 y 12 meses. Las herramientas más utilizadas para evaluar la función y la calidad de vida fueron el Harris Hip Score (HHS) y su versión modificada (mHHS).

Resultados: Los tres tratamientos (ESWT, PRP y CSI) mostraron una reducción del dolor y una mejora de la función y la calidad de vida, según la EVA y otras escalas funcionales. En total, se agruparon 1.275 pacientes en los 16 ECAs, lo que mejoró la consistencia y la comparabilidad de los datos. La ESWT evidenció el mayor alivio del dolor a los 3 meses (EVA 3,14), frente al PRP (3,39) y la CSI (3,78). A los 12 meses, la ESWT y la CSI presentaron resultados similares (EVA 3,71), mientras que el PRP obtuvo una puntuación más elevada (4,52). No obstante, la heterogeneidad

dad en los protocolos de tratamiento y las características basales de los pacientes limita la comparación directa y la generalización de los hallazgos.

Discusión y conclusión: La ESWT parece proporcionar un alivio rápido y sostenido del dolor, así como beneficios funcionales en el SDTM. La CSI ofrece efectos comparables a largo plazo, mientras que el PRP muestra una eficacia moderada a medio plazo. La evaluación GRADE calificó la evidencia como moderada para las tres intervenciones no quirúrgicas en la reducción del dolor en el SDTM. Sin embargo, se requieren más investigaciones de alta calidad y con protocolos estandarizados.

Palabras clave: síndrome doloroso del trocánter mayor; inyecciones de corticosteroides; plasma rico en plaquetas; terapia con ondas de choque extracorpóreas; revisión sistemática; terapias conservadoras no quirúrgicas.

1. Introducción

El síndrome de dolor trocantérico mayor (SDTM) es una condición musculoesquelética caracterizada por dolor crónico en la región lateral del muslo y glútea. Se observa con mayor frecuencia en mujeres entre los 40 y 60 años. El SDTM representa aproximadamente el 20% de los casos de dolor de cadera en pacientes que acuden a atención primaria. Estudios recientes muestran una incidencia anual que varía entre 1.8 y 5.6 casos por cada 1000 personas, con una prevalencia de aproximadamente el 17.6% en adultos de 50 a 79 años que viven en la comunidad. Estas cifras subrayan la considerable carga global del SDTM. Aunque tradicionalmente se atribuía el SDTM a la bursitis trocantérica, estudios recientes han demostrado la implicación de tendinopatías de los músculos glúteos y otras estructuras peritrocantéricas⁽¹⁾. El SDTM se consideradifícil de evaluar debido a la anatomía compleja de las estructuras peritrocantéricas⁽²⁾. Esta introducción proporciona una visión general completa del SDTM, abarcando su etiología, fisiopatología, presentación clínica, evaluación diagnóstica y estrategias de manejo no quirúrgico, con un enfoque particular en la terapia de ondas de choque extracorpórea (ESWT, por sus siglas en inglés).

1.1 Etiología y fisiopatología

La etiología del SDTM es multifactorial, involucrando factores tanto intrínsecos como extrínsecos. Los factores intrínsecos incluyen debilidad de los músculos glúteos, alteraciones biomecánicas de la cadera y discrepancias en la longitud de las piernas, lo cual genera un aumento de las fuerzas tensiles y compresivas sobre las estructuras peritrocantéricas. Los factores extrínsecos comprenden lesiones por sobreuso, traumatismos directos y fricción repetitiva de la banda iliotibial sobre el trocánter mayor⁽¹⁾. Si bien algunos pacientes pueden presentar bursitis trocantérica, estudios histopatológicos sugieren que el SDTM se debe principalmente a tendinopatías de los músculos glúteo medio y menor. La inflamación de la bursa se desarrolla a menudo de forma secundaria por la fricción repetida entre el trocánter mayor y la banda iliotibial (BIT)⁽⁴⁾. Las ideas emergentes sobre la fisiopatología del SDTM indican una base multifactorial. Desde una perspectiva biomecánica, la sobrecarga crónica y la fricción provocadas por patrones de marcha alterados o tensión en la BIT pueden contribuir a cambios degenerativos en los tendones glúteos⁽²⁾. Además, hay evidencia de participación neurofisiológica, ya que los pacientes con SDTM pueden experimentar sensibilización central y periférica, lo que amplifica

el procesamiento del dolor. Esto lleva a síntomas persistentes incluso después de que la lesión tisular inicial se haya resuelto. Por ejemplo, se ha implicado la elevación de niveles de neuropeptidos relacionados con el dolor, como el péptido relacionado con el gen de la calcitonina (CGRP), en el dolor crónico de cadera lateral, y la ESWT puede ejercer efectos analgésicos en parte al reducir la liberación de dichos mediadores⁽³⁾.

1.2 Presentación clínica

Los pacientes con SDTM típicamente se presentan con dolor lateral de cadera que puede irradiarse hacia la pierna, a menudo acompañado de parestesias y dificultad para acostarse sobre el lado afecto⁽¹⁾. El dolor se describe comúnmente como sordo o molesto, y puede intensificarse durante actividades como caminar, subir escaleras o permanecer sentado durante mucho tiempo. El examen físico revela comúnmente sensibilidad sobre el trocánter mayor, y el dolor puede ser provocado con la abducción y rotación externa de la cadera, ya sea de forma pasiva, activa o contra resistencia. Esto se evalúa comúnmente mediante pruebas clínicas como la prueba de apoyo en una sola pierna (Single Leg Stance, SLS), la prueba de desrotación externa resistida (ADD-R), y la prueba de flexión–aducción–rotación externa con resistencia (FADER-R), útiles para provocar dolor y apoyar el diagnóstico. El signo de salto a la palpación del trocánter mayor es un hallazgo característico^(1,4).

1.3 Evaluación diagnóstica

Una historia clínica completa y un examen físico detallado son esenciales para diagnosticar el dolor lateral de cadera. El diagnóstico es principalmente clínico, apoyado por pruebas de imagen como la ecografía y la resonancia magnética (RM), que ayudan a excluir otras patologías. La ecografía puede revelar engrosamiento del tendón glúteo o distensión bursátil, mientras que la RM puede detectar tendinopatías, desgarros tendinosos o bursitis. Además, la RM puede ayudar a descartar causas alternativas como necrosis avascular, pinzamiento femoroacetabular, patología del labrum, síndrome de cadera en resorte e impingement isquiofemoral, que pueden imitar o coexistir con el SDTM^(2,4). El diagnóstico temprano y preciso del SDTM es crucial, ya que los retrasos y la mala gestión pueden empeorar el pronóstico debido al desarrollo de síntomas persistentes. Los diagnósticos diferenciales incluyen artrosis de cadera, radiculopatía lumbar y dolor referido de la articulación sacroilíaca, lo que requiere una evaluación clínica minuciosa⁽²⁾.

1.4 Opciones de tratamiento

La mayoría de los casos de SDTM pueden manejarse eficazmente en un entorno de atención primaria utilizando tratamientos conservadores. Estas intervenciones iniciales incluyen evitar actividades que exacerban los síntomas y realizar fisioterapia o ejercicios domiciliarios para fortalecer y estirar los músculos de la cadera. Los tratamientos farmacológicos se centran principalmente en el uso de antiinflamatorios no esteroides (AINEs) para aliviar el dolor y reducir la inflamación. Los AINEs pueden ser beneficiosos para la tendinopatía aguda; sin embargo, deben evitarse en casos crónicos^(2,5). La administración de inyecciones de corticosteroides es otra estrategia común utilizada para reducir la inflamación y proporcionar alivio del dolor a corto plazo. Estas inyecciones suministran una dosis dirigida de cortisona, a menudo en combina-

ción con un anestésico local como la lidocaína⁽⁵⁾. A pesar de estas intervenciones, algunos pacientes pueden seguir experimentando síntomas persistentes, lo que lleva a explorar terapias avanzadas alternativas como las inyecciones de plasma rico en plaquetas (PRP) y la terapia de ondas de choque extracorpórea (ESWT)⁽⁴⁾. El PRP es una concentración de plaquetas derivada de la propia sangre del paciente, que contiene factores de crecimiento que promueven la curación. Cuando se inyecta en tejidos lesionados, el PRP libera estos factores de crecimiento, estimulando la proliferación celular y la regeneración tisular⁽⁶⁾. La ESWT se discutirá en detalle en la siguiente sección. La intervención quirúrgica se considera solo como último recurso en los casos que no responden al manejo conservador⁽⁴⁾.

1.5 Terapia de ondas de choque extracorpórea (ESWT)

La ESWT ha surgido como una modalidad de tratamiento no invasiva para diversos trastornos musculoesqueléticos, incluido el SDTM. Consiste en la aplicación de ondas de choque sobre los tejidos afectados para promover la curación y aliviar el dolor. Comprender sus mecanismos de acción y los diferentes tipos de ESWT es crucial para optimizar los resultados terapéuticos⁽⁵⁾.

1.5.1 Mecanismos de acción

La ESWT implica la aplicación de ondas acústicas que transmiten energía a través de los tejidos, induciendo una variedad de respuestas biológicas. El mecanismo principal es la mecanotransducción, en la cual los estímulos mecánicos se convierten en señales bioquímicas que promueven la regeneración y reparación de tejidos. Este proceso mejora la angiogénesis, es decir, la formación de nuevos vasos sanguíneos, lo que mejora el suministro de sangre al área afectada y facilita la curación^(4,7). Además, la ESWT modula la inflamación al influir en la producción de óxido nítrico y otros mediadores antiinflamatorios, reduciendo así el dolor y la hinchazón. Asimismo, se ha demostrado que la ESWT induce la pérdida selectiva de fibras nerviosas sensoriales no mielinizadas, lo que conduce a una analgesia prolongada sin afectar la función motora^(3,7).

1.5.2 Tipos de ESWT

Existen dos tipos principales de ESWT: la focal y la radial, que difieren en sus métodos de generación y características de penetración tisular. La ESWT focal (F-ESWT) transmite ondas de choque a un punto focal específico, permitiendo una dirección precisa hacia los tejidos. La F-ESWT se genera mediante fuentes electrohidráulicas, electromagnéticas o piezoeléctricas, proporcionando ondas de alta energía que facilitan la penetración tisular. La técnica electrohidráulica utiliza una descarga eléctrica de alto voltaje para crear una onda de choque en agua, que luego se dirige hacia el área de tratamiento. El método electromagnético genera un campo magnético que produce ondas de choque. En la técnica piezoeléctrica se utilizan cristales que se expanden y contraen en respuesta a impulsos eléctricos, generando ondas de choque precisas⁽⁸⁾.

Por otro lado, la ESWT radial (R-ESWT) produce ondas de presión que se dispersan radialmente desde la punta del aplicador, afectando los tejidos superficiales. Las ondas radiales se generan comúnmente de forma neumática, donde un proyectil es acelerado y golpea un transmisor,

produciendo la onda de choque. A medida que la onda viaja, su presión máxima se encuentra en el punto de origen y disminuye gradualmente al penetrar más profundamente en el tejido. En comparación con la F-ESWT, la R-ESWT se utiliza principalmente para tratar áreas más amplias y superficiales del cuerpo⁽³⁾. Ambos tipos se han utilizado para el SDTM en la práctica clínica. La ESWT focal puede seleccionarse para tratar puntos degenerativos específicos en los tendones glúteos, mientras que la radial puede usarse para un dolor lateral de cadera más difuso o si se desea una estimulación más amplia. La elección de la técnica depende de la disponibilidad y la preferencia del profesional, pero ambas buscan lograr efectos biológicos similares en el tendón⁽⁹⁾. La R-ESWT suele ser más accesible y rentable, por lo que es una opción común en entornos ambulatorios, mientras que la F-ESWT entrega una energía más profunda y precisa, siendo más adecuada para patologías localizadas. Aunque la evidencia actual no favorece claramente una modalidad sobre la otra, los estudios en curso siguen evaluando su eficacia relativa y los resultados a largo plazo^(8,9).

Dada la evidencia limitada y mixta sobre la eficacia de la ESWT para el SDTM, esta revisión sistemática evaluará y comparará críticamente la efectividad de la ESWT frente a otras modalidades de tratamiento no quirúrgicas para el SDTM. En comparación con tratamientos como las inyecciones de corticosteroides, que pueden proporcionar solo un alivio a corto plazo, u otros tratamientos de fisioterapia, que puede no resolver completamente los síntomas en casos crónicos, la ESWT ofrece una alternativa prometedora debido a su mecanismo no invasivo y su potencial regenerativo⁽⁵⁾. Al analizar la evidencia clínica disponible, esta revisión busca determinar si la ESWT ofrece las mejoras más significativas en cuanto a dolor, funcionalidad y satisfacción general del paciente en comparación con otros tratamientos en pacientes con SDTM.

2. Métodos

Esta revisión sistemática se realizó siguiendo las directrices de los Elementos Preferidos para Informes de Revisiones Sistemáticas y Meta-Análisis (PRISMA) y está registrada en el Registro Internacional Prospectivo de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO) con el número de referencia CRD420251006652.

2.1 Criterios de Elegibilidad

El marco PRISMA PICOS se compone de cinco categorías distintas que facilitan la evaluación de los artículos susceptibles de ser incluidos en la investigación. Estas categorías son: Población (P), Intervenciones (I), Comparadores (C), Resultados (O) y Diseño del Estudio (S). Se restringió la búsqueda a ensayos clínicos y artículos en idioma inglés para asegurar la rigurosidad metodológica y promover una evaluación e interpretación precisas. Los estudios en idiomas distintos al inglés fueron excluidos debido a la carencia de recursos de traducción confiables, lo que podría introducir errores interpretativos o sesgos. Las mujeres posmenopáusicas fueron excluidas, dado que esta población presenta características hormonales y musculoesqueléticas específicas que pueden influir en la percepción del dolor, la estructura tendinosa y la respuesta al tratamiento, lo que podría comprometer la generalización de los hallazgos a la población general de SDTM sin estos factores.

A- Población

- Inclusión: Se incluyeron estudios centrados en pacientes mayores de 18 años con diagnóstico de SDTM. No se requirió un número mínimo de pacientes.
- Exclusión: Se excluyeron los estudios si la población incluía mujeres embarazadas, niños, pacientes con cáncer o si la población del estudio se limitaba únicamente a mujeres posmenopáusicas.

B- Intervención

- Inclusión: Se incluyeron estudios que investigaron ESWT, PRP y CSI para SDTM.
- Exclusión: Se excluyeron los artículos centrados en intervenciones quirúrgicas.

C- Comparador

- Inclusión: No se aplicaron criterios de inclusión específicos basados exclusivamente en las condiciones del comparador.
- Exclusión: Estudios que comparan la intervención con intervenciones quirúrgicas.

D- Resultado

- Inclusión: Se incluyeron los artículos que informaban sobre resultados en dolor, función y satisfacción del paciente en pacientes con SDTM.
- Exclusión: Se excluyeron los estudios centrados en resultados irrelevantes para nuestra investigación.

E- Diseño del estudio

- Inclusión: Se incluyeron todas las fases de los ensayos clínicos (ensayos controlados aleatorizados: simple ciego, doble ciego, de grupos paralelos, cruzados, por conglomerados, factoriales y adaptativos). Se excluyeron los estudios en idiomas distintos del inglés.
- Exclusión: Se excluyeron todos los estudios no aleatorios (estudios piloto, revisiones sistemáticas, estudios de cohorte, informes de casos, estudios de casos y controles, y estudios no aleatorizados).

2.2 Fuentes de Datos y Estrategia de Búsqueda

El 4 de marzo de 2025, se realizó una búsqueda electrónica exhaustiva de la literatura en las bases de datos PubMed, OVID Medline y Embase para identificar estudios sobre tratamientos conservadores y no quirúrgicos para el síndrome de dolor trocantérico mayor (SDTM). Los términos de búsqueda fueron estructurados para abarcar una amplia gama de intervenciones, incluyendo: (Plasma Rico en Plaquetas o PRP), (Punción Seca), (terapia de ondas de choque extracorpórea o ESWT), (ondas de choque), (Ondas de Choque), (inyección), (corticosteroide), (glucocorticoide), (Ejercicio), (infiltración), (acupuntura) y (no quirúrgico), combinados con el término (síndrome doloroso del trocánter mayor). Los términos fueron adaptados para cada base de datos utilizando los campos de título/resumen. Además, se revisaron manualmente las listas de referencias de los artículos incluidos para identificar estudios potencialmente omitidos.

2.3 Selección de Estudios

Para determinar si los estudios cumplían con los criterios de inclusión, tres revisores independientes (AHA, MKA y MAH) evaluaron cada informe por separado, siguiendo una metodología estandarizada establecida antes de la búsqueda para minimizar el sesgo. Tras completar sus evaluaciones, compararon sus hallazgos. Las discrepancias entre los revisores se resolvieron mediante discusión con un cuarto revisor (MMG), quien utilizó Rayyan para respaldar su proceso de toma de decisiones.

Los registros duplicados fueron identificados y eliminados utilizando EndNote y Rayyan, lo que redujo el número total de artículos. Posteriormente, los títulos y resúmenes fueron cribados en busca de relevancia con respecto a la pregunta de investigación utilizando Rayyan, lo que resultó en la exclusión de estudios no relacionados con el manejo no quirúrgico del SDTM. Los artículos restantes fueron seleccionados para una evaluación más detallada.

A continuación, se realizó una evaluación de elegibilidad a texto completo, y solo se seleccionaron los estudios que cumplían con todos los criterios de inclusión. Algunos artículos fueron excluidos debido a la población específica estudiada. El conjunto final de artículos elegibles fue incluido en esta revisión sistemática.

2.4 Proceso de Extracción de Datos

Tres revisores (AHA, MKA y MAH) extrajeron de forma independiente los datos de los artículos, y los resultados fueron comparados para garantizar la coherencia. Todos los revisores siguieron un proceso específico durante la extracción de datos, alineado con los criterios de inclusión y exclusión previamente establecidos. Las discrepancias se resolvieron con la participación de un cuarto revisor (MMG).

2.5 Evaluación de la Calidad Metodológica/Riesgo de Sesgo

Se utilizaron dos herramientas para evaluar la calidad metodológica y el riesgo de sesgo en los 16 ensayos clínicos elegibles: la Escala de la Base de Datos de Evidencia en Fisioterapia (escala PEDro) y la Herramienta Cochrane de Evaluación del Riesgo de Sesgo. Todos los artículos fueron revisados de forma independiente utilizando ambas herramientas por tres revisores (AHA, MKA y MAH), y sus evaluaciones individuales fueron comparadas y discutidas para asegurar el consenso.

Primero, se utilizó la escala PEDro para evaluar la calidad metodológica y, en parte, el riesgo de sesgo. La escala PEDro es una herramienta validada, comúnmente utilizada para evaluar la calidad de ensayos clínicos en el campo de la fisioterapia. Consiste en una lista de verificación de 11 ítems centrados en el diseño del ensayo, la ejecución y el análisis estadístico. Cada criterio se puntúa con uno si se cumple y con cero si no se cumple. La lista evalúa si los criterios de inclusión fueron claramente definidos, si los participantes fueron asignados aleatoriamente, si la aleatorización fue oculta, la similitud de los grupos en la línea base, el cegamiento de los sujetos, el cegamiento de los terapeutas, el cegamiento de los evaluadores, la adecuación del seguimiento, el análisis por intención de tratar, las comparaciones entre grupos y la presentación de estimaciones puntuales y medidas de variabilidad como las desviaciones estándar.

La puntuación total de la escala PEDro varía de 0 a 10, ya que el primer ítem (criterios de elegibilidad) no se incluye en la puntuación total. Los ensayos clínicos con una puntuación de 6 o más se consideran de alta calidad metodológica, aquellos con puntuación de 4 a 5 se consideran de calidad moderada, y los que obtienen una puntuación inferior a 4 se clasifican como de baja calidad.

En segundo lugar, se utilizó la Herramienta Cochrane de Evaluación del Riesgo de Sesgo para evaluar el riesgo de sesgo en siete dominios: aleatorización y ocultamiento de la asignación, cegamiento de los participantes y terapeutas, cegamiento de los evaluadores de resultados, manejo de datos faltantes, reporte de los resultados planificados y otras fuentes potenciales de sesgo. Esta herramienta evalúa la probabilidad de sesgos de selección, de desempeño, de detección, de abandono y de notificación.

Cada revisor evaluó los siete dominios para cada estudio asignando juicios de "riesgo bajo", "riesgo alto" o "riesgo incierto" a cada dominio. El riesgo de sesgo general de cada estudio se determinó agregando los juicios en todos los dominios.

Además, se utilizó el enfoque GRADE para evaluar la certeza de la evidencia en cinco dominios: riesgo de sesgo, inconsistencia, evidencia indirecta, imprecisión y sesgo de publicación. La evaluación fue representada mediante gráficos de bosque (forest plots), distribuciones del tamaño del efecto y los intervalos de confianza. Se utilizaron herramientas visuales como los gráficos de bosque, los diagramas de inconsistencia (p. ej., gráfico de embudo y estadístico I^2) para interpretar la heterogeneidad y guiar las decisiones de reducción de certeza. Cada dominio fue evaluado de forma independiente por los revisores antes de llegar a un consenso.

2.6 Proceso de formulación del promedio de datos

El objetivo de esta investigación es comparar diversas terapias conservadoras utilizadas en el manejo del síndrome de dolor trocantérico mayor (SDTM). Para ello, evaluamos tres terapias principales: terapia de ondas de choque extracorpórea (ESWT), plasma rico en plaquetas (PRP) e inyecciones de corticosteroides (CSI). Diversos ensayos clínicos emplearon distintas medidas de resultado para evaluar la eficacia de estas intervenciones. Una de las medidas más comúnmente utilizadas es la Escala Analógica Visual (EAV o VAS, por sus siglas en inglés), que evalúa la intensidad del dolor.

En este estudio, utilizamos la siguiente ecuación para calcular la puntuación promedio de VAS para cada terapia conservadora en los siguientes momentos: línea basal, a los 3 meses, 6 meses y 12 meses.

$$\text{Promedio (EVA)} = \frac{(\text{Puntuación EVA ensayo 1} \times \text{tamaño cohorte ensayo 1}) + (\text{Puntuación EVA ensayo 2} \times \text{tamaño cohorte ensayo 2}) + \dots}{\text{Tamaño total de cohorte en todos los ensayos}}$$

3. Resultados

3.1 Selección de Estudios

Se recopiló un total de 432 estudios a partir de tres bases de datos electrónicas: PubMed, OVID Medline y Embase. Tras aplicar los límites y cribar los registros, se eliminaron 389 artículos utilizando EndNote y Rayyan, lo que redujo el número total de artículos a 43. Posteriormente, los títulos y resúmenes fueron evaluados en busca de relevancia para la pregunta de revisión utilizando Rayyan, lo que llevó a la exclusión de 24 estudios que no estaban relacionados con el manejo no quirúrgico del SDTM. Este proceso dejó 19 artículos para una evaluación más detallada.

Se realizó posteriormente una evaluación de elegibilidad a texto completo, y solo se seleccionaron aquellos estudios que cumplían con todos los criterios de inclusión. Tres artículos fueron excluidos debido a la población específica estudiada, lo que resultó en un total final de 16 artículos elegibles para su inclusión en esta revisión sistemática. La Figura 1 presenta un resumen de los criterios de inclusión y exclusión aplicados en este estudio.

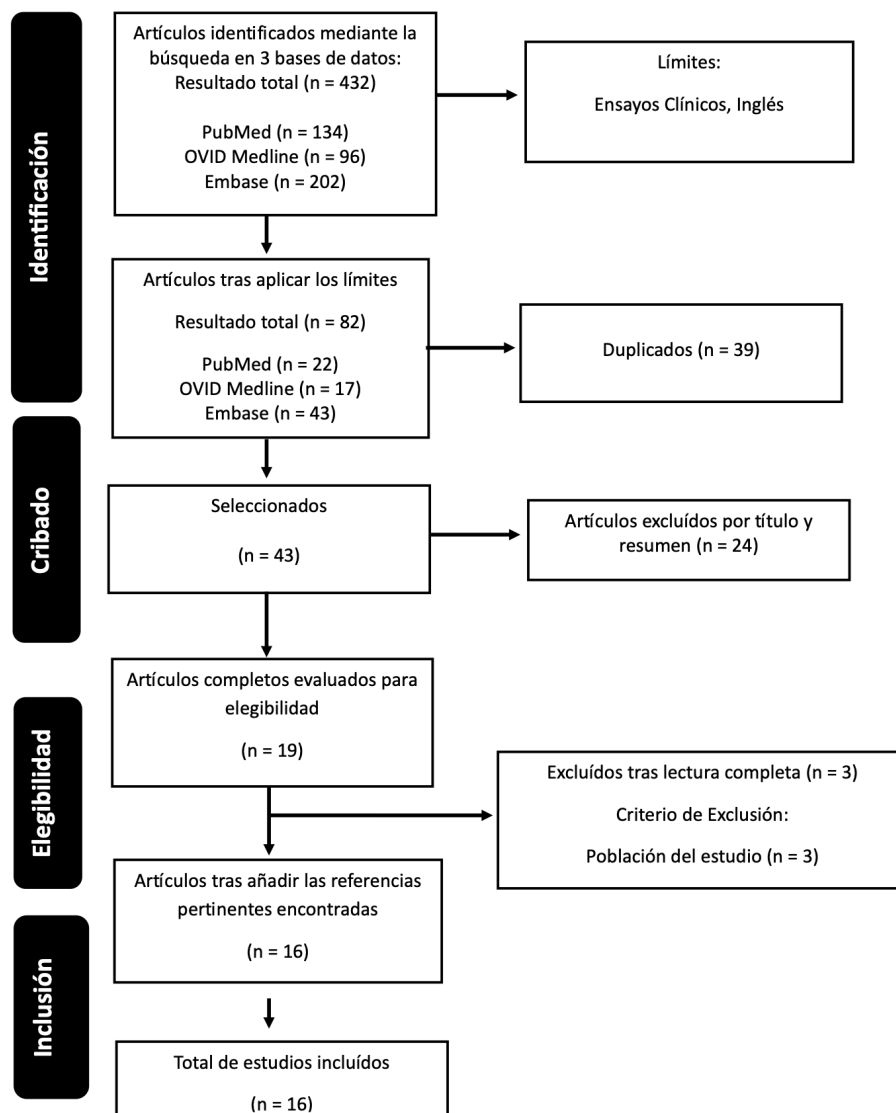


Figura 1. Diagrama de Flujo PRISMA.

3.2 Características de los Estudio.

La Tabla 1 resume las principales características de los 16 estudios incluidos, abarcando las intervenciones con ESWT, PRP y CSI.

3.2.1 Características de la Muestra

Un total de 1.275 individuos diagnosticados con SDTM fueron incluidos en todos los estudios. Estos pacientes presentaban dolor lateral de cadera, sensibilidad sobre el trocánter mayor e incomodidad al caminar, subir escaleras o al recostarse sobre el lado afectado. De la muestra total, 168 participantes fueron hombres (13,1%) y 1.107 mujeres (86,8%). La edad media global de los participantes fue de 57,99 años. Al estratificar por grupo de tratamiento, los estudios que evaluaron ESWT incluyeron 471 participantes (86 hombres y 385 mujeres), los de PRP involucraron a 391 participantes (41 hombres y 350 mujeres), y los de CSI incluyeron un total de 413 participantes (41 hombres y 372 mujeres).

3.2.2 Intervención y Seguimiento

Un total de 16 ECAs fueron elegibles para su inclusión en esta revisión, cada uno evaluando diferentes opciones de manejo no quirúrgico para el SDTM. Seis ECAs evaluaron la eficacia de la ESWT en la reducción del dolor y la mejora de la función⁽¹⁰⁻¹⁵⁾. Otros seis ECAs investigaron el papel de las inyecciones de PRP en el tratamiento de pacientes con SDTM⁽¹⁶⁻²¹⁾. Finalmente, cuatro ECAs examinaron los efectos de las CSI sobre el alivio del dolor y la calidad de vida⁽²²⁻²⁵⁾.

Los 16 ECAs se resumen y analizan en esta sección, con breves definiciones de las medidas de resultado utilizadas en cada ensayo. Además, se evaluó y calificó la calidad metodológica y el riesgo de sesgo de cada estudio.

3.2.3 Resultados

Las medidas de resultado son herramientas esenciales para evaluar la eficacia de las intervenciones, especialmente en investigación musculoesquelética y ortopédica. En esta revisión se emplearon diferentes medidas para valorar el dolor, la función física, la mejoría global percibida por el paciente y la calidad de vida, generalmente cuantificadas mediante escalas y puntuaciones numéricas.

Tanto la Numerical Pain Rating Scale (pNRS) como la Escala Visual Analógica (EVA) se utilizaron para medir la intensidad del dolor en una escala de 0 a 10, donde puntuaciones más altas indican mayor dolor. Asimismo, el Harris Hip Score (HHS) y su versión modificada (mHHS) se emplearon para evaluar la función de la cadera, en una escala de 0 a 100, en la que puntuaciones más altas reflejan mejor función.

Tabla 1. Resumen de las características de los ECAs.

Estudio	Población		Grupo tratamiento	Parámetros	Grupo control
	Tratamiento	Control			
Heaver et al., 2021 ⁽¹¹⁾	Total 95		F-ESWT	Impulsos: 2500, Guía: palpación, Objetivo: área más dolorosa, Densidad de flujo de energía: 0,15–0,35 mJ/mm²	CSI: 80 mg metilprednisolona, 3,5 ml bupivacaína 0,5% y 3,5 ml lidocaína 1%
	48	47			
Çağlar Yağcı et al., 2023 ⁽¹²⁾	Total 60		R-ESWT	Impulsos: 2000, Guía: palpación, Objetivo: trocánter mayor, Presión: 2 bares, Frecuencia: 12 Hz	CSI: 1 ml de 40 mg triamcinolona + 2 ml prilocaína 2%
	32	28			
Ramon et al., 2020 ⁽¹³⁾	Total 103		F-ESWT electromagnética	Impulsos: 2000, Guía: ecografía, Objetivo: trocánter mayor, Densidad: 0,20 mJ/mm², Frecuencia: 5 Hz	F-ESWT con 2000 impulsos y 0,01 mJ/mm² (mínimo), 5 Hz
	53	50			
Carlisi et al., 2018 ⁽¹⁴⁾	Total 50		F-ESWT	Impulsos: 1800, Guía: ecografía, Objetivo: trocánter mayor, Densidad: 0,15 mJ/mm², Frecuencia: 4 Hz	UST (ROLAND RT-20); 10 días, 10 min/día, 1 MHz, 1,5 W/cm², área 5 cm²
	26	24	Piezoeléctrica		
Notarnicola et al., 2023 ⁽¹⁵⁾	Total 30		F-ESWT electromagnética	Impulsos: 2000, Guía: ecografía, Objetivo: trocánter mayor, Densidad: 0,03–0,17 mJ/mm², Frecuencia: 4 Hz	Ejercicios excéntricos 5 días/semana x 4 semanas (20 sesiones)
	15	15			
Wheeler et al., 2022 ⁽¹⁶⁾	Total 120		R-ESWT	Impulsos: 2000, Guía: palpación, Densidad: máxima tolerada, Frecuencia: 20 Hz	R-ESWT mínima: 500 impulsos, 1,4 bar, 20 Hz
	57	63			
Begkas et al (2020) ⁽¹⁷⁾	Total:24		Inyección única LR-PRP	Kit SW-PRP (NTTL Biologica), Volumen: 4 ml PRP	Inyección única GCCS (metilprednisolona)
	12	12			
Fitzpatrick et al (2018) ⁽¹⁸⁾	Total:80		Inyección única L-PRP	Kit GPS III (Biomet), Plaquetas: 964×10 ⁹ /L, Leucocitos: 35,8×10 ⁹ /L, Volumen: 6–7 ml PRP	Inyección única BCCS
	40	40			
Fitzpatrick et al (2019) ⁽¹⁹⁾	Total:80		Inyección única LR-PRP	Kit GPS III (Biomet), Plaquetas: 964×10 ⁹ /L, Leucocitos: 35,8×10 ⁹ /L, Volumen: 6–7 ml PRP	Inyección única BCCS
	40	40			
Thompson et al (2019) ⁽²⁰⁾	Total: 48		Inyección única PRP	Sistema Recover™, Plaquetas: 1232,2×10 ⁹ /L, Leucocitos: 29,5×10 ⁹ /L, Volumen: 5 ml PRP	PI (5 ml suero salino + 1 ml xilocaína)
	24	24			
Atilano et al (2024) ⁽²¹⁾	Total:81		Inyección única subfascial PRP	Plaquetas: ≈920×10 ⁹ /L, Leucocitos: no evaluado, Volumen: 3–5 ml PRP	Punción entesis
	39	42			
Atchia et al (2025) ⁽²²⁾	Total:79		Inyección única LR-PRP	Kit SW-PRP (NTTL Biologica), Volumen: 4 ml LR-PRP	PI (solución salina 0.9%)
	39	40			
Brinks et al., 2011 ⁽²³⁾	Total:120		CSI	Dosis: 40 mg triamcinolona acetato, Anestésico: lidocaína 1% o 2%, Volumen: 5 ml	UC: Analgesia PRN
	60	60			
Mellor et al., 2016 ⁽²⁴⁾	Total:204		CSI	Dosis: 1 ml Celestone o Kenacort, Anestésico: 2 ml bupivacaína o 1 ml marcaína, Volumen: 2–3 ml	EDX: 14 Sesiones durante 8 semanas o "Watch and see"
	CSI: 66	EDX:69 WS: 69			
Brennan et al, 2017 ⁽²⁵⁾	Total: 43		CSI	Dosis: 2 ml metilprednisolona 80 mg, Anestésico: 4 ml lidocaína 1% + 4 ml marcaína 0,25%, Volumen: 10 ml	PS: aguja 50–100 mm
	22	21			
Nissen et al., 2018 ⁽²⁶⁾	Total: 46		CSI	Dosis: 1 ml betametasona 7 mg, Anestésico: 4 ml lidocaína 1%, Volumen: 5 ml	PI: 5 ml suero salino estéril
	21	25			

ECA = Ensayo clínico aleatorizado; CSI = Inyección de corticoides; PRP = Plasma rico en plaquetas; LR-PRP = Plasma rico en plaquetas y leucocitos; PI = Intervención con placebo; ml = mililitro; mm = milímetro; UST = Terapia por ultrasonido; UC = Cuidados habituales; PS = Punción seca; EDX = Educación más ejercicio; GCCS = Corticoide guiado; BCCS = Corticoide a ciegas; SW-PRP = Plasma rico en plaquetas de sangre total con centrifugación simple; Hz = Hercios.

3.3 Síntesis de Resultados

3.3.1 Terapia de ondas de choque extracorpórea (ESWT)

Los seis ECAs tuvieron como objetivo evaluar el efecto de la ESWT en un total de 471 pacientes con SDTM, en su mayoría mujeres con una edad media de 58.4 años, como se muestra en la Tabla 2. Los ensayos emplearon diferentes configuraciones y modalidades de ESWT. Cuatro estudios utilizaron ESWT focal (F-ESWT) como intervención principal: dos emplearon dispositivos de tipo electromagnético^(13,15), uno de tipo piezoeléctrico⁽¹⁴⁾ y uno no especificó el tipo⁽¹¹⁾. Los otros dos ECAs utilizaron ESWT radial (R-ESWT) como intervención principal^(12,16).

Estos ensayos compararon ESWT con CSI^(11,12), terapia por ultrasonido (UST)⁽¹⁴⁾, ejercicio⁽¹⁵⁾ y placebo^(13,16). Los resultados primarios fueron la reducción del dolor y la mejora de la funcionalidad, evaluados mediante diversas herramientas.

Al comparar ESWT con corticosteroides, tanto Heaver et al. como Çağlar Yağcı et al. informaron de resultados similares a corto y medio plazo^(11,12). Por ejemplo, en el ensayo de Heaver et al., las puntuaciones en la VAS a los 3 meses fueron $44,0 \pm 25,9$ (ESWT) frente a $48,2 \pm 26,5$ (CSI). Sin embargo, a los 12 meses, la ESWT mostró una mejoría superior en el dolor a largo plazo ($37,1 \pm 3,26$ vs. $55,0 \pm 2,87$)⁽¹¹⁾. Roman et al. compararon F-ESWT electromagnética con placebo y encontraron una reducción considerable del dolor a los 2 meses a favor del tratamiento activo (VAS $2,0 \pm 2,1$ vs. $4,7 \pm 2,1$)⁽¹³⁾. Carlisi et al., utilizando F-ESWT piezoeléctrica, demostraron una reducción significativa del dolor frente a UST (p-NRS). A los 2 meses: $2,08 \pm 2,12$ (ESWT) vs. $3,36 \pm 2,14$ (UST); a los 6 meses: $0,79 \pm 1,28$ vs. $2,03 \pm 2,09$ ⁽¹⁴⁾. Notarnicola et al. compararon F-ESWT electromagnética con ejercicio excéntrico y no reportaron diferencias claras en la reducción del dolor a los 2, 4 y 6 meses (p-NRS: $5,4 \pm 2,0$; $4,5 \pm 2,0$; $3,9 \pm 1,8$ [ESWT] vs. $5,5 \pm 1,6$; $5,0 \pm 2,3$; $4,3 \pm 2,6$ [control])⁽¹⁵⁾. Por último, Wheeler et al. evaluaron R-ESWT frente a control. Aunque ambos grupos mostraron mejoría a las 6 semanas, 3 y 6 meses, no hubo diferencias significativas (p-NRS: $5,0 \pm 2,4$; $4,7 \pm 2,6$; $4,6 \pm 2,8$ [tratamiento] vs. $4,5 \pm 2,4$; $4,4 \pm 2,7$; $4,0 \pm 2,7$ [control])⁽¹⁶⁾.

3.3.2 Plasma rico en plaquetas (PRP)

Se realizaron seis ensayos que evaluaron la eficacia del PRP en 392 pacientes con SDTM en diversos entornos clínicos (Tabla 2)⁽¹⁷⁻²²⁾. La mayoría de las poblaciones estaban compuestas principalmente por mujeres con una edad media de 55 años. Se emplearon múltiples preparaciones de PRP, ya que casi cada ensayo utilizó un método distinto de preparación. Tres ensayos compararon PRP con CSI⁽¹⁷⁻¹⁹⁾, dos lo compararon con placebo^(20,22), y uno lo comparó con punción de la entesis⁽²¹⁾.

Begkas et al. y Fitzpatrick et al. reportaron que las inyecciones de CSI mostraron mayor eficacia a corto plazo (primeras 2-4 semanas) en comparación con PRP⁽¹⁷⁻¹⁹⁾. En Begkas et al., a las 4 semanas, los valores VAS fueron $2,56 \pm 0,752$ (CSI) vs. $4,64 \pm 0,789$ (PRP). Sin embargo, a largo plazo (más allá de 12 semanas), el PRP fue considerablemente más efectivo⁽¹⁷⁾. En el ensayo de Atilano et al., PRP se comparó con punción de entesis (VAS). PRP fue superior durante todo el seguimiento. A los 12 meses: 4,03 (PRP) vs. 3,79 (punción)⁽²¹⁾.

En cambio, los ensayos que compararon PRP con placebo no fueron concluyentes. En Thompson et al., el seguimiento a 12 meses con la escala NRS mostró puntuaciones muy similares

entre subgrupos⁽²⁰⁾. En el HIPPO trial, a los 12 meses, los valores fueron prácticamente equivalentes: VAS 5,0 / mHHS 58,6 ± 22,9 (PRP) vs. VAS 5,0 / mHHS 60,0 ± 17,2 (placebo)⁽²²⁾.

3.3.3 Inyecciones de corticosteroides (CSI)

Se llevaron a cabo cuatro ensayos sobre la eficacia de las CSI en pacientes con SDTM en distintos contextos clínicos (Tabla 2)^(23–26). La población de estos estudios estuvo compuesta mayoritariamente por mujeres con una edad media de 59 años. La variable principal de resultado en todos los estudios fue la reducción del dolor, evaluada mediante EVA y NRS.

Brinks et al. reportaron que los pacientes que recibieron CSI experimentaron mayor reducción del dolor en reposo y durante la actividad a los 3 meses respecto al grupo de cuidados habituales (diferencias ajustadas: 1,18 [reposo] y 1,30 [actividad]). A los 12 meses, el dolor disminuyó en ambos grupos sin diferencias significativas (0,14 [reposo], 0,45 [actividad])⁽²³⁾. En el ensayo de Mellor et al., a las 8 semanas, los pacientes del grupo educación + ejercicio (EDX) presentaron menor dolor en NRS que los grupos CSI y watch-and-see (WS) (media: 1,5 ± 1,5 [EDX], 2,7 ± 2,4 [CSI], 3,8 ± 2,0 [WS]). A los 12 meses, EDX mostró mejoría global superior a CSI, aunque las estimaciones de intensidad de dolor fueron similares. Tanto EDX como CSI fueron superiores a WS en reducción del dolor⁽²⁴⁾.

En el ensayo de Brennan et al., una prueba de no inferioridad con un margen de 1.5 puntos mostró que la punción seca (PS) fue no inferior a CSI (rechazando la hipótesis nula de superioridad de CSI). La diferencia máxima en puntuaciones de dolor fue 1,3 ± 2,6 a las 3 semanas⁽²⁵⁾. En el ensayo de Nissen et al., CSI se comparó con suero salino (placebo). La reducción del dolor al mes fue similar en ambos grupos: -1,5 (CSI) vs. -2,5 (placebo)⁽²⁶⁾.

Tabla 2. Resumen de los hallazgos.

ECAs	Hallazgos	
Estudio	Grupo de tratamiento	Grupo control
Heaver et al., 2021 ⁽¹¹⁾	F-ESWT – EVA (media ± DE) Valor basal: 69,8 ± 16,9 3 meses: 44,0 ± 25,9 (p = 0,39) 12 meses: 37,1 ± 3,26 (p = 0,007)	CSI – EVA (media ± DE) Valor basal: 70,1 ± 16,5 3 meses: 48,2 ± 26,5 (p = 0,39) 12 meses: 55,0 ± 2,87 (p = 0,007)
Çağlar Yağcı et al., 2023 ⁽¹²⁾	R-ESWT – EVA (media ± DE) Valor basal: 6,84 ± 0,95 3 sem: 1,09 ± 0,96 (p = 0,001) 3 meses: 1,03 ± 1,03	CSI – EVA (media ± DE) Valor basal: 6,96 ± 0,99 3 sem: 0,78 ± 0,73 (p = 0,001) 3 meses: 0,78 ± 0,83
Ramon et al., 2020 ⁽¹³⁾	F-ESWT – EVA (media ± DE) Valor basal: 6,3 ± 1,8 2 meses: 2,0 ± 2,1 (p = 0,001) HHS línea base: 65,0 ± 13,5 (p = 0,71) HHS 3 meses: 90,4 ± 10,3 (p < 0,001) HHS 6 meses: 91,0 ± 10,3 (p < 0,001)	ESWT simulada – EVA (media ± DE) Valor basal: 6,3 ± 1,4 2 meses: 4,7 ± 2,1 (p = 0,001) HHS línea base: 65,9 ± 11,2 (p = 0,71) HHS 3 meses: 78,0 ± 11,7 (p < 0,001) HHS 6 meses: 79,4 ± 12,5 (p < 0,001)
Carlisi et al., 2018 ⁽¹⁴⁾	F-ESWT – P-NRS (media ± DE) Valor basal: 5,12 ± 2,17 2 meses: 2,08 ± 2,12 (p = 0,02) 6 meses: 0,79 ± 1,28 (p = 0,047)	UST – P-NRS (media ± DE) Valor basal: 4,93 ± 1,72 2 meses: 3,36 ± 2,14 (p = 0,02) 6 meses: 2,03 ± 2,09 (p = 0,047)
Notarnicola et al., 2023 ⁽¹⁵⁾	F-ESWT – P-NRS (media ± DE) Valor basal: 8,3 ± 0,9 2 meses: 5,4 ± 2,0 6 meses: 3,9 ± 1,8	Ejercicio excéntrico – P-NRS (media ± DE) Valor basal: 7,7 ± 1,4 2 meses: 5,5 ± 1,6 6 meses: 4,3 ± 2,6
Wheeler et al., 2022 ⁽¹⁶⁾	R-ESWT (3 sesiones) – P-NRS (media ± DE) Valor basal: 6,7 ± 1,5 3 meses: 4,7 ± 2,6 (p = 0,686) 6 meses: 4,6 ± 2,8 (p = 0,841)	R-ESWT dosis mínima – P-NRS (media ± DE) Valor basal: 6,1 ± 1,8 3 meses: 4,4 ± 2,7 (p = 0,686) 6 meses: 4,0 ± 2,7 (p = 0,841)

ECAs	Hallazgos	
Estudio	Grupo de tratamiento	Grupo control
Begkas et al., 2020 ⁽¹⁷⁾	PRP – EVA (media ± DE) Pre-inyección: 7,21 ± 0,76 (p > 0,05) 3 meses: 3,16 ± 0,87 (p < 0,05) 6 meses: 1,52 ± 0,51 (p < 0,05)	CSI – EVA (media ± DE) Pre-inyección: 7,15 ± 0,58 (p > 0,05) 3 meses: 6,57 ± 0,92 (p < 0,05) 6 meses: 6,98 ± 0,69 (p < 0,05)
	HHS (media ± DE) Valor basal: 55,91 ± 9,82 (p > 0,05) 3 meses: 86,12 ± 0,78 (p < 0,05) 6 meses: 96,17 ± 0,71 (p < 0,05)	HHS (media ± DE) Valor basal: 56,72 ± 9,93 (p > 0,05) 3 meses: 86,61 ± 4,71 (p < 0,05) 6 meses: 57,92 ± 11,13 (p < 0,05)
Fitzpatrick et al., 2018 ⁽¹⁸⁾	L-PRP – mHHS (media ± DE) Valor basal: 53,77 ± 12,08 6 sem: 68,79 ± 13,33 3 meses: 74,05 ± 13,92 (p = 0,04)	CSI – mHHS (media ± DE) Valor basal: 54,15 ± 10,88 6 sem: 69,51 ± 14,78 3 meses: 67,13 ± 16,04 (p = 0,04)
Fitzpatrick et al., 2019 ⁽¹⁹⁾	L-PRP – mHHS (media ± DE) 6 meses: 77,60 ± 11,88 (p = 0,0003) 12 meses: 78,18 ± 14,53 24 meses: 82,59 ± 9,71 (p < 0,0001)	CSI – mHHS (media ± DE) 6 meses: 65,72 ± 14,78 (p = 0,0003) 12 meses: 70,53 ± 23,80 24 meses: 71,27 ± 25,78 (p < 0,0001)
Thompson et al., 2019 ⁽²⁰⁾	PRP – NRS (peor dolor) Valor basal: 6 3 meses: 3 12 meses: 0	PI – NRS (peor dolor) Valor basal: 7 3 meses: 3,5 12 meses: 2
Atilano et al., 2024 ⁽²¹⁾	PRP – EVA (media) 3 meses: 2,35 (p = 0,058) 6 meses: 2,87 (p = 0,862) 12 meses: 4,03 (p = 0,716)	DN – EVA (media) 3 meses: 1,02 (p = 0,058) 6 meses: 2,99 (p = 0,862) 12 meses: 3,79 (p = 0,716)
Atchia et al., 2025 ⁽²²⁾	PRP – EVA (mediana) Valor basal: 6,0 (p = 0,47) 3 meses: 4,5 (p = 0,98) 12 meses: 5,0 (p = 0,31)	PI – EVA (media) Valor basal: 7,0 (p = 0,47) 3 meses: 4,5 (p = 0,98) 12 meses: 5,0 (p = 0,31)
	mHHS (media) Valor basal: 49,5 (p = 0,056) 3 meses: 59,0 (p = 0,27) 12 meses: 58,6 (p = 0,77)	mHHS (media) Valor basal: 43,5 (p = 0,056) 3 meses: 54,2 (p = 0,27) 12 meses: 60,0 (p = 0,77)
Brinks et al., 2011 ⁽²³⁾	CSI – EVA (media) Valor basal: 5 en reposo, 6,9 en actividad 3 meses: 2,4 en reposo, 3,7 en actividad 12 meses: 2,1 en reposo, 2,8 en actividad	UC – EVA (media) Valor basal: 5,4 en reposo, 6,8 en actividad 3 meses: 3,8 en reposo, 4,9 en actividad 12 meses: 2,3 en reposo, 3,4 en actividad
Mellor et al., 2016 ⁽²⁴⁾		EDX – NRS (media ± DE) 8 sem: 1,5 ± 1,5 3 meses: 1,7 ± 1,7 12 meses: 2,1 ± 2,2
	CSI – NRS (media ± DE) 8 sem: 2,7 ± 2,4 3 meses: 2,5 ± 2,1 12 meses: 2,3 ± 1,9	WS – NRS (media ± DE) 8 sem: 3,8 ± 2,0 3 meses: 3,6 ± 2,2 12 meses: 3,2 ± 2,6
Brennan et al., 2017 ⁽²⁵⁾	CSI – NRS (media ± DE) Valor basal: 6,1 ± 2,1 3 sem: 2,7 ± 2,9 6 sem: 3,9 ± 3,7	DN – NRS (media ± DE) Valor basal: 5,4 ± 1,8 3 sem: 4,0 ± 2,2 6 sem: 2,8 ± 2,4
Nissen et al., 2018 ⁽²⁶⁾	CSI – NRS (media) Valor basal: 6,1 2 sem: 3,9 4 sem: 4,4	PI – NRS (media) Valor basal: 6,6 2 sem: 4,4 4 sem: 4,3

Nota: ECA = Ensayo clínico aleatorizado, EVA = Escala Visual Analógica, NRS = Escala Numérica de Valoración, HHS = Harris Hip Score, mHHS = Harris Hip Score Modificado, CSI = Inyección de corticoesteroides, PRP = Plasma rico en plaquetas, LR-PRP = Plasma rico en plaquetas con leucocitos, DE = Desviación estándar, PI = Intervención con placebo, UC = Cuidados habituales, DN = Punción seca, EDX = Educación más ejercicio.

3.3.4 Comparación de F-ESWT, PRP y CSI mediante EVA

La Tabla 3 resume las puntuaciones medias en la EVA en las tres principales terapias conservadoras evaluadas: F-ESWT, PRP y CSI. Las tres terapias presentaron puntuaciones basales similares en la EVA, con medias de 6,62; 6,28 y 6,96, respectivamente. En el seguimiento a 3 meses, la F-ESWT mostró el mayor alivio del dolor con una puntuación media de 3,14 en la EVA, frente a 3,39 para el PRP y 3,78 para la CSI.

A los 6 meses, el PRP mostró resultados ligeramente superiores a la CSI, con puntuaciones de 4,46 y 4,54, respectivamente. En este punto temporal no se registraron puntuaciones de EVA para la F-ESWT. Tras 12 meses, F-ESWT y CSI presentaron idénticas puntuaciones medias en la EVA (3,71), mientras que el PRP obtuvo una puntuación más elevada (4,52).

Tabla 3. Resumen las puntuaciones medias en la EVA en F-ESWT, PRP and CSI.

	F-ESWT	PRP	CSI
Basal	6,62 (n=101)	6,28 (n=51)	6,96 (n=147)
Mes 3	3,14 (n=101)	3,39 (n=90)	3,78 (n=147)
Mes 6	NA	4,46 (n=90)	4,54 (n=72)
Mes 12	3,71 (n=48)	4,52 (n=78)	3,71(n=107)

EVA = Escala Visual Analógica, F-ESWT = Ondas de choque extracorpóreas focales, CSI = inyección corticoesteroides, PRP = Plasma rico en plaquetas, n = numero de pacientes, NA = No disponible

3.3.5 Comparación de F-ESWT, PRP y CSI mediante medidas de funcionalidad y calidad de vida

En todas las intervenciones se observó una mejoría de la función de la cadera respecto a los valores basales, que en general siguió una evolución paralela a la del dolor. En el grupo ESWT, Ramon et al. mostraron un incremento del HHS de $65,0 \pm 13,5$ en la evaluación basal a $90,4 \pm 10,3$ a los 3 meses y $91,0 \pm 10,3$ a los 6 meses, superando al grupo placebo ($65,9 \pm 11,2$ en basal; $78,0 \pm 11,7$ a los 3 meses; y $79,4 \pm 12,5$ a los 6 meses)⁽¹³⁾.

En cuanto al PRP, Begkas et al. reflejaron un aumento del HHS de $55,91 \pm 9,82$ a $86,12 \pm 0,78$ (3 meses) y $96,17 \pm 0,71$ (6 meses); en el grupo comparador con CSI, los valores pasaron de $56,72 \pm 9,93$ a $86,61 \pm 4,71$ (3 meses), pero descendieron a los 6 meses ($57,92 \pm 11,13$)⁽¹⁷⁾. En datos de seguimiento más prolongado con PRP, el mHHS aumentó hasta $77,60 \pm 11,88$ (6 meses), $78,18 \pm 14,53$ (12 meses) y $82,59 \pm 9,71$ (24 meses), frente a la CSI ($65,72 \pm 14,78$; $70,53 \pm 23,80$; y $71,27 \pm 25,78$, respectivamente). En un seguimiento inicial también se observó beneficio del PRP a los 3 meses (mHHS $74,05 \pm 13,92$ frente a CSI $67,13 \pm 16,04$)^(18,19). Atchia et al. reportaron cambios similares en mHHS para PRP y placebo en todos los periodos de seguimiento⁽²²⁾.

En conjunto, ESWT y PRP demostraron mejoras funcionales tempranas y mantenidas en el tiempo, mientras que el beneficio funcional de la CSI fue más evidente a corto plazo, con atenuación a los 6–12 meses en algunos ensayos. Los instrumentos de calidad de vida se reportaron de manera menos consistente, pero en general mostraron una evolución paralela a la de la función.

3.3.6 Evaluación de la Calidad Metodológica/Riesgo de Sesgo

La calidad metodológica de los ensayos clínicos aleatorizados incluidos se evaluó mediante la escala PEDro. Todos los estudios obtuvieron puntuaciones altas, lo que indica un buen rigor metodológico en los ensayos, tal como se resume en la Tabla 4.

El riesgo de sesgo se valoró utilizando la herramienta Cochrane Risk of Bias Tool. Trece estudios fueron considerados con bajo riesgo de sesgo^(12,14–16,18–26), lo que refleja una adhesión consistente a los estándares metodológicos fundamentales. Dos estudios fueron clasificados con riesgo moderado de sesgo debido a problemas relacionados con la falta de datos de resultado y la notificación incompleta^(11,17). Un estudio se clasificó con alto riesgo de sesgo, principalmente por notificación selectiva y desviaciones respecto al protocolo de intervención previsto⁽¹³⁾.

Tabla 4. Escala PEDro y Evaluación del riesgo de sesgo de Cochrane para todos los ECA.

Estudio	Q1–Q11 (Sí/11)	Calidad	Resumen D1–D5	Riesgo de sesgo
Brinks et al. 2011 ⁽²³⁾	9/11	Alta	Bajo, Algo, Bajo, Bajo, Bajo	Bajo
Mellor et al. 2016 ⁽²⁴⁾	9/11	Alta	Bajo, Algo, Bajo, Bajo, Bajo	Bajo
Brennan et al. 2017 ⁽²⁵⁾	10/11	Alta	Bajo, Algo, Bajo, Bajo, Bajo	Bajo
Carlisi et al. 2018 ⁽¹⁴⁾	10/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Algo, Bajo	Bajo
Fitzpatrick et al. 2018 ⁽¹⁸⁾	10/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Bajo, Bajo	Bajo
Nissen et al. 2018 ⁽²⁶⁾	11/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Bajo, Algo	Bajo
Fitzpatrick et al. 2019 ⁽¹⁹⁾	11/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Bajo, Bajo	Bajo
Thompson et al. 2019 ⁽²⁰⁾	9/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Bajo, Bajo	Bajo
Ramon et al. 2020 ⁽¹³⁾	11/11	Alta	Bajo, Bajo, Alto, Algo, Alto	Alto
Begkas et al. 2020 ⁽¹⁷⁾	8/11	Alta	Bajo, Algo, Bajo, Algo, Algo	Moderado
Heaver et al. 2021 ⁽¹¹⁾	10/11	Alta	Bajo, Bajo, Alto, Algo, Bajo	Moderado
Wheeler et al. 2022 ⁽¹⁶⁾	11/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Algo, Bajo	Bajo
Çağlar et al. 2023 ⁽¹²⁾	10/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Algo, Bajo	Bajo
Notarnicola et al. 2023 ⁽¹⁵⁾	8/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Algo, Bajo	Bajo
Atilano et al. 2024 ⁽²¹⁾	10/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Bajo, Algo	Bajo
Atchia et al. 2025 ⁽²²⁾	9/11	Alta	Bajo, Bajo, Bajo, Bajo, Algo	Bajo

La evaluación mediante el sistema GRADE (Figura 2) indica que existe evidencia de certeza moderada de que la ESWT, las inyecciones de PRP y la CSI reducen significativamente el dolor en pacientes con SDTM. La mayoría de los estudios incluidos fueron ECA bien diseñados, con bajo riesgo de sesgo, y las poblaciones, intervenciones y desenlaces fueron directamente aplicables a la pregunta de investigación de esta revisión. En promedio, las puntuaciones de dolor mejoraron aproximadamente 3 puntos en la EVA (0–10) en el seguimiento a corto plazo (3 meses), y estas mejoras Sin embargo, la certeza de la evidencia se degradó por inconsistencia, debido a la heterogeneidad entre estudios, tanto en el tipo de intervención como en la magnitud del efecto. No se redujo por imprecisión, ya que la mayoría de los estudios mostraron intervalos de confianza suficientemente estrechos que no cruzaban la línea de ausencia de efecto, y las estimaciones superaban, en general, el umbral de diferencia mínima clínicamente importante (MCID) para la EVA (1,0). En conjunto, la evidencia respalda una reducción clínicamente relevante del dolor con los tratamientos conservadores para el SDTM, aunque la variabilidad de los resultados entre estudios e intervenciones obliga a interpretar con cautela la magnitud exacta del beneficio.

Resultado EVA	Riesgo de sesgo	Inconsistencia	Indirectitud	Imprecisión	Sesgo de publicación	Certeza global
3 meses	No serio	Serio	No serio	No serio	No detectado	Moderada (⊕⊕⊕⊖)
6 meses	No serio	Serio	No serio	No serio	No detectado	Moderada (⊕⊕⊕⊖)
12 meses	No serio	Serio	No serio	No serio	No detectado	Moderada (⊕⊕⊕⊖)

Figura 2. Evaluación GRADE para el resultado de EVA.

El diagrama de bosque (forest plot, Figura 3) resume las diferencias de medias estandarizadas (d de Cohen) para la reducción del dolor, medidas mediante EVA, en los estudios que evaluaron F-ESWT, PRP y CSI en distintos momentos de seguimiento. La mayoría de los estudios evidenciaron un efecto favorable sobre el dolor, con tamaños del efecto que oscilaron en general entre magnitudes pequeñas y grandes. La F-ESWT mostró efectos relevantes y duraderos, especialmente a los 12 meses en el estudio de Heaver et al.⁽¹⁰⁾ ($d = 3,42$), mientras que los estudios con PRP, como los de Begkas et al.⁽¹⁷⁾ y Atilano et al.⁽²¹⁾, reportaron mejoras moderadas entre los 3 y 12 meses. En el caso de la CSI, representada por Brinks et al.⁽²³⁾, se observaron cambios mínimos a lo largo del tiempo, con tamaños del efecto pequeños o despreciables. La heterogeneidad en los tamaños del efecto y en los intervalos de confianza, particularmente en los subgrupos de PRP y F-ESWT, refleja variaciones en las características de la población, los protocolos y las duraciones del seguimiento.

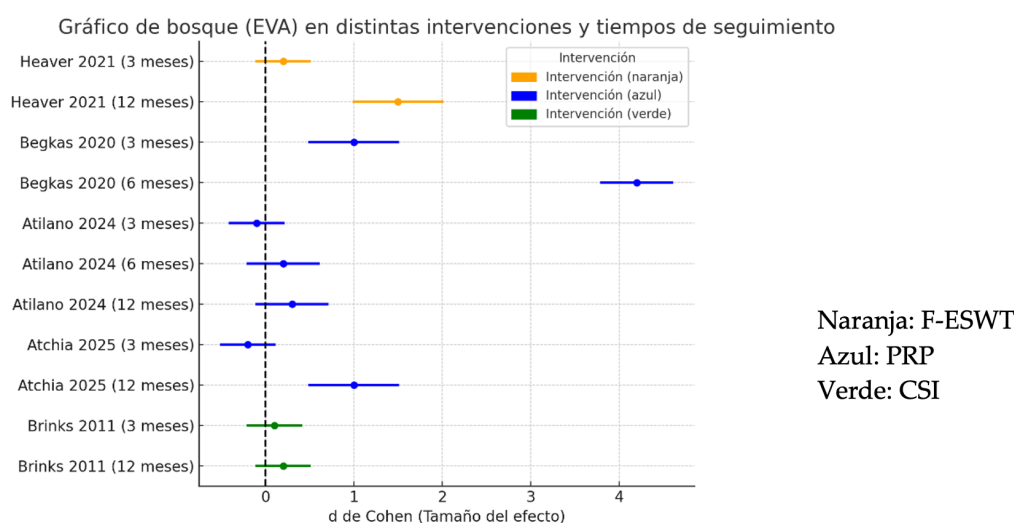


Figure 3. Diagrama de bosque del dolor (VAS).

La evaluación de la imprecisión (Figura 4), basada en los tamaños del efecto calculados y en los intervalos de confianza del 95%, reveló variabilidad en la precisión de las estimaciones entre los estudios incluidos. Mientras que trabajos como Heaver 2021⁽¹¹⁾ (3 meses) y Begkas 2020⁽¹⁷⁾ (3 meses) mostraron tamaños del efecto claramente por encima de la diferencia mínima clínicamente importante (MCID), con intervalos de confianza relativamente estrechos, otros estudios como Atchia 2025⁽²²⁾ (3 y 12 meses) y Brinks 2011⁽²³⁾ (3 y 12 meses) presentaron estimaciones próximas al efecto nulo, lo que sugiere un beneficio limitado o incierto.

Es relevante señalar que, aunque algunos estudios (p. ej., Heaver 2021⁽¹¹⁾ a 12 meses) presentaron intervalos de confianza más amplios debido a una mayor varianza y a desequilibrios en el tamaño muestral, la mayoría de los intervalos no cruzaron la línea de ausencia de efecto. Este patrón respalda la existencia de un efecto global probablemente beneficioso, si bien refleja heterogeneidad en la precisión. Dada la consistencia de los efectos clínicamente relevantes y la ausencia de una superposición importante con resultados nulos en la mayoría de los casos, la certeza de la evidencia no se redujo por imprecisión en la evaluación a través del sistema GRADE.

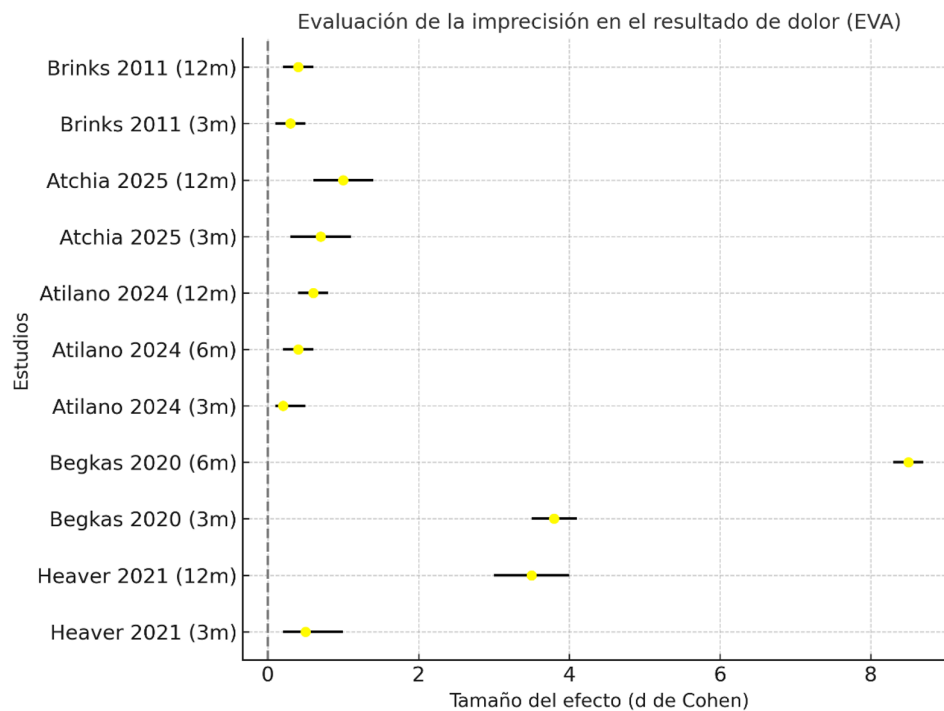


Figura 4. Evaluación de la imprecisión para el dolor (EVA).

Para evaluar la consistencia (Figura 5), se calculó la estadística I^2 a partir de los resultados combinados de todos los estudios incluidos que midieron la reducción del dolor mediante la EVA. El valor de I^2 obtenido fue del 68%, lo que indica un nivel de heterogeneidad moderado entre los estudios. Tal como se observa en el *funnel plot* de inconsistencia, este grado de heterogeneidad sugiere que la variabilidad en las estimaciones del efecto difícilmente se explique solo al azar. La divergencia puede deberse a diferencias en la duración del seguimiento, las intervenciones (F-ESWT, PRP, CSI), las características basales de las poblaciones o la calidad metodológica de los ensayos.

Si bien en algunas comparaciones se observaron intervalos de confianza superpuestos, la inconsistencia global obliga a ser cautos a la hora de extraer conclusiones generalizables. Por ello, la certeza de la evidencia en la evaluación GRADE se degradó en un nivel debido a la inconsistencia, reflejando una menor confianza en la precisión y reproducibilidad del efecto combinado del tratamiento.

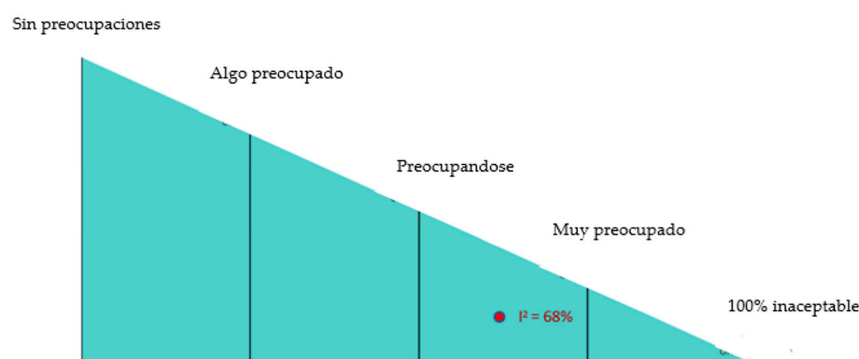


Figure 5. Consistencia de los efectos a través de estudios

4. Discusión

Nuestra revisión sistemática aporta información crítica sobre la efectividad relativa de tres tratamientos no quirúrgicos ampliamente utilizados para el SDTM: F-ESWT, PRP y CSI, medida mediante la EVA para el dolor. Se eligió este instrumento porque fue el más empleado en los ensayos clínicos, lo que permitió calcular un promedio de los resultados.

A partir de la síntesis de los resultados iniciales, puede interpretarse que la F-ESWT obtuvo las puntuaciones finales de dolor más bajas (3,14), en comparación con CSI (3,78) y PRP (3,39). Estos hallazgos respaldan la hipótesis de que la F-ESWT favorece un mayor alivio del dolor al promover la cicatrización tisular, estimular el flujo sanguíneo local y modular la respuesta inflamatoria^(5,7). En la comparación a los 3 meses, la F-ESWT podría ofrecer un alivio más rápido en las fases iniciales y constituir una opción de primera línea para el manejo temprano del dolor.

Además del dolor, varios de los estudios incluidos evaluaron parámetros funcionales y calidad de vida, aspectos que formaban parte de los objetivos predefinidos de esta revisión. Aunque se emplearon diversas herramientas de evaluación, lo que limita las comparaciones directas, pueden destacarse hallazgos relevantes. La mejoría funcional se valoró principalmente mediante el modified Harris Hip Score (mHHS) y el Harris Hip Score (HHS)^(13,17,18,19,22), reportados en cinco ensayos, que evidenciaron una mejora consistente en todos los tipos de intervención. En cuanto a la calidad de vida, se utilizaron instrumentos como EQ-5D, SF-12 y SF-36. Pese a la variabilidad de los resultados, la mayoría de los estudios que emplearon estas herramientas informaron cambios favorables tras el tratamiento, especialmente en los grupos de ESWT y PRP.

Las mejoras clínicas observadas con F-ESWT pueden explicarse, al menos en parte, por sus efectos biomecánicos y neurofisiológicos. Se sugiere que la ESWT favorece la regeneración tisular mediante mecanotransducción, incrementa la perfusión local gracias a la neovascularización y modula la inflamación. Asimismo, respuestas neurofisiológicas como la desensibilización de nociceptores y la reducción de la excitabilidad de fibras nerviosas periféricas podrían contribuir a los efectos analgésicos observados. Estos mecanismos combinados proporcionan una base biológica plausible para explicar el alivio superior del dolor, tanto a corto como a largo plazo, asociado con la ESWT en pacientes con SDTM^(3,4).

En el seguimiento a 6 meses no se dispuso de datos de EVA para F-ESWT. Sin embargo, se comparó la efectividad de PRP y CSI, observándose que PRP fue ligeramente superior, con una puntuación de 4,46 frente a 4,54 de CSI. Este resultado puede deberse al mecanismo propuesto para PRP, que favorece la reparación tendinosa mediante la liberación progresiva de factores de crecimiento⁽⁶⁾. Esto sugiere que el PRP puede ser útil en el manejo del SDTM crónico.

En los resultados a largo plazo (12 meses), tanto F-ESWT como CSI alcanzaron una puntuación media idéntica en la EVA de 3,71. Estos hallazgos indican que ambas intervenciones pueden ser eficaces para proporcionar alivio prolongado del dolor. El mecanismo detrás de este efecto sostenido aún no está claro. Aunque PRP superó a CSI a los 6 meses, su efectividad pareció disminuir a largo plazo.

4.1 Heterogeneidad de las intervenciones y de las medidas de resultado

Los ensayos clínicos incluidos presentaron una heterogeneidad considerable, tanto en las intervenciones estudiadas como en las variables evaluadas. Los protocolos de intervención variaron ampliamente entre estudios. La ESWT se administró con diferentes parámetros (focal frente a radial, densidad de flujo de energía, frecuencia de impulsos y número total de choques), mientras que los tratamientos con infiltraciones tampoco fueron uniformes (se utilizaron distintos compuestos/dosis de corticoides y métodos divergentes de preparación de PRP).

Asimismo, las herramientas de evaluación fueron inconsistentes. Algunos ensayos midieron el dolor con EVA o NRS, mientras que otros valoraron la función con HHS o su versión modificada, junto con diversos cuestionarios de calidad de vida. Esta falta de uniformidad dificulta la comparación directa entre estudios y limita la posibilidad de síntesis cuantitativa, ya que no es factible agrupar datos con desenlaces heterogéneos. En definitiva, la variabilidad en la aplicación de las intervenciones y en la medición de resultados restringe la interpretabilidad de la efectividad global y complica la generación de cualquier síntesis cuantitativa significativa de los resultados.

4.2 Aspectos psicosociales

El SDTM es una condición compleja que afecta múltiples dimensiones de la vida del paciente. Cada vez se reconoce más como un síndrome que trasciende la patología biológica. El modelo biopsicosocial permite comprender mejor su naturaleza⁽²⁷⁾.

Los factores psicológicos asociados al SDTM —como ansiedad, depresión, catastrofismo del dolor y kinesiophobia— pueden influir significativamente en la percepción del dolor, la adherencia al tratamiento y, en consecuencia, los resultados del plan terapéutico. Estos factores pueden favorecer estrategias de afrontamiento inadecuadas que contribuyan al fracaso de los tratamientos no quirúrgicos, el tema central de esta revisión⁽²⁸⁾.

El componente social también resulta determinante en los resultados. El SDTM afecta la vida social de los pacientes, por ejemplo, al reducir la movilidad y limitar la participación en actividades, lo que impacta negativamente en la calidad de vida⁽²⁹⁾.

En esta revisión sistemática, la ESWT demostró un claro potencial como tratamiento biológico para el SDTM. Sin embargo, para optimizar los resultados es necesario integrar abordajes que incluyan intervenciones psicosociales. Futuros ensayos clínicos deberían combinar ESWT con terapias como la cognitivo-conductual, programas educativos y estrategias de apoyo, con el fin de evaluar la influencia de los factores psicosociales en la evolución del SDTM⁽²⁹⁾.

4.3 Aplicabilidad clínica

Al evaluar intervenciones no quirúrgicas para el SDTM, deben considerarse aspectos de aplicabilidad clínica como costes, disponibilidad y requisitos del personal. La ESWT, pese a su mayor coste inicial por el equipo especializado y la experiencia del operador, puede resultar coste-efectiva a largo plazo gracias a su efecto sostenido y a la menor necesidad de sesiones repetidas⁽¹³⁾. No obstante, su disponibilidad global sigue siendo desigual, especialmente en entornos rurales o con recursos limitados. Su administración requiere habitualmente de médicos

rehabilitadores, médicos deportivos o fisioterapeutas con formación específica en la aplicación de ondas de choque⁽⁹⁾.

Las inyecciones de PRP, aunque cada vez más populares, conllevan un gasto significativo en los sistemas de preparación sanguínea y requieren técnica aséptica y habilidades procedimentales, normalmente realizadas por traumatólogos o médicos intervencionistas⁽⁶⁾.

La CSI sigue siendo la opción más asequible y ampliamente disponible, habitualmente administrada en atención primaria o consultas ortopédicas ambulatorias. Si bien son coste-efectivas para el alivio a corto plazo, su uso repetido plantea preocupaciones de seguridad⁽²³⁾. En conjunto, la selección del tratamiento debe basarse no solo en la eficacia clínica, sino también en la infraestructura disponible, la capacitación y la viabilidad a largo plazo.

4.4 Efectos adversos

Aunque generalmente seguras, cada una de estas intervenciones presenta perfiles específicos de efectos adversos que deben considerarse en la toma de decisiones clínicas. La ESWT suele ser bien tolerada, aunque puede causar dolor localizado, eritema o hematomas leves en la zona de aplicación; estos efectos suelen ser transitorios y autolimitados⁽⁹⁾. Las inyecciones de PRP pueden producir dolor postinyección, inflamación y tumefacción local, reflejando la respuesta biológica al producto autólogo; las complicaciones graves son infrecuentes⁽⁶⁾. La CSI, aunque accesible y eficaz a corto plazo, conlleva mayores riesgos si se repite, entre ellos debilitamiento o rotura tendinosa, atrofia cutánea y efectos sistémicos como hiperglucemia o infección⁽³⁰⁾. La concienciación sobre estos efectos adversos resulta esencial para valorar opciones terapéuticas, especialmente en estrategias de manejo recurrente o prolongado.

4.5 Limitaciones

Nuestra revisión sistemática presenta varias limitaciones. En primer lugar, aunque los ensayos incluidos utilizaron múltiples instrumentos de evaluación, solo se empleó la EVA para formular el resultado resumido. Esta decisión respondió a varias razones clave: la EVA fue la medida más utilizada de manera consistente y permitió homogeneizar los datos. Sin embargo, al centrarse únicamente en la valoración subjetiva del dolor, se omitieron otras dimensiones relevantes como calidad de vida, hallazgos físicos, satisfacción del paciente y bienestar psicológico.

No todos los ensayos emplearon EVA, lo que implica que nuestra tabla resumida excluye información valiosa de otras mediciones. Esto pudo influir en la interpretación y condicionar las conclusiones. No obstante, es destacable que otras herramientas mostraron tendencias similares en cuanto a alivio del dolor, funcionalidad y calidad de vida (véase Tabla 2).

En cuanto a los criterios de búsqueda, esta revisión incluyó solo ensayos clínicos aleatorizados, excluyendo estudios de otro tipo, lo que pudo limitar la diversidad de la evidencia. También se excluyeron estudios no publicados en inglés, a fin de reducir riesgos de error de traducción y mantener consistencia en la evaluación de calidad. Sin embargo, esta decisión pudo introducir sesgo de idioma y llevar a la omisión de hallazgos relevantes de otras regiones. Tampoco se realizó una síntesis cuantitativa debido a la heterogeneidad sustancial en protocolos de intervención, duración del seguimiento y medidas de resultado. Esta limitación se vio acentuada

por la falta de experiencia del equipo en métodos estadísticos avanzados necesarios para un metaanálisis, lo que podría haber aumentado el riesgo de errores analíticos.

Finalmente, solo 16 estudios cumplieron los criterios de inclusión, un número relativamente bajo, con tamaños muestrales pequeños y posibles sesgos relacionados con la distribución por edad y sexo en los pacientes con SDTM, lo que limita la generalización de los resultados.

4.6 Método de preparación estandarizado

Una limitación importante identificada en todos los ensayos incluidos es la ausencia de protocolos estandarizados para la preparación y administración de cada tratamiento no quirúrgico. Se observó una gran heterogeneidad en los parámetros empleados para ESWT, con ensayos que utilizaron F-ESWT o R-ESWT, que difieren en densidad de energía, guía por imagen, frecuencia y número de choques. Como se mencionó previamente, la F-ESWT suele emplearse en tejidos profundos por su precisión, mientras que la R-ESWT tiene un efecto más superficial y difuso⁽⁹⁾. Estas diferencias pueden influir significativamente en los resultados y dificultar las comparaciones directas entre estudios.

Lo mismo se aplica a CSI y PRP, con variaciones notables en los corticoides utilizados (p. ej., triamcinolona, metilprednisolona), así como en dosis, volúmenes, uso de anestésico local y empleo de guía por imagen. En PRP, la falta de consistencia en concentraciones plaquetarias y protocolos de inyección añade más variabilidad.

La ausencia de un consenso basado en la evidencia sobre protocolos estandarizados resalta la necesidad de futuros ensayos diseñados para comparar distintos parámetros y establecer técnicas uniformes bien documentadas. Ello podría mejorar la reproducibilidad, reducir la heterogeneidad clínica y aumentar la precisión de los metaanálisis, facilitando así el desarrollo de estrategias de manejo optimizadas para el SDTM.

5. Conclusiones

Esta revisión sistemática comparó tres tratamientos no quirúrgicos para el SDTM: ESWT, PRP y CSI. Todos mostraron mejoras en el dolor y la función en distintos grados. La ESWT proporcionó de forma consistente un alivio sostenido, la CSI ofreció beneficios a corto y medio plazo, y el PRP mostró mejoras a medio plazo con mayor variabilidad. Numerosos estudios también informaron incrementos en la calidad de vida y la movilidad, lo que refuerza el valor de estas intervenciones. Sin embargo, la heterogeneidad en los protocolos de tratamiento, tanto en los parámetros de la ESWT como en la preparación del PRP o la CSI, limita la posibilidad de realizar comparaciones fiables. El SDTM también repercute en el bienestar psicológico y en la vida cotidiana, lo que sugiere que el abordaje futuro debería combinar terapias físicas con apoyo psicosocial. En términos de coste-efectividad, la ESWT implica un mayor gasto inicial, pero podría reducir el coste total al disminuir la necesidad de tratamientos repetidos. Aunque la mayoría de los estudios eran de alta calidad, la evaluación GRADE calificó la evidencia global como moderada debido a la heterogeneidad y a cierto riesgo de sesgo. Por tanto, los hallazgos deben interpretarse con cautela. En conjunto, la ESWT se perfila como una alternativa prometedora,

pero se requiere investigación adicional de alta calidad y con métodos estandarizados para confirmar su papel en la práctica clínica.

Referencias

1. Speers CJB, Bhogal GS. Greater trochanteric pain syndrome: a review of diagnosis and management in general practice. *Br J Gen Pract.* 2017 Oct;67(663):479–80. doi:10.3399/bjgp17X693041
2. Ho GWK, Howard TM. Greater trochanteric pain syndrome: more than bursitis and iliotibial tract friction. *Curr Sports Med Rep.* 2012;11(5):232–8. doi:10.1249/JSR.0b013e31826c1dc3
3. Ryskalin L, Morucci G, Natale G, Soldani P, Gesi M. Molecular mechanisms underlying the pain-relieving effects of extracorporeal shock wave therapy: a focus on fascia nociceptors. *Life (Basel).* 2022;12(5):743. doi:10.3390/life12050743
4. Pumarejo Gomez L, Li D, Childress JM. Greater trochanteric pain syndrome (greater trochanteric bursitis). In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; [updated 2024 Jan; cited 2025 Jun 11]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK555896/>
5. Marín-Pena O, Papavasiliou AV, Olivero M, Galanis N, Tey-Pons M, Khanduja V. Non-surgical treatment as the first step to manage peritrochanteric space disorders. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2021;29(12):2417–23. doi:10.1007/s00167-020-06366-x
6. Alves R, Grimalt R. A review of platelet-rich plasma: history, biology, mechanism of action, and classification. *Skin Appendage Disord.* 2017;4(1):18–24. doi:10.1159/000477353
7. Cheng JH, Wang CJ. Biological mechanism of shockwave in bone. *Int J Surg.* 2015 Dec;24(Pt B):143–6. doi:10.1016/j.ijssu.2015.10.051
8. van der Worp H, van den Akker-Scheek I, van Schie H, Zwerver J. ESWT for tendinopathy: technology and clinical implications. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 May;21(6):1451–8. doi:10.1007/s00167-012-2009-5. PMID: 22547246; PMCID: PMC3657080
9. Korakakis V, Whiteley R, Tzavara A, Malliaropoulos N. The effectiveness of extracorporeal shockwave therapy in common lower limb conditions: a systematic review including quantification of patient-rated pain reduction. *Br J Sports Med.* 2018 Jun;52(6):387–407. doi:10.1136/bjsports-2016-097347.
10. Ganderton CL, Semciw AI, Cook J, Pizzari T. Does menopausal hormone therapy (MHT), exercise or a combination of both, improve pain and function in post-menopausal women with greater trochanteric pain syndrome (GTPS)? A randomised controlled trial. *BMC Womens Health.* 2016;16:32. doi: 10.1186/s12905-016-0311-9
11. Heaver C, Pinches M, Kuiper JH, Thomas G, Lewthwaite S, Burston BJ, Banerjee RD. Greater trochanteric pain syndrome: focused shockwave therapy versus an ultrasound guided injection: a randomised control trial. *Hip Int.* 2023;33(3):490-9. doi: 10.1177/11207000211060396
12. Çağlar Yağcı H, Yağcı İ, Bağcıer F. Comparison of shock wave therapy and corticosteroid injection in the treatment of greater trochanteric pain syndrome: a single-blind, randomized study. *Turk J Phys Med Rehabil.* 2023;69(2):180-7. doi: 10.5606/tftrd.2023.12106
13. Ramon S, Russo S, Santoboni F, Lucenteforte G, Di Luise C, de Unzurrunzaga R, Vetrano M, Albano M, Baldini R, Cugat R, Stella G, Balato G, Seijas R, Nusca SM, Servodidio V, Vulpiani MC. Focused shockwave treatment for greater trochanteric pain syndrome: a multicenter, randomized, controlled clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2020;102(15):1305-11. doi: 10.2106/JBJS.20.00093

- 14.** Carlisi E, Cecini M, Di Natali G, Manzoni F, Tinelli C, Lisi C. Focused extracorporeal shock wave therapy for greater trochanteric pain syndrome with gluteal tendinopathy: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2019;33(4):670-80. doi: [10.1177/0269215518819255](https://doi.org/10.1177/0269215518819255)
- 15.** Notarnicola A, Ladisa I, Lanzilotta P, Bizzoca D, Covelli I, Bianchi FP, Maccagnano G, Farì G, Moretti B. Shock waves and therapeutic exercise in greater trochanteric pain syndrome: a prospective randomized clinical trial with cross-over. *J Pers Med.* 2023;13(6):976. doi: [10.3390/jpm13060976](https://doi.org/10.3390/jpm13060976)
- 16.** Wheeler PC, Dudson C, Calver R, Goodall D, Gregory KM, Singh H, Boyd KT. Three sessions of radial extracorporeal shockwave therapy gives no additional benefit over “minimal-dose” radial extracorporeal shockwave therapy for patients with chronic greater trochanteric pain syndrome: a double-blinded, randomized, controlled trial. *Clin J Sport Med.* 2022;32(1):e7-e18. doi: [10.1097/JSM.0000000000000880](https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000880)
- 17.** Begkas D, Chatzopoulos ST, Touzopoulos P, Balanika A, Pastroudis A. Ultrasound-guided platelet-rich plasma application versus corticosteroid injections for the treatment of greater trochanteric pain syndrome: a prospective controlled randomized comparative clinical study. *Cureus.* 2020 Jan 7;12(1):e6583. doi:[10.7759/cureus.6583.17](https://doi.org/10.7759/cureus.6583.17)
- 18.** Fitzpatrick J, Bulsara MK, O'Donnell J, McCrory PR, Zheng MH. The effectiveness of platelet-rich plasma injections in gluteal tendinopathy: a randomized, double-blind controlled trial comparing a single platelet-rich plasma injection with a single corticosteroid injection. *Am J Sports Med.* 2018 Mar;46(4):933–9. doi: [10.1177/0363546517745525](https://doi.org/10.1177/0363546517745525).
- 19.** Fitzpatrick J, Bulsara MK, O'Donnell J, Zheng MH. Leucocyte-rich platelet-rich plasma treatment of gluteus medius and minimus tendinopathy: a double-blind randomized controlled trial with 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2019 Apr;47(5):1130–7. doi:[10.1177/0363546519826969](https://doi.org/10.1177/0363546519826969)
- 20.** Thompson G, Pearson JF. No attributable effects of PRP on greater trochanteric pain syndrome. *J R Soc Med.* 2019 Dec 13;132(1507):22–32. doi:[10.1177/0141076819877537](https://doi.org/10.1177/0141076819877537)
- 21.** Atilano L, Martin N, Martin JI, Iglesias G, Mendiola J, Bully P, Aiyegbusi A, Rodriguez-Palomo JM, Andia I. Ultrasound-guided subfascial platelet-rich plasma injections versus enthesi needling for greater trochanteric pain syndrome: a randomized controlled trial. *Orthop J Sports Med.* 2024 May 14;12(5):23259671241249123. doi:[10.1177/23259671241249123](https://doi.org/10.1177/23259671241249123)
- 22.** Atchia I, Ali M, Oderuth E, Holleyman R, Malviya A. Efficacy of platelet-rich plasma versus placebo for the treatment of greater trochanteric pain syndrome: a double-blinded randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2025 Mar 5;107(5):444–51. doi:[10.2106/JBJS.24.00763](https://doi.org/10.2106/JBJS.24.00763)
- 23.** Brinks A, van Rijn RM, Willemsen SP, Bohnen AM, Verhaar JAN, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA. Corticosteroid injections for greater trochanteric pain syndrome: a randomized controlled trial in primary care. *Ann Fam Med.* 2011 May-Jun;9(3):226–34. doi:[10.1370/afm.1232](https://doi.org/10.1370/afm.1232)
- 24.** Mellor R, Grimaldi A, Wajswelner H, Hodges P, Abbott JH, Bennell K, Vicenzino B. Exercise and load modification versus corticosteroid injection versus 'wait and see' for persistent gluteus medius/minimus tendinopathy (the LEAP trial): a protocol for a randomised clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016 Apr 30;17:196. doi:[10.1186/s12891-016-1043-6](https://doi.org/10.1186/s12891-016-1043-6)
- 25.** Brennan KL, Allen BC, Munoz Maldonado Y. Dry needling versus cortisone injection in the treatment of greater trochanteric pain syndrome: a noninferiority randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017 Apr;47(4):232–9. doi:[10.2519/jospt.2017.6994](https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6994)

- 26.** Nissen MJ, Brulhart L, Faundez A, Finckh A, Courvoisier DS, Genevay S. Glucocorticoid injections for greater trochanteric pain syndrome: a randomised double-blind placebo-controlled (GLUTEAL) trial. *Clin Rheumatol*. 2019 Mar;38(3):647–55. doi:10.1007/s10067-018-4309-6
- 27.** Plinsinga ML, Coombes BK, Mellor R, et al. Individuals with persistent greater trochanteric pain syndrome exhibit impaired pain modulation and widespread hyperalgesia. *Pain Med*. 2020;21(10):2284–96 doi: 10.1093/pm/pnaa047
- 28.** Hampton M, Alvie K, Harrison N, et al. Pain catastrophizing, anxiety, and depression in hip pathology. *Bone Joint J*. 2019;101-B(7):800–7. doi: 10.1302/0301-620X.101B7.BJJ-2018-1309.R1
- 29.** Andreassen J, Juul-Kristensen B, Rathleff MS, et al. “I feel I have been taken seriously”—A qualitative study of women’s experiences of treatment for greater trochanteric pain syndrome. *PLoS One*. 2022;17(10):e0274984. doi: 10.1371/journal.pone.0278197
- 30.** Gaujoux-Viala C, Dougados M, Gossec L. Efficacy and safety of steroid injections for shoulder and elbow tendonitis: a meta-analysis of randomised controlled trials. *Ann Rheum Dis*. 2009 Dec;68(12):1843–9. doi: 10.1136/ard.2008.099572

Información editorial

✉ Correspondencia

mohammedashk99@gmail.com

Fechas

Recibido: 15.07.2025

Aceptado: 07.09.2025

Publicado: 09.10.2025

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Registro

Registrado en International Prospective Register of Systematic Reviews (PROSPERO) con número de referencia CRD420251006652.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Ashkanani M, Ashkanani A, Husain M, Garashi M, Al Boloushi Z. Eficacia Comparativa de la Terapia con Ondas de Choque Extracorpóreas, el Plasma Rico en Plaquetas y las Inyecciones de Corticosteroides en el Síndrome Doloroso del Trocánter Mayor: Revisión Sistemática de Ensayos Controlados Aleatorizados. *Invasive Physiother Musculoskelet Med*. 2025;1:e15. doi: 10.63360/ipmm.v1.e15

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

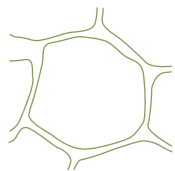
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e8

Revisiones de alcance-narrativas

Aplicación de la Estimulación Eléctrica Nerviosa Percutánea (PENS) en trastornos musculoesqueléticos: una revisión narrativa

Javier Guerrero Troyano¹   0009-0009-7399-787X

¹Centro de Fisioterapia Javier Guerrero. Plaza Serrano Berges 13, local, Zaragoza, CP 50016, España.

RESUMEN

Antecedentes y objetivos: Diversos estudios han identificado que la estimulación eléctrica nerviosa percutánea (PENS, por sus siglas en inglés) tiene un impacto positivo en la modulación del dolor y en la mejora funcional en diferentes trastornos musculoesqueléticos. En los últimos años, ha aumentado el número de investigaciones que analizan su efectividad en el tratamiento del dolor y la funcionalidad. Esta revisión narrativa tiene como objetivo analizar la evidencia disponible en los últimos cinco años respecto a la efectividad de la PENS en la reducción del dolor y la mejora funcional, los mecanismos de acción propuestos y el grado de estandarización de los parámetros de tratamiento utilizados en la práctica clínica.

Métodos: Se realizó una búsqueda en las bases de datos PubMed, Cochrane Library y SciELO, incluyendo ensayos clínicos aleatorizados, estudios observacionales y revisiones sistemáticas publicadas entre 2020 y 2025. Se incluyeron artículos en inglés y español que evaluaron la aplicación de PENS en adultos con trastornos musculoesqueléticos. La calidad metodológica de los estudios se evaluó mediante la escala GRADE.

Resultados: Se identificaron estudios que aplicaron PENS en condiciones como el dolor lumbar crónico, el dolor miofascial cervical y el dolor de rodilla. La mayoría de los estudios reportaron mejoras estadísticamente significativas tanto en la intensidad del dolor como en la funcionalidad, aunque la efectividad de la técnica varió en función de los parámetros de estimulación empleados y de las características metodológicas de cada estudio.

Discusión: La evidencia sugiere que la PENS aplicada de manera ecoguiada puede producir mejoras estadísticamente significativas en el dolor y la función a corto plazo. No obstante, persiste una importante variabilidad en los parámetros de aplicación y en la dosificación del tratamiento, lo que limita la comparabilidad entre estudios y la formulación de recomendaciones clínicas sólidas. Además, su uso ha sido explorado en sujetos sanos con fines de mejora del rendimiento muscular, aunque aún existen desafíos metodológicos en la estandarización de protocolos y en la evaluación de sus efectos a largo plazo.

Conclusión: La evidencia más reciente confirma que la PENS es una herramienta prometedora en el ámbito de la fisioterapia. Sin embargo, es necesario desarrollar estudios con mayor rigor metodológico que permitan optimizar sus parámetros de aplicación y evaluar su efectividad a medio y largo plazo.

Palabras clave: Estimulación eléctrica nerviosa percutánea, neuromodulación percutánea, trastornos musculoesqueléticos, fisioterapia, revisión sistemática.

1. Introducción

Los trastornos musculoesqueléticos (TME) constituyen una de las principales causas de discapacidad a nivel mundial, con un impacto significativo en la calidad de vida y en los costes sanitarios y laborales. Se estima que aproximadamente el 30% de los adultos padecen algún tipo de TME, siendo el dolor lumbar, el dolor cervical y la osteoartritis las formas más prevalentes⁽¹⁾. Estas condiciones no solo generan dolor, sino también limitaciones funcionales, alteraciones psicológicas y pérdida de productividad, representando hasta el 2% del PIB en países desarrollados⁽²⁾. Factores como la edad, el sedentarismo, las comorbilidades y la carga laboral física se asocian con una mayor prevalencia y severidad⁽³⁾.

En la práctica clínica, los TME se abordan mediante intervenciones combinadas que incluyen ejercicio terapéutico, educación del paciente, terapia manual y técnicas de fisioterapia invasiva. Dentro de esta última categoría se encuentran abordajes como la punción seca, la electrólisis percutánea y la estimulación eléctrica nerviosa percutánea (PENS, por sus siglas en inglés)⁽⁴⁾. La PENS se distingue por utilizar agujas de acupuntura como electrodos para aplicar corriente eléctrica directamente sobre un nervio periférico o un punto motor muscular, habitualmente bajo guía ecográfica para mejorar la precisión y seguridad del procedimiento⁽⁵⁾.

Técnicamente, la PENS consiste en la inserción percutánea de una aguja conectada a un generador de impulsos eléctricos que emite corrientes bifásicas o monopolares de baja o alta frecuencia (habitualmente entre 1 y 100 Hz), con el objetivo de estimular fibras aferentes de gran diámetro (Aβ) o fibras nociceptivas (Aδ y C) según el parámetro empleado⁽⁶⁾. Sus mecanismos de acción incluyen la activación de las vías inhibitorias descendentes, la liberación de opioides endógenos, la modulación de interneuronas en la médula espinal (teoría del “gate control”) y, posiblemente, efectos centrales como reorganización cortical^(7,8).

Históricamente, las técnicas de estimulación eléctrica han evolucionado desde la electroacupuntura tradicional china hasta la electroestimulación transcutánea (TENS) en los años 70, y posteriormente hacia métodos invasivos como la PENS, propuesta por Weiner y Reed en 1999 como alternativa para el manejo del dolor crónico⁽⁹⁾. Desde entonces, ha sido objeto de estudio en múltiples poblaciones, incluyendo pacientes con dolor lumbar crónico, cervicalgia miofasial, gonalgia anterior, hombro doloroso, epicondilalgia lateral y fibromialgia⁽¹⁰⁻¹²⁾. Además, se ha explorado su efecto sobre el rendimiento muscular en deportistas y bailarines^(13,14).

Diversas revisiones sistemáticas han evaluado su eficacia en los TME. Por un lado, Plaza Manzano et al.⁽⁸⁾ identificaron mejoras significativas en el dolor musculoesquelético de distintas localizaciones, aunque con variabilidad en los resultados funcionales. Por otro lado, Rodríguez Lagos et al.⁽¹⁵⁾, en su revisión sistemática, concluyeron que la PENS produce efectos inmediatos y a corto plazo sobre la modulación central y periférica del dolor en patología musculoesquelética, aunque estos efectos tienden a no mantenerse a largo plazo, subrayando la necesidad de más estudios con seguimiento prolongado. Además, Beltrán-Alacreu et al.⁽¹⁶⁾, al comparar PENS con TENS, concluyeron que PENS era más eficaz para reducir el dolor, aunque sin diferencias claras en función.

Si bien el dolor ha sido la variable más investigada, la PENS también ha mostrado beneficios en parámetros funcionales como el rango articular, la fuerza muscular y el equilibrio dinámi-

co^(11,12,14). No obstante, la heterogeneidad en los parámetros técnicos (frecuencia, número de sesiones, duración) y la falta de estandarización metodológica limitan la posibilidad de establecer guías clínicas claras.

Por tanto, esta revisión narrativa tiene como objetivo analizar la evidencia científica reciente (últimos cinco años) sobre la aplicación de la PENS en los TME, centrándose en sus efectos sobre el dolor y la funcionalidad, los tejidos diana abordados, los parámetros técnicos empleados y el nivel de estandarización alcanzado. Se busca también contextualizar su uso dentro de las intervenciones fisioterapéuticas actuales, resaltando su papel como herramienta complementaria en el abordaje multidimensional de los TME.

2. Métodos

Esta revisión narrativa fue elaborada siguiendo las recomendaciones metodológicas propuestas por Ferrari⁽¹⁷⁾ para revisiones narrativas, que sugieren incluir una estrategia de búsqueda sistemática, criterios de inclusión/exclusión bien definidos, y una síntesis crítica estructurada de los hallazgos. Aunque no se siguió una guía PRISMA completa, se adoptaron elementos estructurales que garantizan transparencia y reproducibilidad.

A pesar que la técnica PENS ha sido estudiada desde hace más de dos décadas, se aplicó un filtro temporal de cinco años (2020–2025) con el fin de sintetizar la evidencia más reciente y relevante, considerando el crecimiento exponencial de publicaciones sobre esta intervención en los últimos años y su incorporación progresiva a la fisioterapia invasiva clínica. Esta decisión busca concentrar la revisión en hallazgos actuales, protocolos más estandarizados y novedosas aplicaciones guiadas por ecografía.

2.1 Criterios de Elegibilidad

Población (P): Se incluyeron estudios que evaluaron a adultos (≥ 18 años) con diagnóstico de dolor musculoesquelético (agudo o crónico) en cualquier región corporal (columna, rodilla, hombro, etc.). Además se admitieron estudios que incluyeran sujetos asintomáticos si la intervención se planteaba como herramienta potencial para mejorar el rendimiento neuromuscular o como prevención de lesiones.

Intervención (I): Se seleccionaron estudios que aplicaron PENS como técnica principal, de forma aislada o en combinación con otras intervenciones exclusivamente fisioterapéuticas (como ejercicio terapéutico o educación). Se especificó que PENS debía ser administrada mediante aguja con corriente eléctrica, preferiblemente bajo guía ecográfica. No se consideraron estudios que combinaran PENS con intervenciones médicas invasivas o farmacológicas (infiltraciones, anestesia, bloqueo nervioso) al no permitir aislar su efecto clínico.

Comparador (C): Se aceptaron comparaciones con grupos control (placebo, intervención estándar o ninguna intervención), o estudios sin grupo control cuando se tratara de diseños cuasi-experimentales.

Resultados (O): Los estudios debían reportar al menos una de las siguientes variables: dolor o funcionalidad. En el caso de las revisiones sistemáticas debían reportar tanto dolor como funcionalidad.

Diseño del estudio (S): Se incluyeron ensayos clínicos aleatorizados (ECA), estudios cuasi-experimentales, observacionales (cohortes, casos y controles) y revisiones sistemáticas con o sin meta-análisis. Solo se consideraron artículos publicados en inglés o español con texto completo disponible.

2.2 Fuentes de Datos y Estrategia de Búsqueda

La búsqueda bibliográfica se realizó en abril de 2025 en las bases de datos PubMed, Cochrane Library y SciELO. Se emplearon términos controlados (Medical Subject Headings, MeSH) y términos libres relacionados con la técnica, la población, y las variables de interés principales: dolor y funcionalidad. La estrategia de búsqueda en PubMed fue:

("Percutaneous Electrical Nerve Stimulation"[MeSH] OR "PENS" OR "Electrical Stimulation Therapy"[MeSH]) AND ("Musculoskeletal Diseases"[MeSH] OR "Chronic Pain"[MeSH] OR "Low Back Pain"[MeSH] OR "Knee Joint"[MeSH] OR "Shoulder Pain"[MeSH]) AND ("Pain Measurement"[-MeSH] OR "Pain Management"[MeSH] OR "Functional Status"[MeSH] OR "Activities of Daily Living"[MeSH])

Se aplicaron los siguientes filtros:

- Idioma: inglés o español
- Población: adultos (≥ 18 años)
- Periodo: de enero de 2020 a abril de 2025
- Tipo de documento: artículos originales, revisiones sistemáticas, metaanálisis

Se utilizaron operadores booleanos "AND" y "OR" para maximizar la sensibilidad y especificidad de la búsqueda.

2.3 Selección de los Estudios incluidos en la Revisión

La selección de los estudios fue realizada íntegramente por el autor (JG) en dos fases. En la primera fase, se llevó a cabo un cribado inicial de títulos y resúmenes, excluyendo aquellos que no cumplían con los criterios de inclusión. Aquellos estudios en los que hubo dudas tras la lectura del título y resumen fueron revisados a texto completo para confirmar si se trataba de intervenciones basadas en PENS y cumplían los criterios de elegibilidad. En la segunda fase, se procedió a evaluar el texto completo de los artículos seleccionados, verificando el cumplimiento estricto de los criterios de elegibilidad.

2.4 Proceso de Extracción de Datos y Síntesis de los Resultados

La extracción de datos se realizó mediante una hoja de registro estructurada que incluyó las siguientes variables:

Características del estudio: año de publicación y características de la población incluida.

Intervención: parámetros técnicos de la aplicación de PENS (frecuencia de estimulación, número y duración de sesiones, tejido diana estimulado, uso de guía ecográfica).

Variables de estudio:

- Intensidad del dolor: medida mediante escalas clínicas validadas como la Escala Visual Analógica (EVA), la Escala Numérica del Dolor (END) o el ítem 1 del índice de discapacidad de Oswestry (ODI).
- Funcionalidad: evaluada a través de cuestionarios estandarizados como el Neck Disability Index (NDI), ODI completo, pruebas de rendimiento físico (fuerza muscular, rango de movimiento) o actividades funcionales específicas.

Comparación/control: si existían grupos control (placebo, intervención convencional, TENS, etc.), se documentaron para su análisis cualitativo.

Eventos adversos: se registraron los efectos secundarios notificados en cada estudio, o la ausencia explícita de ellos cuando se informaba.

Todos los datos fueron analizados de forma descriptiva y organizados en tablas comparativas según el tipo de patología musculoesquelética, variables clínicas evaluadas, parámetros técnicos empleados y diseño del estudio.

2.5 Evaluación de la Calidad Metodológica de los Estudios Incluidos

Para valorar el nivel de calidad de la evidencia aportada por cada estudio incluido, se utilizó la herramienta GRADE (Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluation). Esta metodología clasifica la certeza de la evidencia en cuatro niveles: alta, moderada, baja y muy baja, según criterios de riesgo de sesgo, inconsistencia, indirecta evidencia, imprecisión y sesgo de publicación⁽¹⁸⁾. La evaluación GRADE fue realizada por un único revisor (JG). Los niveles de evidencia obtenidos se reflejan de forma cualitativa en la discusión, con énfasis en aquellas áreas donde la evidencia es más sólida o, por el contrario, más limitada.

2.6 Variables del Estudio

Variables principales

En los estudios incluidos se analizaron principalmente variables clínicas, agrupadas de la siguiente forma:

Intensidad del dolor musculoesquelético, evaluada mediante escalas clínicas validadas:

- Escala Visual Analógica (EVA)⁽¹⁹⁾.
- Escala Numérica del Dolor (END)⁽²⁰⁾.
- En algunos estudios también se consideró el ítem 1 del índice de discapacidad de Oswestry (ODI), que puntúa la severidad del dolor como parte de una escala funcional⁽²¹⁾.

Funcionalidad, evaluada a través de:

- Neck Disability Index (NDI)⁽²²⁾.
- Índice de discapacidad de Oswestry (ODI) en dolor lumbar, que mide la limitación funcional en actividades diarias⁽²¹⁾.

- Pruebas de rendimiento físico, tales como la fuerza muscular, el rango de movimiento (ROM), o el número de repeticiones máximas, utilizadas principalmente en poblaciones sanas o deportistas.

Variables secundarias

Parámetros técnicos de la intervención como frecuencia de estimulación (Hz), duración de las sesiones, número de sesiones y tejido diana (nervio o grupo muscular).

Eventos adversos o efectos secundarios: reporte explícito por parte de los estudios revisados sobre la presencia o ausencia de efectos secundarios (p. ej., molestias locales, fatiga muscular, etc.).

Las características contextuales de los participantes (edad, sexo, diagnóstico clínico, condición sana o patológica) fueron recogidas como parte de los datos descriptivos de cada estudio, pero no se consideraron variables clínicas principales para el análisis.

3. Resultados

3.1 Selección de los estudios

La búsqueda inicial en las bases de datos PubMed, Cochrane Library y SciELO identificó un total de 314 registros. Se eliminaron 96 estudios duplicados mediante el software Mendeley Reference Manager. A continuación, se procedió al cribado de 218 títulos y resúmenes, tras lo cual 42 artículos pasaron a evaluación a texto completo. Finalmente, se incluyeron 11 estudios que cumplían con todos los criterios de elegibilidad.

El proceso de selección se ilustra en la Figura 1 mediante un diagrama de flujo adaptado al formato PRISMA narrativo.

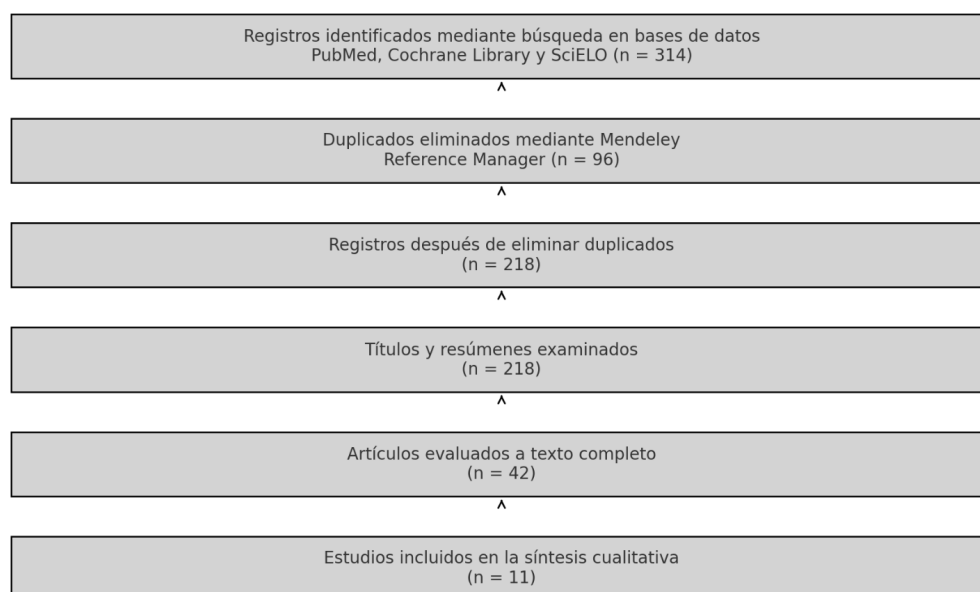


Figura 1. Diagrama de flujo.

3.2 Características de los estudios incluidos

3.2.1 Descripción general

Los 11 estudios incluidos fueron publicados entre 2020 y 2025. Ocho fueron estudios experimentales (de los cuales siete fueron ECAs) y tres fueron revisiones sistemáticas (dos con metaanálisis). El número total de participantes analizados fue de 502, con muestras que oscilaron entre 10 y 90 sujetos por estudio.

3.2.2 Resultados relacionados con la intensidad del dolor

- Cinco estudios evaluaron la intensidad del dolor mediante escalas validadas como (EVA), (END) o el ítem 1 (ODI) [10-12,26,27].
- Cinco estudios reportaron reducciones estadísticamente significativas del dolor tras la aplicación de PENS [10-12,25,26].
- Cinco estudios mostraron reducciones estadísticamente significativas del dolor y se observaron con frecuencias bajas (2 Hz - 3 Hz - 10 Hz) [10,12,23,25,26].
- Dos revisiones sistemáticas confirmaron mejoras a corto plazo en dolor, especialmente cuando se aplicaba PENS en comparación con placebo o TENS^(8,15).

3.2.3 Resultados relacionados con la funcionalidad

a) Funcionalidad en sujetos con patología

Seis estudios evaluaron parámetros funcionales en población con dolor musculoesquelético, utilizando escalas como el NDI, ODI, pruebas de fuerza muscular, salto, velocidad o 1RM [10-12,23,25,26]. En esta población, se observaron mejoras funcionales estadísticamente significativas, especialmente en pacientes con dolor lumbar o cervical.

Dos revisiones sistemáticas mostraron mejoras funcionales estadísticamente significativas^(8,16).

b) Funcionalidad en sujetos asintomáticos

Dos estudios realizados en sujetos sanos (atletas y bailarines) observaron mejoras en fuerza y rendimiento neuromuscular con tan solo una a tres sesiones de PENS^(13,14).

3.2.4 Parámetros técnicos de aplicación de PENS

Los parámetros de aplicación variaron ampliamente entre los estudios:

- Frecuencia: entre 1 Hz y 100 Hz. Las más comunes fueron 2, 3, 10 y 100 Hz.
- Duración de sesión: de 5 a 30 minutos, dependiendo del tipo de estímulo (repeticiones vs. sesión continua).
- Número de sesiones: desde 1 sesión única hasta protocolos de 8 semanas.
- Tejidos diana: nervios periféricos (ciático, glúteo superior, femoral, radial, supraescapular) y músculos como el cuádriceps, trapecio superior o flexor hallucis longus.
- Guía ecográfica: se especificó su uso en 9 de los 11 estudios.

3.2.5 Eventos adversos

La mayoría de los estudios informaron explícitamente sobre la ausencia de eventos adversos relacionados con la aplicación de PENS.

- Solo tres estudios^(11,12,14) mencionaron efectos adversos leves tras la aplicación de PENS, tales como molestias locales transitorias, fatiga muscular postpunción, espasmos o parestesias. Estos eventos no requirieron interrupción del tratamiento.
- Ningún estudio reportó complicaciones graves o de abandono del tratamiento por reacciones adversas.

3.3 Evaluación de la calidad de la evidencia (GRADE)

La herramienta GRADE fue utilizada para clasificar la certeza de la evidencia en función del tipo de estudio, riesgo de sesgo, precisión y aplicabilidad de los resultados.

Tabla 1. Herramienta GRADE

Artículo	GRADE	Justificación
García-Bermejo et al., 2020	Moderada	ECA bien diseñado pero sin seguimiento a largo plazo y muestra limitada.
de la Cruz-Torres et al., 2020	Baja	Estudio piloto en sujetos sanos, sin cegamiento, con aplicabilidad clínica limitada.
de Sire et al., 2021	Moderada	Revisión narrativa sin metaanálisis, aporta evidencia útil pero indirecta.
San-Emeterio-Iglesias et al., 2021	Moderada	ECA con buena metodología pero tamaño muestral reducido y sin seguimiento.
León-Hernández et al., 2021	Moderada	ECA con metodología sólida pero sin seguimiento a largo plazo.
Albert-Lucena et al., 2024	Moderada	ECA reciente con buena calidad metodológica, aunque con muestra pequeña.
San-Emeterio-Iglesias et al., 2022	Moderada	ECA adecuado pero limitado por precisión y aplicabilidad clínica.
Sangiacomo et al., 2024	Baja	Estudio piloto en sujetos sanos con muestra pequeña y sin seguimiento.
Plaza-Manzano et al., 2020	Moderada	Revisión sistemática con metaanálisis; estudios incluidos con calidad variable.
Rodríguez-Lagos et al., 2023	Moderada	Metaanálisis riguroso con heterogeneidad moderada en los estudios incluidos.
Beltrán-Alacreu et al., 2022	Moderada	Revisión sistemática sin metaanálisis, con evidencia narrativa indirecta.

3.4. Síntesis de los resultados

Siguiendo el enfoque propuesto por Ferrari⁽¹⁷⁾ para las revisiones narrativas, que recomienda una organización estructurada y coherente de la evidencia disponible, en la Tabla 2 se describen las características de los estudios experimentales incluidos, mientras que en la Tabla 3 se sintetizan los aspectos metodológicos y principales hallazgos de las revisiones sistemáticas seleccionadas.

Un hallazgo común en los estudios analizados es la heterogeneidad en los resultados clínicos asociados a la aplicación de PENS. Algunos ensayos reportaron mejoras significativas en la intensidad del dolor, como los de García-Bermejo et al.⁽¹⁰⁾, de Sire et al.⁽²³⁾, San-Emeterio-Iglesias et al.⁽²⁶⁾ y Albert-Lucena et al.⁽¹²⁾. Además, se observaron avances funcionales significativos

en variables como el control motor, el equilibrio o la fuerza muscular en estudios como los de Cruz-Torres et al.⁽¹³⁾, Sangiacomo et al.⁽¹⁴⁾ y San-Emeterio-Iglesias et al.⁽²⁷⁾. En cambio, otros estudios no evidenciaron diferencias funcionales estadísticamente significativas respecto a los grupos control, como en el caso de García-Bermejo et al.⁽¹⁰⁾, o presentaron resultados limitados en participantes con alto nivel de condición física, como en León-Hernández et al.⁽¹¹⁾.

Tabla 2. Características de los estudios experimentales.

Autor(es), año	Patología o condición	Tejido diana	Frecuencia + Tiempo estimulación	Duración de la intervención y Momentos de evaluación	Dolor	Funcionalidad
García-Bermejo et al., 2020	Dolor anterior de rodilla	Nervio femoral	10 Hz, 240 μ s, 10 s x10	1 sesión, evaluación a las 24h y 1 semana	VAS $\downarrow$ significativa (p<0.01)	$\uparrow$ fuerza cuádriceps (p<0.001)
de la Cruz-Torres et al., 2020	Fuerza FHL en bailarinas	Músculo flexor hallucis longus	10 Hz, 240 μ s, 1.5 min	1 sesión, evaluación cruzada antes y después de la intervención	No evaluó dolor	$\uparrow$ fuerza hallux (p<0.05)
de Sire et al., 2021	Dolor crónico mixto musculoesquelético	Nervio periférico (nervio tibial posterior, nervio femoral, nervio ciático)	Estimulación sensitiva inicial 100 Hz (0,2 V) $\rightarrow$ pulsos 2–100 Hz cada 3 s (0,5 V), 25 min	Protocolos variables (1–8 sesiones); evaluación inmediata y seguimiento clínico	Evidencia inconsistente para dolor de origen mixto	$\uparrow$ ROM y calidad de vida en algunos estudios)
San-Emeterio-Iglesias et al., 2021	Dolor lumbar crónico	Nervio ciático	3 Hz, 250 μ s, 10 s x10	1 sesión, evaluación inmediata y a 1 semana	NRS $\downarrow$ (p<0.001), ODI ítem 1 $\downarrow$	$\uparrow$ fuerza cadera, ROM, $\downarrow$ ODI (p<0.001)
León-Hernández et al., 2021	Puntos gatillo trapecio superior	Trapecio superior	2 Hz o 100 Hz, 10 s	6 sesiones en 2 semanas, evaluaciones pre y postintervención	VAS $\downarrow$ (p<0.05), PPT $\uparrow$ (p<0.05)	$\uparrow$ ROM cervical, PPT (p<0.05)
Albert-Lucena et al., 2024	Epicondialgia lateral crónica	Nervio Radial (rama motora)	10 Hz, 250 μ s, 10 s por impulso	4 sesiones (1 por semana), evaluaciones pre y postintervención	VAS $\downarrow$ significativa (p<0.01)	$\uparrow$ fuerza prensión, PPT (p<0.01)
San-Emeterio-Iglesias et al., 2022	Dolor lumbar crónico	Nervio ciático	3 Hz, 250 μ s, 10 s x10	1 sesión, evaluación pre y postinmediata	NRS $\downarrow$ significativa (p<0.001), ODI $\downarrow$ (p<0.001)	$\uparrow$ fuerza cadera, ROM, $\downarrow$ ODI (p<0.001)
Sangiacomo et al., 2024	Fuerza de hombro en CrossFit	Nervios escapulares	10 Hz, 240 μ s, 10 s x10	3 sesiones (1 por semana), evaluación pre y postfinal de intervención	No evaluó dolor	$\uparrow$ fuerza hombro, $\uparrow$ 1RM (p<0.01)

Tabla 3. Las revisiones sistemáticas y metaanálisis.

Revisión Sistemática	Patología	Tejido diana	(Frecuencia / Duración)	Duración de aplicación	Dolor	Funcionalidad
Plaza-Manzano G 2020;24(6):1023–1044.	Dolor músculo-esquelético general	Nervios periféricos (ciático, radial, femoral), puntos motores y músculos profundos (multifidos, cuadrado lumbar, trapecio)	1–10 Hz y 80–250 μ s, variando por estudio	1–2 sesiones por semana, durante 2 a 6 semanas	PENS reduce significativamente el dolor frente a controles; diferencias mantenidas a corto y medio plazo	Mejoras funcionales con PENS en varias condiciones musculoesqueléticas (espalda, cuello, hombro)
Rodríguez-Lagos et al. (2023)	Dolor musculoesquelético (variado)	No se especifica un único nervio; se incluyen múltiples localizaciones dependiendo del estudio analizado (ej. trapecio, rodilla, etc.)	2-150 Hz y de 3-60 min	1 a 16 sesiones, 1 día a 8 semanas según estudio	Mejora inmediata del umbral del dolor a la presión (PPT), efecto leve-moderado; no mantenido a corto plazo	No se analiza funcionalidad como variable principal; centrado en mecanismos de dolor
Beltrán-Alacreu H, 2022;25(1):10–19.	Dolor músculo-esquelético (PENS vs TENS)	Predominantemente nervios periféricos (ciático, femoral, radial), algunos puntos musculares miofasciales	2–10 Hz, 15–30 min	1–2 veces por semana, en protocolos de 2 a 5 semanas	PENS reduce el dolor más que TENS (MD –1.0 cm); no clínicamente significativo al limitarse a estudios de bajo riesgo de sesgo	Mejora funcional similar con PENS y TENS; sin diferencias clínicamente relevantes en evidencia de alta calidad

Las revisiones publicadas entre 2020 y 2023 evaluaron la efectividad de la PENS en diferentes condiciones musculoesqueléticas. En general, los estudios incluidos reportaron reducción del dolor, particularmente cuando se aplicaron frecuencias bajas (1–10 Hz) y sesiones de entre 15 y 30 minutos, administradas durante 1 a 8 semanas. La revisión de Plaza-Manzano et al.⁽⁸⁾ abordó múltiples regiones anatómicas y reportó una mejora significativa en el dolor, aunque sin cambios funcionales consistentes. Rodríguez-Lagos et al.⁽¹⁵⁾ también encontró mejoras leves a moderadas en el dolor. Por su parte, Beltrán-Alacreu et al.⁽¹⁶⁾ comparó la PENS con la TENS, concluyendo que la PENS fue más eficaz para el alivio del dolor, aunque no analizó sistemáticamente los cambios funcionales ni detalló de manera uniforme los parámetros técnicos utilizados.

Las revisiones sistemáticas también coinciden en que la PENS es una técnica segura y con bajo riesgo de efectos adversos. Tanto Plaza-Manzano et al.⁽⁸⁾ como Rodríguez-Lagos et al.⁽¹⁵⁾ señalaron que la mayoría de los estudios incluidos no reportaron eventos adversos clínicamente relevantes. Aunque Beltrán-Alacreu et al.⁽¹⁶⁾ no especificó en profundidad los eventos adversos, indicó que no se hallaron diferencias relevantes en términos de seguridad entre la PENS y la TENS. Estos hallazgos apoyan la percepción de que la PENS es una intervención mínimamente invasiva, bien tolerada y con un perfil de seguridad favorable.

4. Discusión

La estimulación eléctrica nerviosa percutánea (PENS) representa un campo emergente y prometedor en el tratamiento de trastornos musculoesqueléticos, con un crecimiento constante en la investigación durante los últimos cinco años. Los resultados de esta revisión narrativa indican que PENS produce efectos positivos sobre la intensidad del dolor y la funcionalidad en pacientes con diversas afecciones musculoesqueléticas. No obstante, estos efectos no son consistentes en todas las variables ni se mantienen necesariamente a medio plazo. Esta tendencia es coherente con ECA⁽²⁴⁾ y revisiones sistemáticas previas que ya apuntaban a una eficacia moderada a corto plazo para la reducción del dolor, pero con resultados inciertos respecto a la discapacidad asociada⁽⁸⁾.

Un aspecto común en la literatura es la considerable variabilidad metodológica entre los estudios. Las diferencias en los protocolos de aplicación —frecuencia, duración de la sesión, intensidad, número de sesiones o localización anatómica—, así como la inclusión de poblaciones clínicas muy diversas (cervicalgia, gonalgia, lumbalgia, dolor miofascial), dificultan establecer conclusiones definitivas. Aunque esta heterogeneidad ha sido destacada en múltiples análisis, consideramos que su abordaje debe centralizarse en propuestas de estandarización futura más que en reiteraciones descriptivas⁽¹⁵⁾.

Frente a otras terapias convencionales, como la estimulación eléctrica nerviosa transcutánea (TENS), la PENS ha demostrado una superioridad discreta pero significativa en el control del dolor musculoesquelético, aunque las diferencias clínicas no siempre son relevantes⁽¹⁶⁾. Esta ventaja podría explicarse por su capacidad de estimular tejidos profundos, como nervios periféricos o miofibras, en lugar de solo estructuras cutáneas. En comparación con técnicas como la electroacupuntura o la punción seca, la PENS también ha mostrado resultados similares en la mejora del dolor, aunque con menor consenso respecto a su superioridad en funcionalidad^(27,28).

En cuanto a los mecanismos de acción, los estudios experimentales más recientes respaldan la hipótesis de que la PENS ejerce efectos moduladores a nivel del sistema nervioso central. Se ha documentado su capacidad para activar las vías inhibitorias descendentes y promover la liberación de neurotransmisores como las endorfinas o encefalinas⁽²⁹⁾. Además, se ha demostrado que la estimulación eléctrica puede inducir plasticidad sináptica, reorganización funcional en la corteza motora y mayor inhibición intracortical, fenómenos directamente implicados en la modulación central del dolor⁽³⁰⁾. Una revisión sistemática reciente también respalda esta hipótesis, mostrando que la estimulación eléctrica sobre nervios periféricos induce plasticidad sináptica tanto en la médula espinal como en estructuras cerebrales, lo que refuerza su potencial neuromodulador en el tratamiento del dolor⁽³¹⁾.

Un hallazgo distintivo de esta revisión narrativa fue la relevancia del metaanálisis de Rodríguez-Lagos et al.⁽¹⁵⁾, centrado en los efectos de la PENS y la TENS sobre mecanismos endógenos del dolor. Aunque esta revisión no evaluó funcionalidad como variable principal, sí aportó evidencia clave sobre la modulación del procesamiento nociceptivo mediante medidas objetivas como el umbral de dolor por presión (PPT), la modulación condicionada del dolor (CPM) y la suma temporal del dolor (TSP). Los autores concluyeron que la PENS produce un efecto inmediato moderado en la hiperalgesia local, aunque no mantenido en el corto plazo, apoyando su papel como técnica neuromoduladora en la intervención del dolor musculoesquelético. La incorporación de este tipo de desenlaces fisiopatológicos refuerza la necesidad de que futuras investigaciones integren marcadores sensoriales y neurofisiológicos para comprender más profundamente la eficacia terapéutica de la PENS⁽²⁴⁾.

Un aspecto destacable es el uso de frecuencias elevadas en la aplicación de PENS. En este sentido, el estudio de Weiner et al.⁽³²⁾ constituye una aportación relevante, ya que utilizó una frecuencia de 100 Hz —solo explorada por León-Hernández et al.⁽¹¹⁾ en los últimos cinco años— en adultos mayores con dolor lumbar crónico. El protocolo incluyó sesiones de 30 minutos, dos veces por semana durante tres semanas, combinadas con ejercicio terapéutico. Los resultados mostraron una mejora significativa tanto en el dolor como en la funcionalidad, con efectos mantenidos hasta seis meses tras la intervención, lo que refuerza el potencial de la PENS en frecuencias altas para inducir neuromodulación sostenida⁽³²⁾. Este hallazgo es particularmente relevante, ya que la mayoría de los estudios recientes se han centrado en frecuencias bajas (2–10 Hz), sin explorar comparativamente las respuestas clínicas a frecuencias más elevadas.

Además, si bien la mayoría de los estudios incluidos se enfocaron en poblaciones con dolor musculoesquelético crónico, algunos trabajos^(13,14) han comenzado a investigar los efectos de la PENS en sujetos sanos, observando mejoras en fuerza, equilibrio dinámico o activación muscular tras una o pocas sesiones. Estos hallazgos sugieren un efecto facilitador sobre el rendimiento neuromuscular, aunque deben interpretarse con cautela dada la baja calidad metodológica y el enfoque exploratorio de dichos estudios. En cualquier caso, el foco principal debe mantenerse en su aplicación clínica en pacientes con dolor persistente.

Sin embargo, la mayoría de los estudios disponibles presentan limitaciones importantes⁽³³⁾. Muchos carecen de seguimiento a largo plazo, emplean muestras reducidas, o no controlan adecuadamente variables como el entrenamiento previo, comorbilidades u otras intervenciones concomitantes. La ausencia de protocolos estandarizados y la falta de indicadores neu-

rofisiológicos objetivos impiden consolidar la evidencia disponible. Además, persisten dudas sobre cuál es la dosis óptima de estimulación (frecuencia, intensidad, número de sesiones) para cada tipo de paciente y condición clínica.

A la luz de estas limitaciones, se recomienda que futuros ensayos clínicos incorporen tanto variables clínicas como fisiológicas, incluyendo medidas objetivas del sistema nervioso como neuroimagen, EMG o control motor. Además, se hace necesaria la estandarización de parámetros técnicos, el aumento del tamaño muestral y la inclusión de diseños metodológicos más sólidos, que permitan establecer comparaciones rigurosas y posicionar la PENS dentro de las intervenciones basadas en evidencia para el abordaje integral del dolor musculoesquelético.

5. Conclusiones

La estimulación eléctrica nerviosa percutánea (PENS) se presenta como una herramienta terapéutica mínimamente invasiva y segura, con efectos positivos en el tratamiento del dolor musculoesquelético, especialmente a corto plazo. Las revisiones sistemáticas actuales sugieren que la PENS puede reducir significativamente la intensidad del dolor en distintas condiciones musculoesqueléticas y, en algunos casos, mejorar la funcionalidad, aunque estos efectos no siempre se mantienen a medio o largo plazo.

La evidencia de calidad moderada indica que los efectos analgésicos inmediatos de la PENS podrían estar mediados por mecanismos como la modulación descendente del dolor, la activación de neurotransmisores endógenos y cambios en la excitabilidad central. Sin embargo, la falta de homogeneidad en los protocolos de aplicación, así como la escasa representación de ciertos grupos poblacionales y la limitada evaluación funcional en algunos estudios, subrayan la necesidad de investigaciones futuras más estandarizadas y con seguimiento prolongado.

Por tanto, se recomienda que futuros ensayos clínicos incorporen tanto variables clínicas como fisiológicas, incluyendo medidas objetivas del sistema nervioso, y establezcan comparaciones robustas que permitan posicionar la PENS dentro de las intervenciones basadas en evidencia para el abordaje integral del dolor musculoesquelético.

Referencias

1. Vos T, Lim SS, Abbafati C, Abbas KM, Abbasi M, Abbasifard M, et al. Global burden of 369 diseases and injuries in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet*. 2020;396(10258):1204–22. doi: [10.1016/S0140-6736\(20\)30925-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30925-9).
2. Bevan S. Economic impact of musculoskeletal disorders (MSDs) on work in Europe. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2015;29(3):356–73. doi: [10.1016/j.berh.2015.08.002](https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.08.002).
3. Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ*. 2003;81(9):646–56. PMID: 14710506 PMCID: PMC2572542
4. Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F. *Fisioterapia Invasiva: fundamentos y aplicaciones clínicas en el aparato locomotor*. 2.^a ed. Barcelona: Elsevier; 2020.

5. García-Collado A, Valera-Calero JA, Fernández-de-las-Peñas C, Arias-Burúa JL. Effects of ultrasound-guided nerve stimulation targeting peripheral nerve tissue on pain and function: A scoping review. *J Clin Med*. 2022;11(13):3753. doi:10.3390/jcm11133753.
6. Vance CGT, Dailey DL, Rakel BA, Sluka KA. Using TENS for pain control: the state of the evidence. *Pain Manag*. 2014;4(3):197–209. doi: 10.2217/pmt.14.13.
7. Sluka KA, Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *J Pain*. 2003;4(3):109–21. doi: 10.1054/jpai.2003.434.
8. Plaza-Manzano G, Gómez-Chiguano GF, Cleland JA, Arias-Burúa JL, Fernández-de-Las-Peñas C, Navarro-Santana MJ. Effectiveness of percutaneous electrical nerve stimulation for musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Pain*. 2020;24(6):1023–44. doi: 10.1002/ejp.1559. Epub 2020 Apr 4.
9. Weiner RL, Reed KL. Peripheral neurostimulation for control of intractable occipital neuralgia. *Neuro-modulation*. 1999;2(3):217–21. doi: 10.1046/j.1525-1403.1999.00217.x.
10. García-Bermejo P, Valera-Calero JA, Fernández-de-las-Peñas C, Lara-Palomo IC, de-la-Llave-Rincón AI. Effects of ultrasound-guided percutaneous electrical nerve stimulation on anterior knee pain and quadriceps strength: a randomized controlled trial. *J Clin Med*. 2020;9(6):1801.
11. León-Hernández JV, Gil-Martínez A, La Touche R, Lara-Palomo IC, López-de-Uralde-Villanueva I, Fernández-Carnero J. Effects of percutaneous electrical nerve stimulation on myofascial trigger points of upper trapezius: a randomized controlled trial. *Pain Med*. 2021;22(3):632–41.
12. Albert-Lucena D, Navarro-Santana MJ, López-de-Uralde-Villanueva I, Díaz-Arribas MJ, Valera-Calero JA, Fernández-de-las-Peñas C, Plaza-Manzano G. Immediate effects of percutaneous electrical nerve stimulation in patients with lateral elbow pain. *Physiother Theory Pract*. 2024;40(12):2783–94. doi: 10.1080/09593985.2023.2296063
13. de la Cruz-Torres B, López-López D, Albornoz-Cabello M, González-Muñoz A, Barrero-Santiago L, Rodríguez-Mansilla J. Effects of percutaneous electrical nerve stimulation on the performance of the flexor hallucis longus in dancers: a cross-over study. *Med Probl Perform Art*. 2020;35(2):91–5.
14. Sangiacomo R, Valera F, Minaya F, Carcasona-Otal A, Herrero P, Lapuente-Hernández D. Effects of ultrasound-guided percutaneous neuromodulation on shoulder muscle strength in CrossFit athletes: a pilot randomized controlled trial. 2024. doi: 10.1016/j.neurom.2025.03.072
15. Rodríguez-Lagos L, Arribas-Romano A, Fernández-Carnero J, et al. Effects of percutaneous and transcutaneous electrical nerve stimulation on endogenous pain mechanisms in patients with musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis. *Pain Med*. 2023;24(4):397–414. doi: 10.1093/pm/pnac140
16. Beltrán-Alcareu H, López-de-Uralde-Villanueva I, Plaza-Manzano G, Gómez-Chiguano GF, Cleland JA, Fernández-de-Las-Peñas C. Effectiveness of percutaneous electrical nerve stimulation versus transcutaneous in musculoskeletal pain: a systematic review. *Phys Ther Res*. 2022;25(1):10–19. doi: 10.1093/pm/pnac027
17. Ferrari R. Writing narrative style literature reviews. *Med Writ*. 2015;24(4):230–5. doi:10.1179/2047480615Z.000000000329.

18. Guyatt GH, Oxman AD, Vist GE, Kunz R, Falck-Ytter Y, Alonso-Coello P, Schünemann HJ; GRADE Working Group. GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations. *BMJ*. 2008;336(7650):924–6. doi:10.1136/bmj.39489.470347.AD
19. Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS), Numeric Rating Scale for Pain (NRS), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011;63(S11):S240–S252. doi: 10.1002/acr.20543.
20. Hjerstad MJ, Fayers PM, Haugen DF, Caraceni A, Hanks GW, Loge JH, et al. Studies comparing Numerical Rating Scales, Verbal Rating Scales, and Visual Analogue Scales for pain intensity in adults: a systematic literature review. *J Pain Symptom Manage*. 2011;41(6):1073–93. doi: 10.1016/j.jpainsymman.2010.08.016.
21. Fairbank JC, Pynsent PB. The Oswestry Disability Index. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(22):2940–52. doi: 10.1097/00007632-200011150-00017.
22. Vernon H, Mior S. The Neck Disability Index: a study of reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther*. 1991;14(7):409–15. PMID: 1834753
23. de Sire A, Ammendolia A, Lippi L, Farì G, Cisari C, Invernizzi M. Percutaneous Electrical Nerve Stimulation (PENS) as a Rehabilitation Approach for Reducing Mixed Chronic Pain in Patients with Musculoskeletal Disorders. *Appl Sci*. 2021;11(9):4257. doi:10.3390/app11094257
24. Ahmed HE, White PF, Craig WF, Hamza MA, Ghoname ES, Gajraj NM. Use of percutaneous electrical nerve stimulation (PENS) in the short-term management of headache. *Headache*. 2000 Apr;40(4):311-5. doi: 10.1046/j.1526-4610.2000.00046.x. PMID: 10759936.
25. San-Emeterio-Iglesias R, Minaya-Muñoz F, Romero-Morales C, De-la-Cruz-Torres B. Correct sciatic nerve management to apply ultrasound-guided percutaneous neuromodulation in patients with chronic low back pain: a pilot study. *Neuromodulation*. 2021;24(6):1067–1074. doi:10.1111/ner.13396.
26. San-Emeterio-Iglesias R, De-la-Cruz-Torres B, Romero-Morales C, Minaya-Muñoz F. Effect of ultrasound-guided percutaneous neuromodulation of sciatic nerve on hip muscle strength in chronic low back pain sufferers: a pilot study. *J Clin Med*. 2022;11(22):6672. doi:10.3390/jcm11226672.
27. Dunning J, Butts R, Young I, et al. Periosteal electrical dry needling as an adjunct to exercise and manual therapy for knee osteoarthritis: A multicenter randomized clinical trial. *Clin J Pain*. 2018;34(12):1149–1158. doi:10.1097/AJP.0000000000000632.
28. Pérez-Palomares S, Oliván-Blázquez B, Magallón-Botaya R, et al. Percutaneous Electrical Nerve Stimulation Versus Dry Needling in the Treatment of Chronic Low Back Pain: Effectiveness in 122 patients. *Med Probl Perform Art*. 2014;29(2):91–95.
29. Sluka KA, Bjordal JM, Marchand S, Rakel BA. What makes transcutaneous electrical nerve stimulation work? Making sense of the mixed results in the clinical literature. *Phys Ther*. 2013;93(10):1397–1402. doi:10.2522/ptj.20120281.

- 30.** Deer TR, Naidu R, Strand N, et al. A review of the bioelectronic implications of stimulation of the peripheral nervous system for chronic pain conditions. *Bioelectron Med.* 2020;6:9. doi: [10.1186/s42234-020-00045-5](https://doi.org/10.1186/s42234-020-00045-5)
- 31.** Beltrá P, Viudes-Sarrión N, Giner MJ, Tomás-Muñoz E, Pérez-Cervera L, Martín-San Agustín R, Ortega FJ, Valdesuso R, Suso-Martí L, Binshtok A, Delicado-Miralles M, Velasco E. Electrical nerve stimulation induces synaptic plasticity in the brain and the spinal cord: a systematic review. *Neuromodulation.* 2025 Apr 8. doi:[10.1016/j.neurom.2025.02.008](https://doi.org/10.1016/j.neurom.2025.02.008).
- 32.** Weiner DK, Rudy TE, Glick RM, et al. Efficacy of percutaneous electrical nerve stimulation and therapeutic exercise for older adults with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Pain.* 2008;140(2):344–357. doi: [10.1016/j.pain.2008.09.005](https://doi.org/10.1016/j.pain.2008.09.005)
- 33.** Fidalgo-Martin I, Ramos-Álvarez JJ, Murias-Lozano R, Rodríguez-López ES. Effects of percutaneous neuromodulation in neuromusculoskeletal pathologies: A systematic review. *Medicine (Baltimore).* 2022;101(41):e31016. doi:[10.1097/MD.00000000000031016](https://doi.org/10.1097/MD.00000000000031016)

Información editorial

✉ Correspondencia

javiergt15@gmail.com

Fechas

Recibido: 11.01.2025

Aceptado: 27.07.2025

Publicado: 27.08.2025

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud.

Conflicto de intereses

El autor declara no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Guerrero Troyano J. Aplicación de la Estimulación Eléctrica Nerviosa Percutánea (PENS) en trastornos musculoesqueléticos: una revisión narrativa. *Invasive Physiother Musculoskelet Med.* 2025;1:e8. doi: [10.63360/ipmm.v1.e8](https://doi.org/10.63360/ipmm.v1.e8)

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

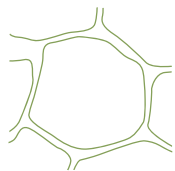
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e5

Series de Casos

Efectos de la punción seca en la marcha y el equilibrio en pacientes con esclerosis múltiple: un estudio cuasiexperimental

Alberto Javier-Ormazábal^{1,3}  0000-0001-8742-5308

Montserrat González-Platas²  0000-0003-1116-5241

María del Pilar Pérez-Trujillo^{3,4}  0000-0002-4992-2175

¹Servicio de Fisioterapia, Hospital Universitario de Canarias, Servicio Canario de Salud, Carretera Ofra S/N, 38320 San Cristóbal de La Laguna, Santa Cruz de Tenerife, España.

²Servicio de Neurología, Hospital General de Fuerteventura, Servicio Canario de Salud, Carretera del aeropuerto, Km 1, 35600 Puerto del Rosario, Las Palmas, España.

³Universidad Europea de Canarias, Health Sciences Department, C. Inocencio García, 1, 38300 La Orotava, Santa Cruz de Tenerife, España.

⁴Universidad de La Laguna, Departamento de Medicina Física y Farmacología, C/ Sta. María Soledad, s/n. Facultad de Ciencias de la Salud, 38320 San Cristóbal de la Laguna, Santa Cruz de Tenerife, España.

RESUMEN

Introducción: La espasticidad es uno de los síntomas más discapacitantes que afectan a los pacientes con esclerosis múltiple y puede provocar alteraciones en la marcha y el equilibrio. Aunque la punción seca (PS) ha demostrado ser eficaz para reducir la espasticidad y mejorar la marcha en pacientes con diferentes afecciones neurológicas, aún no se ha investigado su efecto sobre el equilibrio estático y dinámico. Este estudio tuvo como objetivo evaluar los efectos de la PS sobre la marcha y el equilibrio en pacientes con esclerosis múltiple.

Presentación del caso: Se diseñó un estudio cuasi-experimental antes-después. Los pacientes recibieron tres sesiones mensuales de PS durante 2 meses, aplicadas en los músculos gastrocnemio e isquiotibiales. Los participantes fueron evaluados al inicio y después de completar las 6 sesiones de PS (mes 2).

Resultados: Veinte pacientes con esclerosis múltiple participaron en el estudio. La PS tuvo un impacto positivo en el equilibrio, medido mediante el test de Tinetti justo después de finalizar el tratamiento (6 sesiones) ($p = 0,004$).

Conclusiones: Un protocolo de 6 sesiones de PS en músculos espásticos flexores de rodilla y tobillo en pacientes con EM parece tener un efecto positivo sobre el equilibrio.

Palabras clave: esclerosis múltiple; espasticidad; punción seca; marcha; equilibrio; fisioterapia.

1. Introducción

La esclerosis múltiple (EM) es la enfermedad neurológica inflamatoria más común en adultos jóvenes. Puede incluir diversas manifestaciones neurológicas como neuritis óptica, diplopía, pérdida sensorial, espasticidad, debilidad en las extremidades, ataxia de la marcha, pérdida del control vesical y disfunción cognitiva^(1,2). La etiología de la enfermedad es compleja y multifactorial, involucrando tanto factores genéticos como ambientales. Afecta predominantemente a mujeres, con una proporción mujer:hombre de aproximadamente 3:1, y se considera la segunda causa principal de discapacidad en adultos jóvenes entre los 25 y 30 años. La prevalencia estimada en Europa durante las últimas tres décadas es de 83 casos por cada 100.000 habitantes, con una incidencia de 4,3 casos por cada 100.000 habitantes^(3,4).

El tratamiento de la EM requiere medidas terapéuticas multidisciplinarias y servicios especializados para un abordaje integral. La espasticidad es uno de los objetivos más relevantes del tratamiento, aunque la evidencia disponible aún es limitada⁽⁵⁾. La espasticidad es uno de los signos más frecuentes de la EM (85%), y se asocia con alteraciones de la marcha^(6,7), afectando la calidad de vida del paciente y generando un impacto socioeconómico considerable⁽⁸⁾.

Entre las limitaciones físicas causadas por la espasticidad, la disfunción de la marcha es una de las más discapacitantes para los pacientes con EM, ya que afecta directamente a su autonomía, participación en las actividades de la vida diaria y riesgo de caídas. Por ello, la evaluación de la marcha se convierte en un indicador clave para valorar la efectividad de las intervenciones dirigidas a mejorar la movilidad y la independencia funcional en esta población. Además de las alteraciones de la marcha, los trastornos del equilibrio son altamente prevalentes en personas con EM y constituyen un factor importante de riesgo de caídas. La disfunción del equilibrio puede deberse a una combinación de déficits sensoriales, debilidad motora, afectación cerebelosa y respuestas posturales alteradas, todos ellos frecuentes en la EM. Evaluar el equilibrio es crucial para comprender las limitaciones funcionales y orientar intervenciones específicas que mejoren la seguridad y la movilidad de estos pacientes.

Las intervenciones fisioterapéuticas son seguras y eficaces para el manejo de la espasticidad en pacientes con EM⁽⁹⁾. En concreto, la fisioterapia invasiva, como la acupuntura, la electroacupuntura y la punción seca (PS), ha mostrado buenos resultados en la reducción de la espasticidad⁽¹⁰⁾, además de ser segura⁽¹¹⁾. Los mecanismos propuestos mediante los cuales la PS podría reducir la espasticidad incluyen la modulación de la excitabilidad de los reflejos espinales⁽¹²⁾, la interrupción de placas motoras disfuncionales⁽¹³⁾ y la restauración del input aferente normal a través de la estimulación mecánica de las fibras musculares⁽¹⁴⁾. Estos efectos podrían reducir la hipertonía y mejorar el control motor en pacientes con alteraciones neurológicas⁽¹⁵⁾.

La PS ha demostrado ser eficaz en pacientes con ictus para mejorar la marcha^(16,17), mientras que en otras poblaciones, como la enfermedad de Parkinson⁽¹⁸⁾ o la lesión medular⁽¹⁹⁾, su efecto no está del todo claro. Además, la PS es un tratamiento coste-efectivo para la espasticidad en pacientes con ictus crónico⁽²⁰⁾ y subagudo⁽²¹⁾. Podría constituir una alternativa a otros tratamientos farmacológicos, aunque se requieren más estudios para comparar su efectividad y coste-efectividad⁽²²⁾. Un estudio reciente, en el que pacientes con EM recibieron 12 sesiones de PS durante un período de 4 meses, sugiere que la PS puede mejorar la movilidad⁽²³⁾ y la

velocidad de la marcha⁽²⁴⁾. Sin embargo, aún no se ha investigado el efecto de la PS sobre el equilibrio estático y dinámico, lo cual está directamente relacionado con el riesgo de caídas. El objetivo de este estudio es evaluar el efecto de la punción seca sobre la marcha y el equilibrio en pacientes con esclerosis múltiple.

2. Descripción del caso o de las series de casos

2.1 Información del paciente

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de Investigación Clínica del Hospital Universitario de Canarias, Islas Canarias, España (con fecha 22 de febrero de 2018), con número de acta 2017_100. Todos los procedimientos se realizaron de acuerdo con la Declaración de Helsinki. Todos los pacientes firmaron un documento de consentimiento informado antes de participar. Se obtuvo el consentimiento de todos los sujetos involucrados en el estudio. Para la realización de este trabajo se siguieron las directrices de la guía CONSORT. Los pacientes otorgaron su consentimiento informado por escrito para la publicación de este artículo.

2.2 Hallazgos clínicos

El estudio se llevó a cabo en el servicio de neurología del Hospital Universitario de Canarias entre 2019 y 2020. Se reclutó una muestra por conveniencia de pacientes que cumplieron los siguientes criterios de inclusión: (1) diagnóstico de esclerosis múltiple realizado por un neurólogo, (2) tener más de 18 años y menos o igual a 60 años de edad, (3) puntuación igual o superior a 2 en la Escala Expandida del Estado de Discapacidad (EDSS), (4) puntuación superior a 2 en los dominios piramidal, troncoencefálico, marcha y esfínteres, (5) presencia de hipertonía evaluada clínicamente como aumento de la resistencia al estiramiento pasivo, (6) disponibilidad horaria para recibir las terapias. Los criterios de exclusión fueron: (1) presencia de alguna enfermedad asociada a la EM en la que la punción seca esté contraindicada, (2) estar en fase de brote o haber sufrido uno en los 30 días previos al inicio del programa de tratamiento, (3) estar tomando medicación contraindicada con la aplicación de PS.

2.3 Evaluación diagnóstica

Los participantes fueron evaluados por un examinador independiente al inicio del estudio (basal, T0) y justo después de completar las 6 sesiones de punción seca (T1). La variable principal fue la velocidad de la marcha, medida con la marcha cronometrada de 25 pies (Timed 25-Foot Walk, T25FW), un test cuantitativo de movilidad y función de las piernas basado en el tiempo que tarda el paciente en caminar 25 pies (7,5 metros)⁽²⁵⁾. Esta prueba es considerada el método de referencia o “gold standard” para evaluar la velocidad de la marcha en pacientes con EM. Los trastornos de la marcha son uno de los síntomas más incapacitantes de la esclerosis múltiple, apareciendo a menudo en fases tempranas de la enfermedad y agravándose con su progresión⁽²⁶⁾. Por tanto, la velocidad de la marcha y la movilidad son parámetros funcionales clave para valorar la efectividad clínica de las intervenciones de rehabilitación en esta población⁽²⁷⁾. La prueba se realizó dos veces y se calculó la media de ambos intentos⁽²⁸⁾. El T25FW se ha utilizado para evaluar intervenciones tanto farmacológicas como de rehabilitación y es útil

para detectar cambios en la capacidad de deambulaci3n en contextos cl3nicos⁽²⁹⁾. Adem3s, se evaluaron los siguientes variables secundarias:

Escala de Marcha para Esclerosis M3ltiple (MSWS-12): es un cuestionario autoadministrado que mide el impacto de la EM en la capacidad de caminar del paciente⁽³⁰⁾. Cada 3tem se punt3a de 1 (sin limitaci3n) a 5 (limitaci3n extrema), con una puntuaci3n total de 12 a 60, donde los valores m3s altos indican mayor afectaci3n⁽³¹⁾. La MSWS-12 ha demostrado ser adecuada para su uso en la pr3ctica cl3nica, especialmente en pacientes con niveles medios o altos de discapacidad en la marcha⁽³²⁾.

Cuestionario de Calidad de Vida en Esclerosis M3ltiple (MSQoL-54): es un instrumento espec3fico para evaluar la calidad de vida en pacientes con EM. Este cuestionario autoadministrado contiene 54 3tems divididos en dominios f3sico y mental. La puntuaci3n va de 0 a 100, donde 100 representa la mejor calidad de vida posible. La versi3n en espa3ol del MSQoL-54 es v3lida y fiable para esta poblaci3n^(33,34).

Test "Timed Up and Go" (TUG): dise3ado inicialmente para medir el riesgo de ca3das en adultos mayores, ha sido validado tambi3n para otras poblaciones, incluida la EM. En esta prueba, los participantes se sientan en una silla con respaldo y apoyabrazos, deben levantarse, caminar 3 metros, girar 360°, volver a la silla y sentarse de nuevo. Se realiza dos veces y se toma la media. El test TUG ha demostrado ser altamente fiable y sensible para evaluar la capacidad de marcha y movilidad general en pacientes con EM con discapacidad leve⁽³⁵⁾, y su fiabilidad test-retest y reproducibilidad han sido confirmadas⁽³⁶⁾.

Escala de Tinetti (TBT): herramienta cl3nica ampliamente utilizada para evaluar el equilibrio y la marcha en personas mayores y pacientes con afecciones neurol3gicas. Consta de dos subescalas: una de equilibrio (m3x. 16 puntos) y otra de marcha (m3x. 12 puntos), con una puntuaci3n total m3xima de 28 puntos⁽³⁷⁾. El TBT ha demostrado buena fiabilidad y validez en diversas poblaciones neurol3gicas, incluyendo ictus y enfermedad de Parkinson^(38,39), y tambi3n se ha utilizado en pacientes con EM para identificar alteraciones en la movilidad y riesgo de ca3das. Su simplicidad, escasos requerimientos de material y sensibilidad al cambio lo convierten en una herramienta 3til tanto en entornos cl3nicos como de investigaci3n centrados en los resultados relacionados con el equilibrio. Eval3a tareas funcionales como el equilibrio al sentarse, levantarse de la silla, giros y simetr3a del paso. Las puntuaciones m3s bajas indican mayor riesgo de ca3da.

2.4 Intervenci3n terap3utica

Dos fisioterapeutas (AO y PP) del Hospital Universitario de Canarias, con 5 a3os de experiencia en la aplicaci3n de tratamientos con puncci3n seca, participaron en el estudio.

Los pacientes recibieron tres sesiones mensuales de puncci3n seca durante 2 meses (6 sesiones en total), aplicadas sobre los puntos gatillo miofasciales de los m3sculos gastrocnemio e isquiotibiales, dejando al menos cinco d3as entre sesiones para respetar el proceso de reparaci3n tisular⁽³⁴⁾. El paciente se colocaba en dec3bito prono con una almohada bajo los tobillos (Figura 2). Los m3sculos eran posicionados en elongaci3n subm3xima, siguiendo los criterios de aplicaci3n de PS en pacientes neurol3gicos⁽³⁷⁾.

Se realizaron inserciones repetidas de la aguja en el músculo a una frecuencia aproximada de 1 Hz durante un minuto. Los materiales utilizados en el estudio fueron: agujas de punción seca (0,25 x 40 mm y 0,25 x 25 mm, Agupunt®, Barcelona, España), una camilla, gasas, alcohol y guantes.

2.5 Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el software SPSS versión 25.0 (Chicago, IL, EE. UU.). Se consideraron estadísticamente significativos los valores de $p < 0,05$. Las variables categóricas se expresaron como frecuencias y porcentajes, mientras que las variables continuas se expresaron como medias, desviaciones estándar, medianas y rangos (mínimo-máximo). Dado que las variables resultado no seguían una distribución normal, se utilizó la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para comparar las puntuaciones antes y después del tratamiento.

3. Resultados

Veinte pacientes con esclerosis múltiple ($44,42 \pm 8,43$ años) participaron en este estudio.

Todos los participantes fueron diagnosticados con esclerosis múltiple remitente-recurrente. En el estudio participaron dieciséis mujeres y cuatro hombres. La PS tuvo un impacto positivo sobre el equilibrio, medido mediante el test de Tinetti, justo después de completar el tratamiento (6 sesiones) ($p = 0,004$) (ver Tabla 1).

Cuando esta mejora se analizó por separado para el equilibrio dinámico y estático, solo el equilibrio estático mostró mejoras significativas ($p = 0,023$). También se observó una mejora significativa justo después de las 6 sesiones de tratamiento en la calidad de vida, tanto en el dominio físico ($p = 0,003$) como en el mental ($p = 0,014$), medido con el MSQoL-54, así como en EDSS ($p = 0,057$). No se observaron mejoras significativas tras las 6 sesiones de tratamiento en las siguientes pruebas: TUG ($p = 0,542$), T25FW ($p = 0,275$), y MSWS-12 ($p = 0,075$).

Tabla 1. Mediciones en T0 (Basal), T1 (inmediatamente después de 6 sesiones de tratamiento).

	T0 (baseline)	T1 (immediately after 6 treatment sessions)	Treatment effect. Mean $\pm$ SD (p-value)
EDSS	4,5 $\pm$ 1,27	4,3 $\pm$ 1,46	0,21 $\pm$ 0,45 (0,057)
MSQoL54-Physical	54,83 $\pm$ 13,34	62,35 $\pm$ 14,55	$\sim$ 7,52 $\pm$ 9,43 (0,003*)
MSQoL54-Mental	62,78 $\pm$ 15,94	70,78 $\pm$ 19,18	$\sim$ 7,99 $\pm$ 12,77 (0,014*)
TUG	18,45 $\pm$ 14,29	18,05 $\pm$ 14,62	0,39 $\pm$ 2,74 (0,542)
T25FW	15,08 $\pm$ 16,21	14 $\pm$ 13,30	1,07 $\pm$ 4,17 (0,275)
MSWS-12	39,78 $\pm$ 14,38	34,68 $\pm$ 13,66	5,10 $\pm$ 11,78 (0,075)
TINETTI	19,63 $\pm$ 5,68	21,42 $\pm$ 4,37	$\sim$ 1,78 $\pm$ 2,32 (0,004*)
TINETTI GAIT	8,48 $\pm$ 2,96	9,26 $\pm$ 2,07	$\sim$ 0,68 $\pm$ 1,66 (0,91)
TINETTI BALANCE	10,63 $\pm$ 3,57	12,16 $\pm$ 2,63	-1,52 $\pm$ 2,67 (0,023*)

Datos: Media $\pm$ desviación estándar (SD). $P \leq 0.05$.

QOL54: Quality of Life 54; TUG: Time up and go; T25FW: Time-25- Foot Walk test; MSWS-12: Twelve MS Walking Scale.

EDSS: Expanded Scale of Disability Status; Tinetti: gait and balance scale

4. Discusión

El objetivo principal de este estudio fue analizar si la PS puede mejorar la marcha y el equilibrio en pacientes con EM, así como determinar si ciertos aspectos específicos de la marcha podrían mejorar mientras que otros no. Por este motivo, se utilizaron distintas escalas clínicas que miden diferentes aspectos de la marcha.

Por un lado, no se encontraron cambios en la capacidad de marcha medida cualitativamente con la MSWS-12, ni cuantitativamente con el TUG. Tampoco se observaron cambios en la velocidad de la marcha, medida con la prueba T25FW.

El resultado de nuestro estudio difiere del obtenido en un estudio previo realizado en pacientes con EM por Del Pilar Pérez-Trujillo⁽²⁴⁾, quien sí encontró cambios significativos en el T25FW y el TUG. Esto podría deberse a que los pacientes de dicho estudio recibieron el doble de sesiones que en el nuestro. En nuestro caso, los pacientes recibieron seis sesiones de PS, tres por mes, durante dos meses. Esta dosificación se eligió para garantizar un tiempo suficiente para la recuperación tisular⁽⁴¹⁾. Sin embargo, otros estudios han empleado protocolos más intensivos, como tres sesiones por semana, y aún así han reportado resultados positivos en la reducción de espasticidad. Serían necesarios más estudios que comparen distintas dosis y frecuencias de tratamiento para establecer protocolos óptimos de uso clínico⁽⁴²⁾.

Otro estudio, realizado por Miller⁽⁴³⁾, encontró mejoras en la distancia recorrida durante el test de marcha de seis minutos (6MWT) y en la velocidad de marcha con el T25FW. Sin embargo, este estudio combinó estimulación eléctrica intermuscular con estimulación eléctrica funcional y entrenamiento en cinta rodante, lo que impide conocer con certeza el efecto específico de la PS y cuánto contribuyó esta técnica a la mejora general.

Por otro lado, sí se observó una mejora significativa en la escala de Tinetti, específicamente en la subescala que mide el equilibrio. En relación con el equilibrio, nuestros resultados difieren del estudio de Miller⁽⁴³⁾, quien no encontró mejoras significativas en el equilibrio evaluado con la escala de Berg tras aplicar un protocolo con estimulación eléctrica intermuscular.

Aunque nuestro estudio encontró cambios significativos en el equilibrio, el MCID (mínimo cambio clínicamente importante) para pacientes con EM medido con la escala de Tinetti aún no ha sido determinado, por lo que es posible que la diferencia encontrada no represente un cambio real o clínicamente relevante, considerando que la media de cambio fue de solo 1,52 puntos.

Futuros estudios deberían investigar cómo las intervenciones con PS, tanto aisladas como combinadas con otras terapias, pueden contribuir a mejorar el equilibrio.

Una posible explicación a la mejora observada en el equilibrio, pero no en la velocidad de marcha ni en los tests funcionales de marcha, es que la PS pueda tener un efecto más notable sobre los mecanismos de control postural, como la retroalimentación propioceptiva, la modulación de reflejos y la coordinación neuromuscular, más que directamente sobre la fuerza o resistencia muscular. Estos efectos podrían mejorar el equilibrio estático y dinámico sin traducirse necesariamente en cambios medibles en la marcha, especialmente en intervenciones de corta duración.

Nuestro estudio mostró mejoras significativas en los dominios físico y mental de la calidad de vida. Estas mejoras son similares a las encontradas en pacientes con EM⁽²⁴⁾ y en otras poblaciones como el ictus⁽¹⁵⁾.

Tras analizar los cuestionarios utilizados y considerando la relación entre la calidad de vida, la discapacidad y la autoeficacia, así como el papel central de la fatiga, podría establecerse una asociación⁽⁴⁴⁾ entre la mejora significativa en la calidad de vida y una posible mejora de la fatiga en pacientes con EM. Esto se apoya en el hecho de que los principales cambios ocurrieron en las preguntas 4 a 12 del MSQoL-54, que se relacionan con la fatiga muscular.

Además, debe destacarse que con solo seis sesiones de PS, los pacientes con EM mostraron una mejora significativa en su calidad de vida, similar a la obtenida en estudios donde se aplicaron el doble de sesiones⁽²⁴⁾, lo cual es importante a tener en cuenta al realizar futuros estudios de coste-efectividad, dada la menor duración del protocolo.

Aunque la mejora en la calidad de vida fue estadísticamente significativa, se necesitan más estudios para determinar si estos cambios superan el MCID para el cuestionario MSQoL-54. No obstante, considerando los cambios observados en los dominios físico y mental, especialmente en ítems relacionados con la fatiga y la función física, es razonable pensar que la reducción de la espasticidad o una mayor confianza en el movimiento hayan contribuido a la mejora percibida.

Las investigaciones futuras deberían explorar los efectos a largo plazo de la PS en pacientes con EM, así como identificar el número óptimo y la frecuencia de sesiones necesarias para lograr mejoras clínicamente significativas en marcha, equilibrio y calidad de vida. También sería necesario analizar la coste-efectividad de la PS en pacientes con EM, como ya se ha hecho en otras patologías como el ictus^(16,17), el dolor plantar⁽⁴⁵⁾ o la tendinopatía rotuliana⁽⁴⁶⁾. Además, se debería estudiar el efecto de la PS como parte de un tratamiento multimodal, para comprender cuál es el valor añadido de incorporar esta técnica a un programa de rehabilitación. Este estudio presenta algunas limitaciones, entre ellas el tamaño reducido de la muestra, la ausencia de un grupo control y el diseño cuasi-experimental. Sin embargo, el objetivo fue evaluar los posibles efectos de la PS en un entorno clínico real. Estudios preliminares como este son esenciales para justificar y orientar el diseño de futuros ensayos clínicos aleatorizados, incluyendo la estimación del tamaño muestral. Adicionalmente, la hipertonía fue evaluada clínicamente sin el uso de una escala estandarizada como la Modified Ashworth Scale (MAS). Aunque esto refleja la práctica clínica habitual y fue realizada por neurólogos con experiencia, puede reducir la reproducibilidad e introducir variabilidad en la selección de los pacientes.

5. Conclusiones

Un protocolo de 6 sesiones de DN en los músculos flexores espásticos de la rodilla y el tobillo de las extremidades inferiores en pacientes con EM parece tener un efecto positivo sobre el equilibrio y la calidad de vida. Sin embargo, es necesario seguir investigando para determinar el número óptimo de sesiones de DN necesarias para lograr cambios en la marcha y analizar los efectos que la DN puede tener a largo plazo. Aunque los resultados de este estudio son prometedores, deben interpretarse con cautela debido a limitaciones como el pequeño tamaño de la muestra, la ausencia de un grupo de control y la corta duración del seguimiento. Estos resultados son preliminares y deben confirmarse mediante ensayos controlados más amplios.

6. Consentimiento informado del paciente

Todos los pacientes firmaron un documento de consentimiento informado antes de participar. Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos que participaron en el estudio. Para la realización de este estudio se siguieron las instrucciones de la guía CONSORT. Se ha obtenido el consentimiento informado por escrito de los pacientes para publicar este trabajo.

Referencias

1. Reich D, Lucchinetti CF, Calabresi PA. Multiple Sclerosis. *N Engl J Med* 2018; 378: 169–80. doi: [10.1056/NEJMr1401483](https://doi.org/10.1056/NEJMr1401483). PMID: 29320652; PMCID: PMC6942519.
2. Wallin MT, Culpepper WJ, Nichols E, Bhutta ZA, Gebrehiwot TT, Hay SI, et al. Global, regional, and national burden of multiple sclerosis 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol.* 2019;18(3):269–85. doi: [10.1016/S1474-4422\(18\)30443-5](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30443-5).
3. Grasso MG, Pace L, Troisi A, Tonini A, Paolucci S. Prognostic factors in multiple sclerosis rehabilitation. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2009; 45:47–51. Epub 2009 Mar 9. PMID: 19270638.
4. Pugliatti M, Rosati G, Carton H, Riise T, Drulovic J, Vecsei L, et al. The epidemiology of multiple sclerosis in Europe. *Eur J Neurol.* 2006; 13:700–22. doi: [10.1111/j.1468-1331.2006.01342.x](https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2006.01342.x).
5. Oreja Guevara C, Montalban Gairin X, de Andrés de Frutos C, Casanova Estruch B, Muñoz García D, García I, et al. Consensus paper on spasticity in patients with multiple sclerosis. *Rev Neurol.* 2013; 57(08):359. doi: [10.33588/rn.5708.2013374](https://doi.org/10.33588/rn.5708.2013374)
6. Khan F, Amatya B. Rehabilitation in Multiple Sclerosis: A Systematic Review of Systematic Reviews. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017; 98(2):353–67. doi: [10.1016/j.apmr.2016.04.016](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.04.016).
7. Pau M, Coghe G, Corona F, Marrosu MG, Cocco E. Effect of spasticity on kinematics of gait and muscular activation in people with Multiple Sclerosis. *J Neurol Sci.* 2015; 358(1–2):339–44. doi: [10.1016/j.jns.2015.09.352](https://doi.org/10.1016/j.jns.2015.09.352).
8. Svennson J, Borg S, Nilsson P. Costs and quality of life in multiple sclerosis patients with spasticity. *Acta Neurol Scand.* 2014;129(1): 13–20. doi: [10.1111/ane.12139](https://doi.org/10.1111/ane.12139).
9. Etoom M, Khraiweh Y, Lena F, Hawamdeh M, Hawamdeh Z, Centonze D, et al. Effectiveness of Physiotherapy Interventions on Spasticity in People with Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Am J Phys Med Rehabil.* 2018;97(11):793–807. doi: [10.1097/PHM.0000000000000970](https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000970).
10. Javier-Ormazábal A, González-Platas M, González-Sierra E, González-Sierra M. Invasive Physiotherapy as a Treatment of Spasticity: A Systematic Review. *Degener Neurol Neuromuscul Dis.* 2022 Mar 3; 12:23–29. doi: [10.2147/DNND.S350192](https://doi.org/10.2147/DNND.S350192).
11. Boyce D, Wempe H, Campbell C, Fuehne S, Zylstra E, Smith G, et al. Adverse Events Associated with Therapeutic Dry Needling. *Int J Sports Phys Ther.* 2020; 15(1):103–13. PMID: 32089962; PMCID: PMC7015026.
12. Gallego, P. H., & del Moral, O. M. (2007). A Case Study Looking at the Effectiveness of Deep Dry Needling for the Management of Hypertonia. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 15(2), 55–60. doi: [10.1300/J094v15n02_09](https://doi.org/10.1300/J094v15n02_09)

13. Domingo A, Mayoral O, Monterde S, Santafé MM. Neuromuscular damage and repair after dry needling in mice. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2013;2013:260806. doi: 10.1155/2013/260806. Epub 2013 Apr 9. PMID: 23662122; PMCID: PMC3638584.
14. Cagnie B, Dewitte V, Barbe T, Timmermans F, Delrue N, Meeus M. Physiologic effects of dry needling. *Current Pain and Headache Reports*. 2013;17(8):348. doi:10.1007/s11916-013-0348-5
15. Calvo S, Brandín-de la Cruz N, Jiménez-Sánchez C, Bravo-Esteban E, Herrero P. Effects of dry needling on function, hypertonia and quality of life in chronic stroke: a randomized clinical trial. *Acupuncture in Medicine*. 2022;40(4):312-321. doi:10.1177/09645284211056347
16. Hadi S, Khadijeh O, Hadian M, Niloofar AY, Olyaei G, Hossein B, Calvo S, Herrero P. The effect of dry needling on spasticity, gait and muscle architecture in patients with chronic stroke: A case series study. *Top Stroke Rehabil*. 2018 Jul;25(5):326-332 doi: 10.1080/10749357.2018.1460946.
17. Ghannadi S, Shariat A, Ansari NN, Tavakol Z, Honarpishe R, Dommerholt J, et al. The Effect of Dry Needling on Lower Limb Dysfunction in Poststroke Survivors. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2020;29(6):104814. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.104814.
18. Brandín-de la Cruz N, Calvo S, Rodríguez-Blanco C, Herrero P, Bravo-Esteban E. Effects of dry needling on gait and muscle tone in Parkinson's disease: a randomized clinical trial. *Acupunct Med*. 2022 Feb;40(1):3-12. doi: 10.1177/09645284211039232.
19. Cruz-Montecinos C, Núñez-Cortés R, Bruna-Melo T, Tapia C, Becerra P, Pavez N, et al. Dry needling technique decreases spasticity and improves general functioning in incomplete spinal cord injury: A case report. *J Spinal Cord Med*. 2020;43(3):414–8. doi: 10.1080/10790268.2018.1533316.
20. Fernández-Sanchis D, Brandín-de la Cruz N, Jiménez-Sánchez C, Gil-Calvo M, Herrero P, Calvo S. Cost-Effectiveness of Upper Extremity Dry Needling in Chronic Stroke. *Healthcare (Basel)*. 2022 Jan 14;10(1):160. doi: 10.3390/healthcare10010160.
21. Fernández-Sanchis D, Cuenca-Zaldívar JN, Calvo S, Herrero P, Gómez-Barrera M. Cost-effectiveness of upper extremity dry needling in the rehabilitation of patients with stroke. *Acupuncture in Medicine*. 2022;40(2):160-168. doi:10.1177/09645284211055750.
22. Fernández D, Pujol C, Ruber C, Calvo S, Levin MF, Herrero P, et al. Economics of dry needling and botulinum toxin type A for treatment of post-stroke spasticity: a review. *Explor Neuroprotective Ther [Internet]*. 2022;2(3):131–40. doi: 10.37349/ent.2022.00024
23. Khalifeloo M, Naghdi S, Ansari NN, Dommerholt J, Sahraian MA. Dry needling for the treatment of muscle spasticity in a patient with multiple sclerosis: a case report. *Physiother Theory Pract*. 2021 Sep 21:1-7. doi: 10.1080/09593985.2021.1978118.
24. Del Pilar Pérez-Trujillo M, González-Platas M, Pérez-Martín MY, Revert-Gironés MC, González-Platas J. Dry needling for treating spasticity in multiple sclerosis. *J Phys Ther Sci*. 2021 Jul;33(7): 505-5010. doi: 10.1589/jpts.33.505
25. Bennett SE, Bromley LE, Fisher NM, Tomita MR, Niewczyk P. Validity and reliability of four clinical gait measures in patients with multiple sclerosis. *Int J MS Care*. 2017; 19:247–252. doi: 10.7224/1537-2073.2015-006.
26. Martin CL, Phillips BA, Kilpatrick TJ, et al. Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability. *Multiple Sclerosis Journal*. 2006;12(5):620-628. doi:10.1177/1352458506070658

- 27.** Taraldsen K, Thingstad P, Døhl Ø, Follestad T, Helbostad JL, Lamb SE, Saltvedt I, Sletvold O, Halsteinli V. Short and long-term clinical effectiveness and cost-effectiveness of a late-phase community-based balance and gait exercise program following hip fracture. The EVA-Hip Randomised Controlled Trial. *PLoS One*. 2019 Nov 18;14(11):e0224971. doi: [10.1371/journal.pone.0224971](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0224971).
- 28.** Motl RW, Cohen JA, Benedict R, Phillips G, LaRocca N, Hudson LD, Rudick R. Validity of the timed 25-foot walk as an ambulatory performance outcome measure for multiple sclerosis. *Mult Scler*. 2017; 23:704–710. doi: [10.1177/1352458517690823](https://doi.org/10.1177/1352458517690823).
- 29.** Engelhard MM, Schmidt KM, Engel CE, Brenton JN, Patek SD, Goldman MD. The e-MSWS-12: improving the multiple sclerosis walking scale using item response theory. *Qual Life Res*. 2016;25(12):3221–30. doi: [10.1007/s11136-016-1342-2](https://doi.org/10.1007/s11136-016-1342-2).
- 30.** Mehta L, McNeill M, Hobart J, Wyrwich KW, Poon JL, Auguste P, Zhong J, Elkins J. Identifying an important change estimate for the Multiple Sclerosis Walking Scale-12 (MSWS-12v1) for interpreting clinical trial results. *Mult Scler J Exp Transl Clin*. 2015 Aug 5; 1:2055217315596993. doi: [10.1177/2055217315596993](https://doi.org/10.1177/2055217315596993).
- 31.** Bennett S.E., Bromley L.E., Fisher N.M., Tomita M.R., Niewczyk P. Validity and Reliability of Four Clinical Gait Measures in Patients with Multiple Sclerosis. *Int. J. MS Care*. 2017;19:247–252. doi: [10.7224/1537-2073.2015-006](https://doi.org/10.7224/1537-2073.2015-006)
- 32.** Aymerich M, Guillamón I, Perkal H, Nos C, Porcel J, Berra S, Rajmil L, Montalbán X. Adaptation to Spanish of the MSQOL-54 in multiple sclerosis patients. *Neurology*. 2006 May;21(4):181–7. English. PMID: 16832772.
- 33.** Fernández O, Fernández V, Baumstarck-Barrau K, Muñoz L, Gonzalez Alvarez MDM, Arrabal JC, et al. Validation of the Spanish version of the multiple sclerosis international quality of life (musiqol) questionnaire. *BMC Neurol*. 2011;11(1):127 doi: [10.1186/1471-2377-11-127](https://doi.org/10.1186/1471-2377-11-127).
- 34.** Valet M, Lejeune T, Devis M, Van Pesch V, El Sankari S, Stoquart G. Timed Up-and-Go and 2-Minute Walk Test in patients with multiple sclerosis with mild disability: Reliability, responsiveness and link with perceived fatigue. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2019;55(4):450–5. doi: [10.23736/S1973-9087.18.05366-2](https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05366-2).
- 35.** Pardo G, Coates S, Okuda DT. Outcome measures assisting treatment optimization in multiple sclerosis. *J Neurol*. 2022;269(3):1282–97. doi: [10.1007/s00415-021-10674-8](https://doi.org/10.1007/s00415-021-10674-8).
- 36.** Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc*. 1986;34(2):119–126. doi:[10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x](https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x)
- 37.** Tramontano M, Martino Cinnera A, Manzari L, Tozzi FF, Caltagirone C, Morone G, et al. Vestibular rehabilitation has positive effects on balance, fatigue and activities of daily living in highly disabled multiple sclerosis people: A preliminary randomized controlled trial. *Restor Neurol Neurosci*. 2018; 36(6):709–18. doi: [10.3233/RNN-180850](https://doi.org/10.3233/RNN-180850).
- 38.** Canbek J, Fulk G, Nof L, Echternach J. Test-retest reliability and construct validity of the Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment in people with stroke. *J Neurol Phys Ther* 2013; 37:14–9 doi: [10.1097/NPT.0b013e318283ffcc](https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e318283ffcc).
- 39.** Behrman AL, Light KE, Miller GM. Sensitivity of the Tinetti Gait Assessment for detecting change in individuals with Parkinson's disease. *Clin Rehabil* 2002; 16:399–405. doi: [10.1191/0269215502cr494oa](https://doi.org/10.1191/0269215502cr494oa)
- 40.** Meyer-Moock S, Feng YS, Maeurer M, Dippel FW, Kohlmann T. Systematic literature review and validity evaluation of the Expanded Disability Status Scale (EDSS) and the Multiple Sclerosis Functional Composite (MSFC) in patients with multiple sclerosis. *BMC Neurol*. 2014; 14:58. doi: [10.1186/1471-2377-14-58](https://doi.org/10.1186/1471-2377-14-58).

- 41.** Domingo A, Mayoral O, Monterde S, Santafé MM. Neuromuscular damage and repair after dry needling in mice. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2013; 2013:260806. doi: [10.1155/2013/260806](https://doi.org/10.1155/2013/260806).
- 42.** Nakhostin Ansari, N., Hasheminasab-Zavareh, F. S., Naghdi, S., & Dommerholt, J. (2023). Effects of dry needling session frequency on wrist flexor spasticity and motor recovery after stroke: a single-blind randomized clinical trial. *Physiotherapy Theory and Practice*, 40(11), 2480–2491. doi: [10.1080/09593985.2023.2254827](https://doi.org/10.1080/09593985.2023.2254827)
- 43.** Miller BJ, Kolobe TH, Larson RD, Pribble BA, Pardo G, James SA. Functional intermuscular reduction in spasticity for people with multiple sclerosis. *Mult Scler J Exp Transl Clin*. 2022 Jan 5;8(1):20552173211061547. doi: [10.1177/20552173211061547](https://doi.org/10.1177/20552173211061547)
- 44.** Young CA, Mills R, Rog D, et al. Quality of life in multiple sclerosis is dominated by fatigue, disability and self-efficacy. *J Neurol Sci*. 2021; 426:117437. doi: [10.1016/j.jns.2021.117437](https://doi.org/10.1016/j.jns.2021.117437).
- 45.** Fernández D, Al-Boloushi Z, Bellosta-López P, Herrero P, Gómez M, Calvo S. Cost-Effectiveness of Two Dry Needling Interventions for Plantar Heel Pain: A Secondary Analysis of an RCT. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Feb 12;18(4):1777. doi: [10.3390/ijerph18041777](https://doi.org/10.3390/ijerph18041777).
- 46.** Fernández-Sanchis D, López-Royo MP, Jiménez-Sánchez C, Herrero P, Gómez-Barrera M, Calvo S. A comparative study of treatment interventions for patellar tendinopathy: a secondary cost-effectiveness analysis. *Acupuncture in Medicine*. June 2022. doi:[10.1177/09645284221085283](https://doi.org/10.1177/09645284221085283)

Información editorial

✉ Correspondencia

albert.jaor@gmail.com

Fechas

Recibido: 27.12.2024

Aceptado: 16.06.2025

Publicado: 25.07.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización: MGP y MPPT; metodología: MGP; análisis formal: MPPT; investigación: MGP, MPPT y AJO; redacción del borrador original: AJO; revisión y edición: MGP, MPPT y AJO.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Javier-Ormazábal A, González-Platas M, Pérez-Trujillo MP. Efectos de la punción seca en la marcha y el equilibrio en pacientes con esclerosis múltiple: un estudio cuasiexperimental. *Invasive Physiother Musculoskelet Med*. 2025;1:e5. doi: [10.63360/ipmm.v1.e5](https://doi.org/10.63360/ipmm.v1.e5)

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

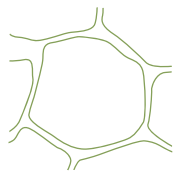
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e10

Estudio de un caso / Series de Casos

Análisis complementario basado en histogramas de parches para cuantificar el tejido muscular en ecografía

Borhan Asadi^{1,2}  0000-0001-7505-7958

Sarkout Abdi³  0009-0005-2627-2113

Luis Pérez-Espallargas^{1,2}  0009-0007-7701-9884

Nouredin Nakhostin Ansari⁴  0000-0003-2742-2273

Diego Lapuente-Hernández^{1,2}  0000-0002-6506-6081

¹Grupo de investigación iHealthy, Instituto de Investigación Sanitaria (IIS) Aragón, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

²Departamento de Fisiatría y Enfermería, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

³Departamento de Matemáticas, Rasht Branch, Universidad Islámica Azad, Rasht, Irán.

⁴Departamento de Fisioterapia, Escuela de Rehabilitación, Universidad de Ciencias Médicas de Teherán, Teherán, Irán.

RESUMEN

Introducción: La ecografía es una herramienta ampliamente utilizada para la evaluación muscular debido a su carácter no invasivo y su capacidad para ofrecer imágenes en tiempo real. El análisis de la ecotextura mediante histogramas se ha demostrado útil para cuantificar la composición del tejido muscular, utilizando parámetros como la ecointensidad (EI) y la ecovariación (EV), especialmente en trastornos neuromusculares y neurológicos. Sin embargo, la variabilidad en la selección de la región de interés (ROI, por sus siglas en inglés) y en los métodos de procesamiento de imagen puede afectar significativamente los valores extraídos de ecotextura. Este estudio presenta un nuevo enfoque de análisis basado en histogramas para investigar los efectos de subdividir una única ROI en diferentes tamaños de parches en la evaluación del tejido muscular. Centrándose en la EI y EV del gastrocnemio medial en un paciente post ictus, esta investigación tiene como objetivo perfeccionar el análisis ecográfico cuantitativo para mejorar su aplicabilidad clínica.

Presentación del caso: Se seleccionó aleatoriamente a un paciente post ictus de un conjunto de datos previamente recogido para realizar un análisis complementario. La ROI inicial seleccionada en escala de grises fue extraída y subdividida en parches de distintos tamaños (10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 píxeles). Se calcularon la EI y la EV de cada parche, y sus distribuciones se analizaron mediante estadísticas descriptivas y métodos de correlación.

Resultados: Los valores de EV para los parches de tamaño 10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 fueron 26,48; 24,58; 20,44; 16,78 y 10,38, respectivamente, lo que se desvió significativamente del valor original de la ROI completa, que fue de 45,54. En cambio, los valores de EI se mantuvieron en torno a 81 en todos los tamaños de parches, lo que indica que la variación en el tamaño de los parches no afectó a la EI.

Conclusiones: El análisis de histogramas basado en parches ofrece un método complementario para evaluar la textura muscular mediante ecografía. Mientras que la EI parece ser una medida robusta frente a la subdivisión de la ROI, la EV muestra una variabilidad considerable, lo que plantea dudas sobre su fiabilidad cuando se utilizan parches pequeños. Se requieren métodos estandarizados y futuras investigaciones con conjuntos de datos más amplios para optimizar el análisis de ecotextura y garantizar su reproducibilidad en la práctica clínica.

Palabras clave: Ecografía; Tejido muscular; Análisis de ecotextura; Histograma; Ictus.

1. Introducción

La ecografía es una técnica no invasiva, segura, accesible y rentable, ampliamente utilizada para evaluar la estructura y función muscular. Se emplea en múltiples áreas médicas, incluyendo la medicina deportiva, la rehabilitación y la evaluación de trastornos neuromusculares⁽¹⁻³⁾. Una de sus principales ventajas es que proporciona imágenes de alta resolución en tiempo real, lo que permite visualizar la dinámica muscular y los cambios en el tejido⁽⁴⁾. Además, la ecografía ofrece información cuantitativa y cualitativa valiosa sobre el tejido muscular, lo que la convierte en una herramienta esencial para el diagnóstico y seguimiento de patologías musculares y alteraciones estructurales⁽⁵⁾. Sin embargo, a pesar de los importantes avances tecnológicos, el análisis cuantitativo de imágenes ecográficas sigue representando un reto relevante en la investigación médica y clínica.

La textura de la imagen se define comúnmente como la variación espacial de la intensidad de los píxeles y, en el contexto de la ecografía, este concepto se conoce como ecotextura^(6,7). Esta definición es ampliamente aceptada en el procesamiento de imágenes, donde las técnicas de análisis de textura se utilizan para tareas de clasificación, segmentación y síntesis⁽⁸⁾. Se han desarrollado diversos enfoques computacionales que permiten identificar patrones tisulares complejos a partir de la extracción de características texturales, tales como la matriz de co-ocurrencia de niveles de gris (GLCM, por sus siglas en inglés), la matriz de longitud de recorrido de niveles de gris (GLRLM, por sus siglas en inglés), la transformada rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés) y las redes neuronales⁽⁹⁾.

Entre estos enfoques, el análisis de histogramas ha recibido una atención considerable debido a su simplicidad y utilidad en la evaluación de la composición muscular, especialmente en el análisis de trastornos neuromusculares^(7,10-12). Esta técnica examina la distribución de intensidades de los píxeles dentro de las imágenes ecográficas, lo que permite extraer características estadísticas de primer orden como la media, la desviación estándar, la asimetría, la curtosis, la energía o la entropía⁽¹³⁾. Estudios previos han demostrado que estos parámetros estadísticos derivados del análisis de histogramas pueden caracterizar la calidad del tejido muscular en diferentes condiciones de salud, lo que resalta su potencial aplicación clínica⁽¹⁴⁻¹⁸⁾. La principal ventaja de los parámetros de primer orden basados en histogramas frente a los de segundo orden como GLCM y GLRLM es que pueden calcularse directamente a partir de los valores originales de los píxeles y la matriz de imagen inicial. En cambio, los parámetros de segundo orden requieren previamente la construcción de matrices específicas antes de extraer las características deseadas. No obstante, los parámetros de segundo orden pueden proporcionar información textural adicional que los de primer orden no capturan.

Entre las características cuantitativas clave extraídas del tejido muscular en trastornos neuromusculares y otras afecciones neurológicas como el ictus, la ecointensidad (EI) y la ecovariación (EV) han demostrado ser particularmente relevantes y aplicables a la práctica clínica^(12,19-21). Por un lado, la EI representa la intensidad media de los píxeles, mientras que la EV cuantifica la variación de dicha intensidad. En particular, un estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾ analizó imágenes ecográficas del gastrocnemio medial en personas con ictus y encontró una fuerte correlación inversa entre la EV y la escala modificada de Heckmatt. Sin embargo, esta escala presenta limitaciones importantes debido a su naturaleza subjetiva y a su sistema de puntuación restringido a cuatro

niveles⁽²²⁾, por lo que se propuso la EV como una medida cuantitativa fiable para evaluar la calidad del tejido muscular en personas que han sufrido un ictus⁽²⁰⁾.

En el estudio anteriormente mencionado⁽²⁰⁾, la región de interés (ROI) para la extracción de características de ecotextura se definió como la mayor área posible de tejido muscular entre la fascia superficial y la fascia profunda. Sin embargo, existe una considerable variabilidad en la selección y el tamaño de las ROIs entre los estudios que analizan la ecotextura muscular^(19,23–26). Además de esta variabilidad, cuando se realiza el análisis de histogramas sobre una ROI seleccionada, no está claro en qué medida la metodología utilizada influye en los resultados de las características de ecotextura extraídas. Algunos estudios seleccionan toda la ROI como una única unidad, mientras que otros segmentan la imagen en múltiples ROIs, o incluso dividen cada ROI en parches de diferentes tamaños. Los análisis previos basados en histogramas a menudo consideran una sola ROI sin tener en cuenta la heterogeneidad espacial dentro del músculo^(14–18). Esta limitación puede conducir a una representación excesivamente simplificada de la ecotextura muscular, lo que podría hacer que se pasen por alto cambios patológicos localizados. La metodología propuesta basada en parches podría ofrecer una representación más completa y fiable de la ROI seleccionada, ya que genera una distribución de valores en lugar de un único valor, y también podría mejorar la sensibilidad ante alteraciones tisulares sutiles. Sin embargo, el impacto de este enfoque en características clave del análisis del tejido muscular, como la EI y la EV, sigue siendo desconocido.

Por tanto, el objetivo principal de este estudio fue realizar un análisis complementario de las variaciones de EI y EV en un paciente tras un ictus, utilizando un enfoque de análisis basado en histogramas mediante la división de la ROI original en parches de distintos tamaños. Este estudio pretende investigar si la subdivisión de la ROI en parches influye en el análisis del tejido muscular derivado del histograma, examinando específicamente el impacto del tamaño del parche en la evaluación de la ecotextura en imágenes ecográficas.

2. Descripción del caso

2.1 Información del paciente

Se seleccionó a un único participante del conjunto de datos del estudio realizado por Asadi et al.⁽²⁰⁾. Este paciente con ictus fue reclutado en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa en abril de 2024. Los criterios de inclusión requerían que los participantes tuvieran más de 18 años, un diagnóstico confirmado de ictus verificado mediante tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (RM), y la capacidad de caminar de forma independiente, con o sin ayuda. Los criterios de exclusión incluían la presencia de otros trastornos neurológicos, antecedentes de cirugía en las extremidades inferiores o cualquier condición médica que pudiera interferir con la recogida de datos. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de Aragón (PI24/030) y registrado en ClinicalTrials.gov (NTC06411587). Además, el estudio cumplió con las directrices éticas de la Declaración de Helsinki⁽²⁷⁾.

2.2 Recogida de datos

En el estudio realizado por Asadi et al.⁽²⁰⁾, las imágenes ecográficas se obtuvieron utilizando el sistema portátil Butterfly iQ+, siguiendo un protocolo de imagen estandarizado con un ajuste de ganancia del 50 % y una profundidad de 5 a 7 cm. Un fisioterapeuta entrenado realizó las exploraciones mientras los pacientes estaban sentados, con las rodillas flexionadas a 90°. La sonda ecográfica se colocó aproximadamente en el primer tercio proximal (equivalente al 30%) del recorrido entre el cóndilo medial de la tibia y el maléolo medial, con un ángulo ajustado de aproximadamente 35–45° para optimizar la calidad de la imagen.

Para este estudio de caso, se seleccionó aleatoriamente una única imagen del músculo gastrocnemio medial del conjunto de datos recogido por Asadi et al.⁽²⁰⁾ para su análisis detallado. El método de extracción del tejido muscular fue idéntico al utilizado en el estudio original, y esta área extraída se consideró la ROI principal, elegida cuidadosamente para incluir la mayor cantidad posible de tejido muscular, excluyendo al mismo tiempo la fascia superficial y la fascia profunda⁽²⁸⁾. La ROI original seleccionada se convirtió posteriormente de color a escala de grises mediante un programa basado en Python para su posterior análisis.

2.3 Análisis de datos

En este estudio de caso, la ROI ecográfica en escala de grises fue dividida en parches cuadrados de tamaños predefinidos (10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 píxeles). Cada tamaño de parche se muestra en las Figuras 1 a 5 del Material Suplementario. Para cada tamaño, se calcularon la EI, definida como la intensidad media de los píxeles dentro de la ROI, y la EV, definida como la razón entre la desviación estándar y la intensidad media. Las fórmulas correspondientes son las siguientes:

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{para EI} \qquad \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{\sum_{i=1}^N x_i} \quad \text{para EV}$$

Se calcularon estadísticas descriptivas para caracterizar la distribución de los valores de EI y EV, incluyendo la media, la desviación estándar, la mediana, el rango intercuartílico (IQR, por sus siglas en inglés) y la asimetría. La asimetría se utilizó para clasificar la forma de la distribución como normal, asimétrica a la derecha o asimétrica a la izquierda. Se generaron histogramas de ambas variables para visualizar sus distribuciones, con anotaciones que destacaban las principales medidas estadísticas.

La normalidad de las distribuciones de EI y EV se evaluó inicialmente mediante la inspección visual de los histogramas. Si la distribución mostraba un patrón normal, se utilizaron la media y la desviación estándar para el análisis posterior; en cambio, si la distribución de EI o EV presentaba asimetría (ya fuera a la derecha o a la izquierda), se utilizaron la mediana y el IQR. En ambos casos, la correlación entre la EI o la EV y la dispersión de los datos se calculó mediante el coeficiente tau de Kendall, un método basado en rangos especialmente adecuado para conjuntos de datos pequeños^(29, 30).

Las medidas estadísticas seleccionadas se compararon posteriormente con los valores originales de EI y EV de la ROI completa mediante una representación gráfica, con el objetivo de evaluar los cambios observados y analizar la dispersión de la EV y la EI en función del tamaño

de parche seleccionado para la ROI. Además, para mejorar la visualización y facilitar una comparación más clara y precisa de las variaciones, los cambios en la EV se representaron sobre la función principal de EV para pacientes post ictus, derivada del estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾. Dicha función mostró que valores más altos de EV se asociaban con una mejor calidad del tejido muscular, mientras que valores más bajos correspondían a un mayor deterioro muscular en músculos afectados por el ictus⁽²⁰⁾. Por tanto, los valores medios o medianos de EV extraídos de los histogramas se representaron sobre la función: $y = a \cdot e^{bx} + c \cdot e^{dx} + E$; utilizando los siguientes parámetros: $a = 37.13$, $b = -0.14$, $c = 132,052.16$, $d = -2 \cdot 10^{-6}$, y $E = -131,990.30$. No existe una función equivalente para la EI, lo que impide aplicar el mismo enfoque para esta variable.

3. Resultados

Se calculó el tipo de distribución, la media, la desviación estándar, la mediana y el IQR para la ROI original utilizando cinco tamaños diferentes de parches: 10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 píxeles. Los resultados indicaron que el histograma presentaba una distribución normal para la variable EI, mientras que la variable EV mostraba una distribución asimétrica a la derecha, lo que sugiere que los datos de EV no se ajustaban a la normalidad. La Figura 1 presenta los histogramas de EI, mientras que la Figura 2 muestra los histogramas de EV para cada tamaño de parche.

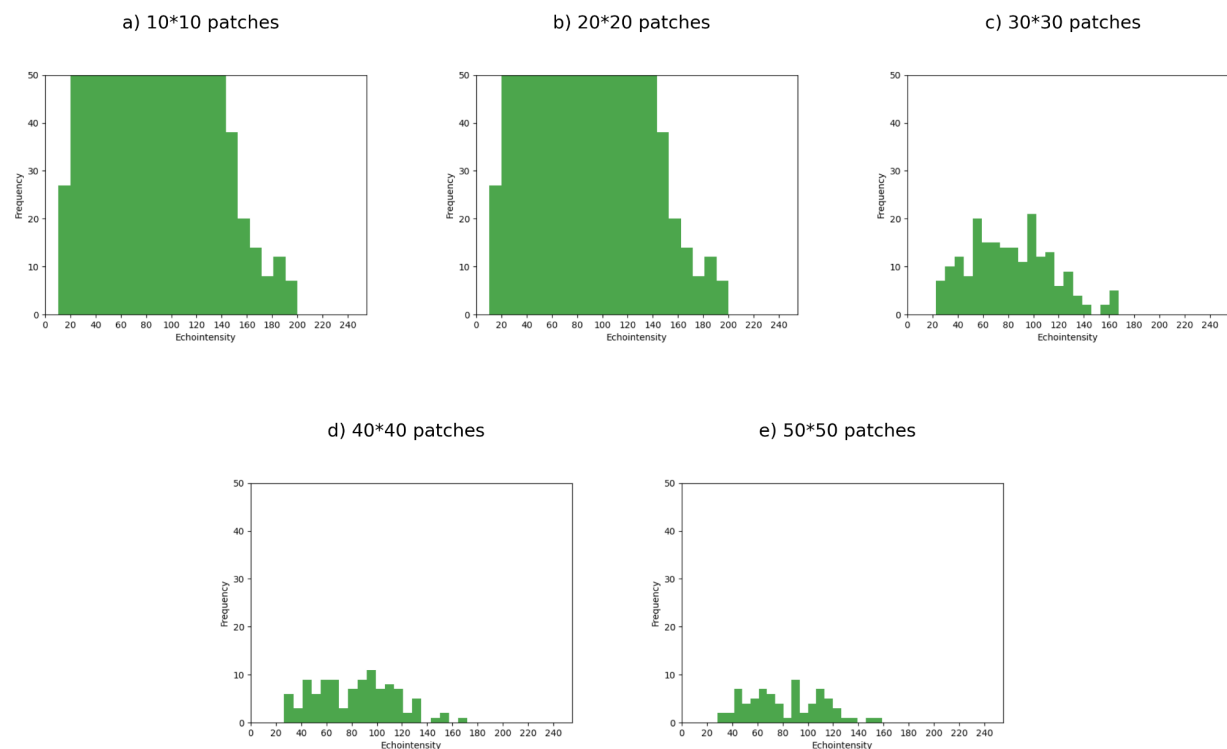


Figura 1. Histogramas de eointensidad derivados de la ROI original de la imagen ecográfica del músculo gastrocnemio medial. El eje X representa los valores de eointensidad, mientras que el eje Y indica la frecuencia de aparición. (a) Histograma para parches de 10×10 píxeles, (b) parches de 20×20 píxeles, (c) parches de 30×30 píxeles, (d) parches de 40×40 píxeles, y (e) parches de 50×50 píxeles.

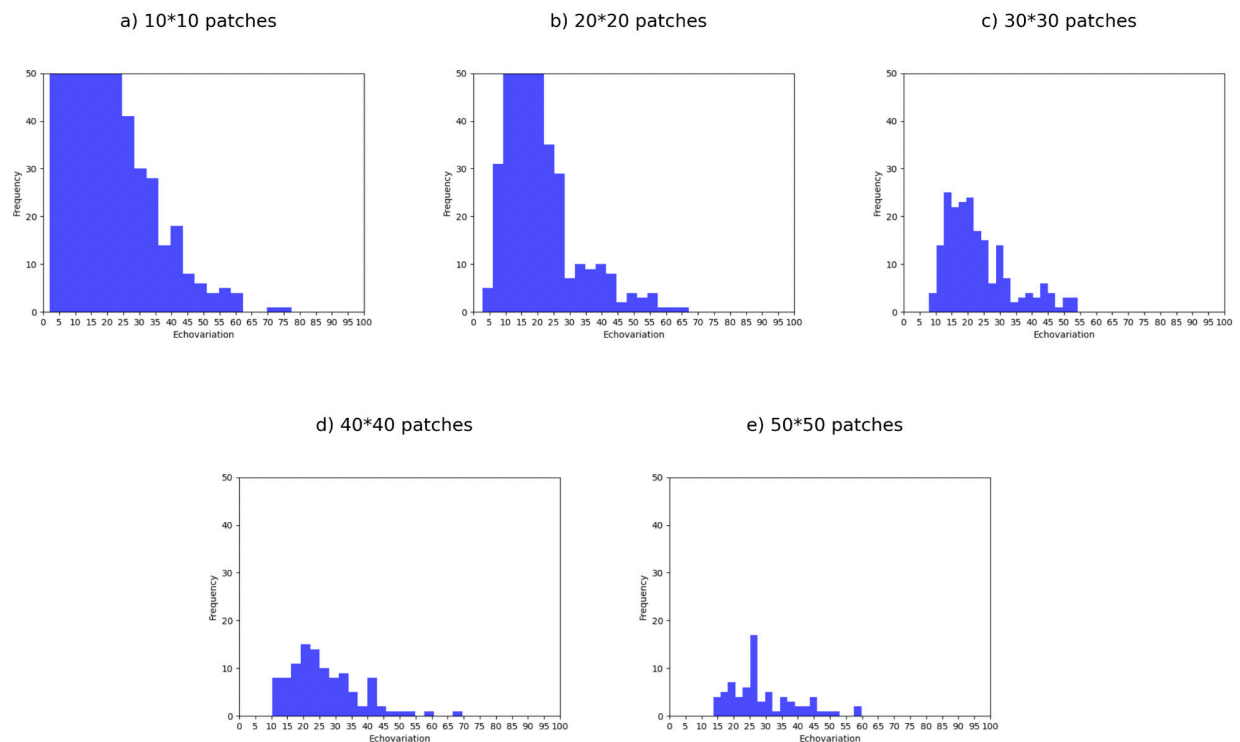


Figura 2. Histogramas de ecovariación derivados de la ROI original de la imagen ecográfica del músculo gastrocnemio medial. El eje X representa los valores de ecovariación, mientras que el eje Y indica la frecuencia de aparición. (a) Histograma para parches de 10×10 píxeles, (b) parches de 20×20 píxeles, (c) parches de 30×30 píxeles, (d) parches de 40×40 píxeles, y (e) parches de 50×50 píxeles.

Por un lado, dado que los valores de EI seguían una distribución normal, se utilizaron la media y la desviación estándar para describir los datos. El coeficiente de correlación de Kendall mostró un valor de -0,4, lo que indica que no existía una correlación significativa entre la media de la EI y su desviación estándar. En la Figura 3 se observan las variaciones de la EI y la desviación estándar para cada tamaño de parche. Ambos parámetros se mantuvieron relativamente estables en los distintos parches, con valores cercanos al valor de EI de la ROI original (81,89).

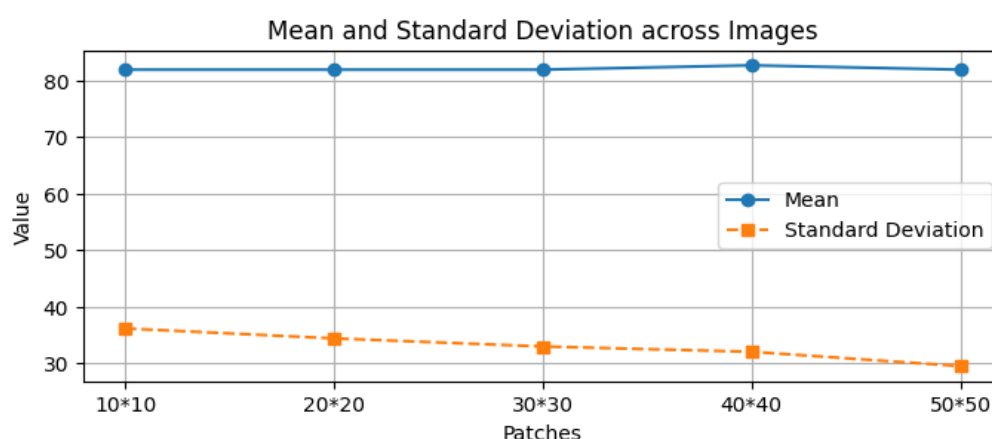


Figura 3. Gráfico de líneas que muestra los valores de media y desviación estándar de la ecointensidad para cada tamaño de parche. El eje X representa los tamaños de los parches, mientras que el eje Y indica los valores correspondientes de la media y la desviación estándar de la ecointensidad. La línea azul representa la media y la línea naranja la desviación estándar.

Por otro lado, los valores de EV no seguían una distribución normal, por lo que fue necesario utilizar la mediana y el IQR para resumir los datos. Además, el coeficiente de correlación de

Kendall fue igual a 1, lo que indica una correlación perfecta entre los valores de mediana de la EV y el IQR. La Figura 4 muestra las variaciones de la mediana y el IQR de la EV en los histogramas correspondientes a los tamaños de parche predefinidos. El valor más alto de mediana de EV (26,48) se observó con parches de 50×50 píxeles, aunque este valor seguía siendo notablemente inferior al valor de EV de la ROI original (45,54). Además, los valores de dispersión indican que los tamaños de parche más pequeños presentaban los IQR más bajos, mientras que los tamaños mayores mostraban un aumento progresivo del IQR (Figura 4). Por tanto, a medida que aumenta el tamaño del parche, tanto la dispersión como la mediana de la EV también aumentan, aproximándose progresivamente al valor de EV de la ROI original.

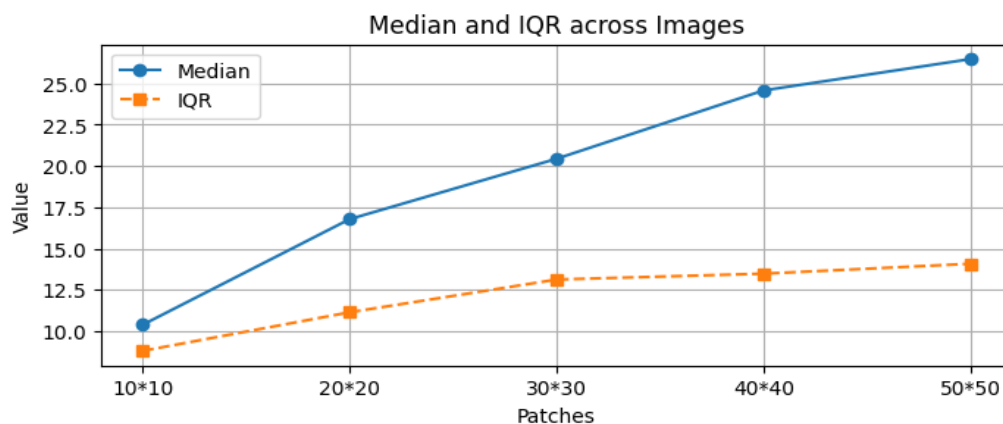


Figura 4. Gráfico de líneas que muestra los valores de la mediana y del IQR de la ecovariación para cada tamaño de parche. El eje X representa los tamaños de los parches, mientras que el eje Y indica los valores correspondientes de la mediana y el IQR de la ecovariación. La línea azul representa la mediana y la línea naranja el IQR.

Los valores de mediana de EV extraídos de los histogramas se representaron sobre la función derivada del estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾. En nuestro estudio de caso, los resultados revelaron una tendencia clara: a medida que disminuía el tamaño del parche, la mediana de la EV se desplazaba hacia valores característicos de regiones más afectadas; por el contrario, al aumentar el tamaño del parche, la mediana de la EV se aproximaba al valor de EV de la ROI original (Figura 5).

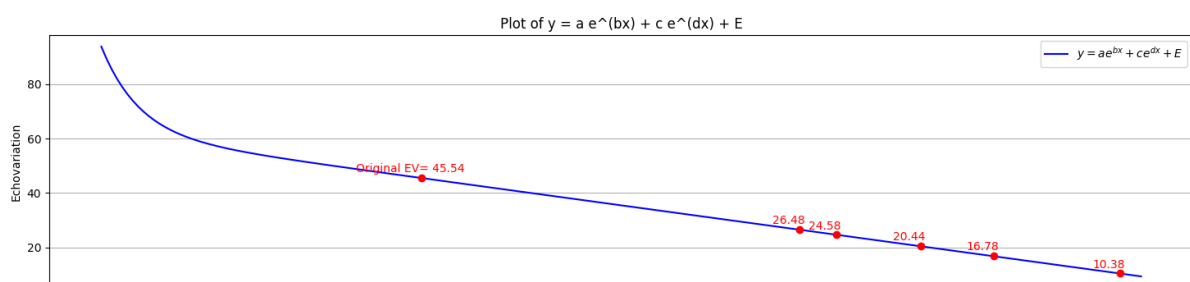


Figura 5. Visualización de los valores medianos de EV extraídos de los histogramas para los diferentes tamaños de parche, representados en la función propuesta por el estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾. De izquierda a derecha: 45,54 representa la ROI original, 26,48 corresponde al parche de 50×50, 24,58 al de 40×40, 20,44 al de 30×30, 16,78 al de 20×20 y 10,38 al de 10×10 píxeles.

4. Discusión

Numerosos estudios han empleado enfoques basados en histogramas para extraer características cuantitativas de imágenes ecográficas. Algunos investigadores han perfeccionado esta

metodología segmentando la imagen en distintas ROIs antes de aplicar el análisis de histogramas, con el objetivo de mejorar la precisión diagnóstica y la interpretabilidad^(31,32). Este enfoque basado en la segmentación permite una evaluación localizada de las características del tejido, lo cual resulta especialmente valioso en el ámbito de la imagen médica. Hasta donde sabemos, ningún estudio previo ha explorado si dividir la ROI en parches produce resultados distintos a los obtenidos al analizar la ROI completa, que sigue siendo el método más comúnmente utilizado en el análisis basado en histogramas. Además, según nuestro conocimiento y nuestros hallazgos, no se ha investigado cómo influye el tamaño del parche en los resultados derivados del histograma al aplicar un enfoque basado en parches. La metodología propuesta podría proporcionar una caracterización más representativa del tejido muscular y mejorar la fiabilidad de las comparaciones entre estudios con objetivos similares.

En este estudio, integramos el análisis basado en histogramas con una estrategia de división en parches de la ROI, la cual incluía la mayor cantidad posible de tejido muscular del gastrocnemio medial. Nuestros resultados indican que los valores medios de EI calculados a partir de los parches reflejan con precisión la EI de la ROI original. En cambio, los valores medianos de EV obtenidos a partir de los parches no representan de manera fiable la EV de la ROI completa. Esta discrepancia es crítica, ya que estudios previos han logrado clasificar con éxito las características del tejido muscular en pacientes con ictus basándose en los valores de EV⁽²⁰⁾. Si los valores de EV de parches pequeños difieren significativamente del valor real de EV de la ROI original, se plantea la duda sobre la fiabilidad de utilizar la mediana de los valores de EV de los parches con fines clínicos o diagnósticos. Nuestros resultados sugieren que confiar en los valores medianos de EV obtenidos de parches pequeños podría dar lugar a interpretaciones erróneas, ya que dichos valores podrían no reflejar con precisión la gravedad del deterioro muscular⁽²⁰⁾.

En cuanto a los valores de desviación estándar o IQR, nuestro análisis demuestra que, para la característica EI, no existen diferencias en los valores de desviación estándar extraídos de la ROI fragmentada en comparación con la ROI original. Sin embargo, para la característica EV, se observa un aumento sistemático del IQR a medida que crece el tamaño del parche. Este hallazgo es relevante, ya que sugiere que los cambios en el tamaño del parche influyen en la representación estadística y, en consecuencia, en la interpretación de la EV en las imágenes ecográficas, la cual ha sido definida como un indicador objetivo ecográfico relevante en estudios previos en distintas poblaciones neurológicas^(19,20). En línea con nuestros resultados, varios estudios anteriores han analizado cómo distintos métodos de segmentación de la ROI dentro de una misma imagen ecográfica pueden afectar, por ejemplo, al rendimiento de algoritmos automáticos de selección de tumores⁽³³⁾ o a la detección del contorno luminal en ecografía intravascular⁽³⁴⁾.

Una limitación de nuestro estudio es que el análisis se realizó sobre una única imagen ecográfica y se analizó únicamente una ROI de tamaño fijo, que incluía la mayor cantidad posible de tejido muscular. Aunque los resultados de esta metodología sugieren un patrón claro e indican que la característica EI puede utilizarse con fiabilidad, a diferencia de la EV, se necesitan más estudios para validar estos hallazgos. Las futuras investigaciones deberían incluir comparaciones utilizando un mayor número de imágenes para cada tamaño de parche y evaluar el impacto de distintos tamaños de ROI dentro de una misma imagen. Además, es fundamental investigar si una estrategia estandarizada de división en parches aplicada a un conjunto de datos completo podría mejorar la clasificación de imágenes ecográficas mediante la correlación de los resulta-

dos con herramientas validadas como la escala de Heckmatt. Un enfoque uniforme podría permitir una extracción de características más consistente y mejorar la diferenciación entre tejidos sanos y afectados. Estos estudios serán esenciales para determinar si este marco metodológico puede mejorar el valor diagnóstico del análisis de ecotextura, particularmente en relación con la característica EV.

5. Conclusiones

Este estudio exploró un análisis complementario basado en histogramas por parches para evaluar las características del tejido muscular en imágenes ecográficas, centrándose en las variables de EI y EV. Nuestros hallazgos indican que los valores de EI obtenidos a partir de los parches divididos se alinean estrechamente con los de la ROI original, lo que respalda su estabilidad como indicador útil para la caracterización del tejido muscular. Sin embargo, los valores de EV derivados de parches pequeños difieren significativamente respecto a los de la ROI original, lo que plantea dudas sobre su fiabilidad en aplicaciones clínicas, ya que las variaciones en la división de la ROI influyen en su representación estadística. Aunque este estudio se limita al análisis de una única imagen ecográfica en una ROI de tamaño único, los resultados destacan la necesidad de metodologías estandarizadas en el análisis basado en histogramas, así como de futuras investigaciones que refinan el uso de la EV en aplicaciones diagnósticas de la ecografía.

Referencias

1. Whittaker JL, Stokes M. Ultrasound imaging and muscle function. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;41(8):572–80. doi:10.2519/jospt.2011.3682
2. Chang KV, Wu WT, Özçakar L. Ultrasound imaging and rehabilitation of muscle disorders: part 1. Traumatic injuries. *Am J Phys Med Rehabil*. 2019;98(12):1133–41. doi:10.1097/PHM.0000000000001307
3. Hodges PW. Ultrasound imaging in rehabilitation: just a fad? *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005;35(6):333–7. doi:10.2519/jospt.2005.0106
4. Stokes M, Hides J, Nassiri DK. Musculoskeletal ultrasound imaging: diagnostic and treatment aid in rehabilitation. *Phys Ther Rev*. 1997;2(2):73–92. doi: 10.1179/ptr.1997.2.2.73
5. Naruse M, Trappe S, Trappe TA. Human skeletal muscle size with ultrasound imaging: a comprehensive review. *J Appl Physiol* (1985). 2022;132(5):1267–79. doi:10.1152/jappphysiol.00041.2022
6. Materka A, Strzelecki M. Texture Analysis Methods - A Review. Technical University of Lodz, Institute of Electronics, COST B11 Report. 1998.
7. Paris MT, Mourtzakis M. Muscle composition analysis of ultrasound images: a narrative review of texture analysis. *Ultrasound Med Biol*. 2021;47(4):880–95. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2020.12.012
8. Nailon WH. Texture analysis methods for medical image characterisation. *Biomed Imaging*. 2010;75:100. doi:10.5772/8912
9. Lubner MG, Smith AD, Sandrasegaran K, Sahani DV, Pickhardt PJ. CT texture analysis: definitions, applications, biologic correlates, and challenges. *Radiographics*. 2017;37(5):1483–503. doi:10.1148/rg.2017170056

- 10.** Mailloux GE, Bertrand M, Stampfler R, Ethier S. Local histogram information content of ultrasound B-mode echographic texture. *Ultrasound Med Biol*. 1985;11(5):743–50. doi:10.1016/0301-5629(85)90108-5
- 11.** Pillen S, Van Alfen N. Muscle ultrasound from diagnostic tool to outcome measure—Quantification is the challenge. *Muscle Nerve*. 2015;52(3):319–20. doi:10.1002/mus.24613
- 12.** Pillen S, Arts IM, Zwarts MJ. Muscle ultrasound in neuromuscular disorders. *Muscle Nerve*. 2008;37(6):679–93. doi:10.1002/mus.21015
- 13.** Shannon CE. A mathematical theory of communication. *ACM SIGMOBILE Mob Comput Commun Rev*. 2001;5(1):3–55. doi:10.1145/584091.584093
- 14.** Sogawa K, Nodera H, Takamatsu N, Mori A, Yamazaki H, Shimatani Y, et al. Neurogenic and myogenic diseases: quantitative texture analysis of muscle US data for differentiation. *Radiology*. 2017;283(2):492–8. doi:10.1148/radiol.2016160826
- 15.** Ismail C, Zabal J, Hernandez HJ, Woletz P, Manning H, Teixeira C, et al. Diagnostic ultrasound estimates of muscle mass and muscle quality discriminate between women with and without sarcopenia. *Front Physiol*. 2015;6:302. doi:10.3389/fphys.2015.00302
- 16.** Pagán-Conesa A, García-Ortiz MT, Salmerón-Martínez EJ, Moya-Martínez A, López-Prats F. Diagnostic ultrasound shows reversal of supraspinatus muscle atrophy following arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy*. 2021;37(10):3039–48. doi:10.1016/j.arthro.2021.04.039
- 17.** Harris-Love MO, Gonzales TI, Wei Q, Ismail C, Zabal J, Woletz P, et al. Association between muscle strength and modeling estimates of muscle tissue heterogeneity in young and old adults. *J Ultrasound Med*. 2019;38(7):1757–68. doi:10.1002/jum.14864
- 18.** Calvo-Lobo C, Useros-Olmo AI, Almazán-Polo J, Martín-Sevilla M, Romero-Morales C, Sanz-Corbalán I, et al. Quantitative ultrasound imaging pixel analysis of the intrinsic plantar muscle tissue between hemiparesis and contralateral feet in post-stroke patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2018;15(11):2519. doi:10.3390/ijerph15112519
- 19.** Martínez-Payá JJ, Ríos-Díaz J, Del Baño-Aledo ME, Tembl-Ferrairó JI, Vazquez-Costa JF, Medina-Mirapeix F. Quantitative muscle ultrasonography using textural analysis in amyotrophic lateral sclerosis. *Ultrason Imaging*. 2017;39(6):357–68. doi:10.1177/0161734617711370
- 20.** Asadi B, Pujol-Fuentes C, Carcasona-Otal A, Calvo S, Herrero P, Lapuente-Hernández D. Characterizing muscle tissue quality post-stroke: echovariation as a clinical indicator. *J Clin Med*. 2024;13(24). doi:10.3390/jcm13247800
- 21.** Akazawa N, Harada K, Okawa N, Kishi M, Tamura K, Moriyama H. Changes in quadriceps thickness and echo intensity in chronic stroke survivors: a 3-year longitudinal study. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2021;30(3):105543. doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105543
- 22.** Heckmatt JZ, Leeman S, Dubowitz V. Ultrasound imaging in the diagnosis of muscle disease. *J Pediatr*. 1982;101(5):656–60. doi:10.1016/s0022-3476(82)80286-2
- 23.** Molinari F, Caresio C, Acharya UR, Mookiah MR, Minetto MA. Advances in quantitative muscle ultrasonography using texture analysis of ultrasound images. *Ultrasound Med Biol*. 2015;41(9):2520–32. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2015.04.021
- 24.** Sahinis C, Kellis E. Hamstring muscle quality properties using texture analysis of ultrasound images. *Ultrasound Med Biol*. 2023;49(2):431–40. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2022.09.011

- 25.** Escriche-Escuder A, Trinidad-Fernández M, Pajares B, Iglesias-Campos M, Alba E, García-Almeida JM, et al. Responsiveness of the new index muscular echotexture in women with metastatic breast cancer: an exercise intervention study. *Sci Rep.* 2022;12(1):15148. doi:10.1038/s41598-022-19532-7
- 26.** Del-Canto-Fernández A, Calleja-Martínez P, Descalzo-Hoyas B, Rodríguez-Posada S, Cuenca-Zaldívar N, Fernández-Carnero S, et al. The application of image texture analysis techniques on the effects of dry needling versus placebo in low-back pain patients: a pilot study. *Appl Sci.* 2022;12(11):5556. doi:10.3390/app12115556
- 27.** Shrestha B, Dunn L. The declaration of Helsinki on medical research involving human subjects: a review of seventh revision. *J Nepal Health Res Counc.* 2020;17(4):548–52. doi:10.33314/jnhrc.v17i4.1042
- 28.** Caresio C, Molinari F, Emanuel G, Minetto MA. Muscle echo intensity: reliability and conditioning factors. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2015;35(5):393–403. doi:10.1111/cpf.12175
- 29.** Bujang MA. An elaboration on sample size determination for correlations based on effect sizes and confidence interval width: a guide for researchers. *Restor Dent Endod.* 2024;49(2):e21. doi:10.5395/rde.2024.49.e21
- 30.** Hunsberger S, Long L, Reese SE, Hong GH, Myles IA, Zerbe CS, et al. Rank correlation inferences for clustered data with small sample size. *Stat Neerl.* 2022;76(3):309–30. doi:10.1111/stan.12261
- 31.** Kermani A, Ayatollahi A, Talebi M. Segmentation of medical ultrasound image based on local histogram range image. In: 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics; 2010. IEEE. doi:10.1109/BMEI.2010.5639996
- 32.** Zhu Q. Ultrasonic image analysis of cardiac space-occupying diseases based on grey clustering algorithm. In: 2023 International Conference on Telecommunications, Electronics and Informatics (ICTEI); 2023. IEEE. doi:10.1109/ICTEI60496.2023.00173
- 33.** Zhang D, Liu Y, Yang Y, Xu M, Yan Y, Qin Q. A region-based segmentation method for ultrasound images in HIFU therapy. *Med Phys.* 2016;43(6):2975–89. doi:10.1118/1.4950706
- 34.** Dos Santos E, Yoshizawa M, Tanaka A, Saijo Y, Iwamoto T. Detection of luminal contour using fuzzy clustering and mathematical morphology in intravascular ultrasound images. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005;2005:3471–4. doi:10.1109/iembs.2005.1617226

Material suplementario

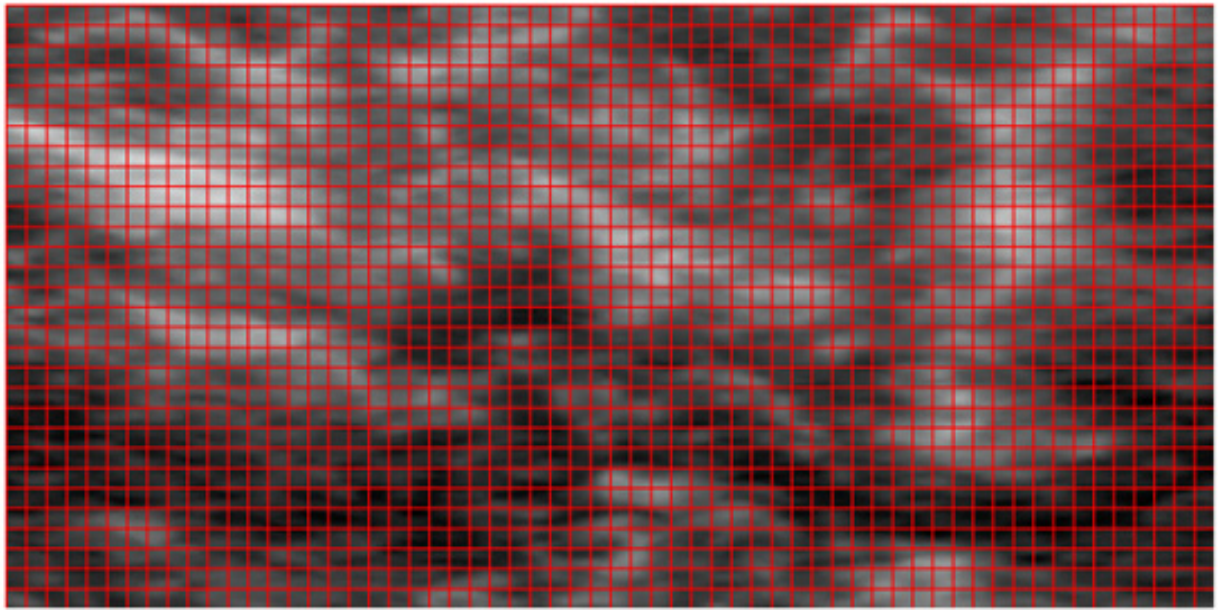


Figura S1. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 10×10 píxeles..

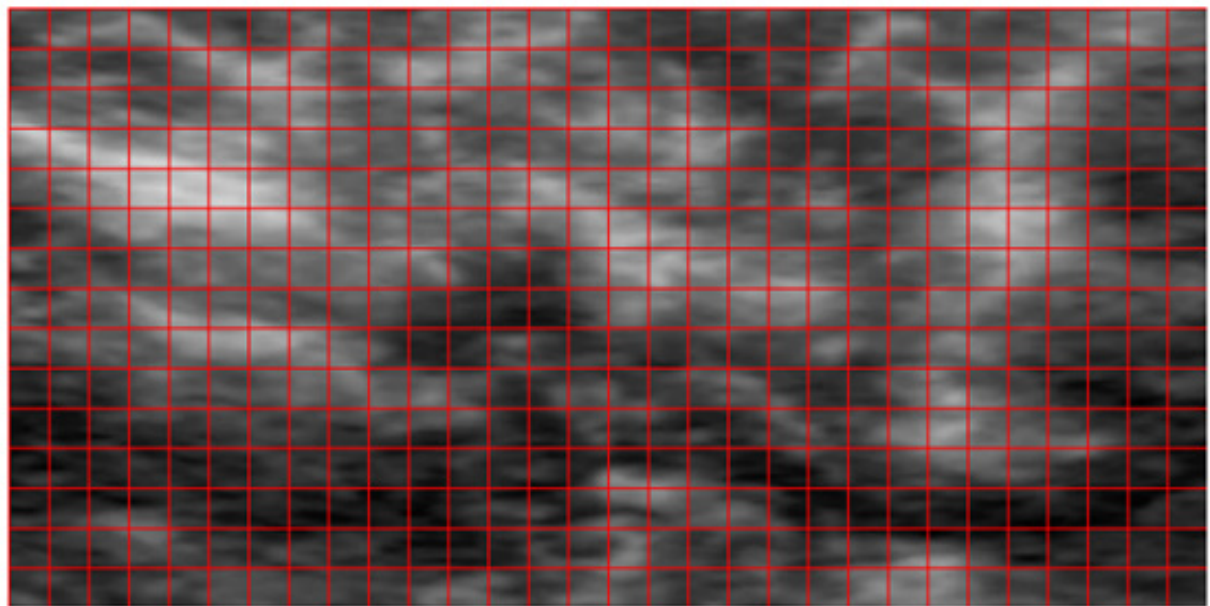


Figura S2. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 20×20 píxeles.

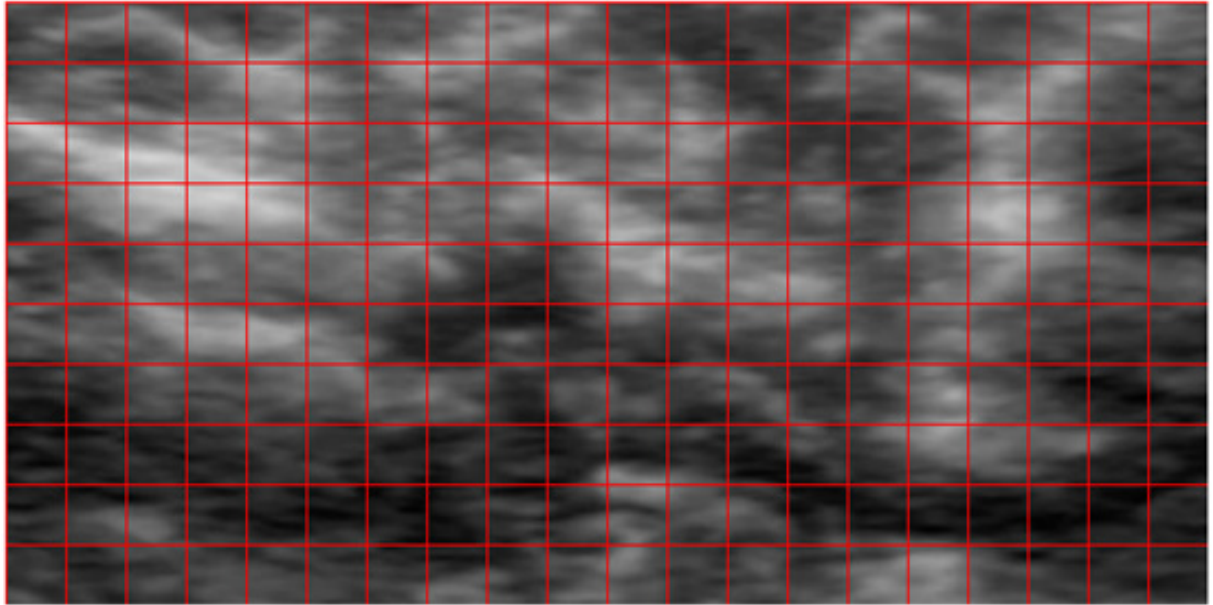


Figura S3. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 30×30 píxeles.

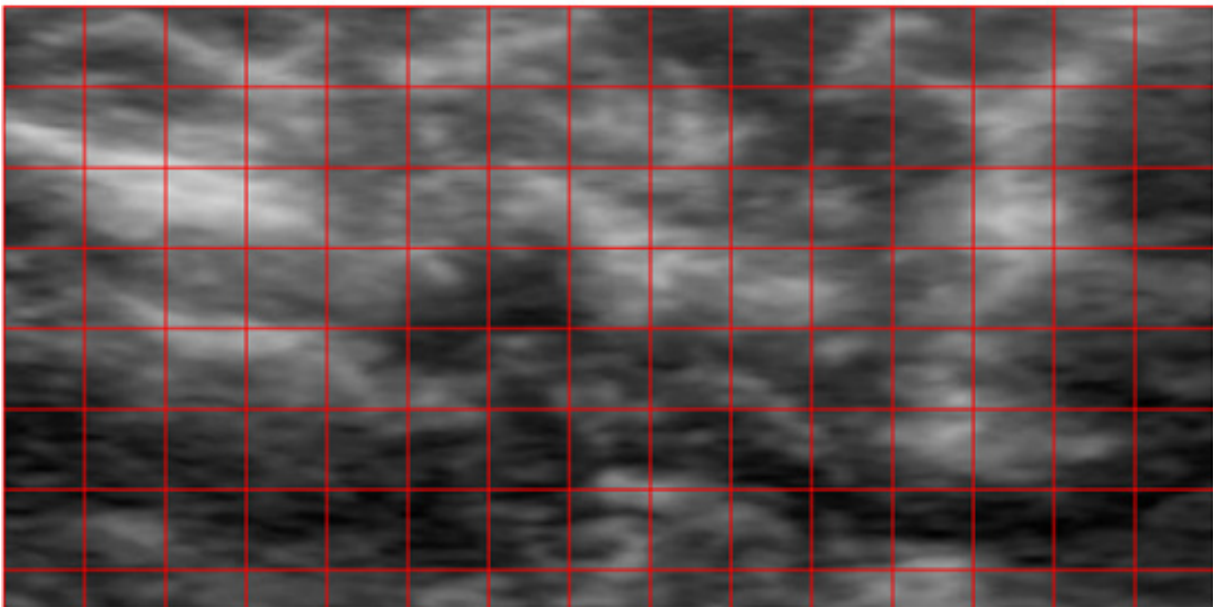


Figura S4. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 40×40 píxeles.

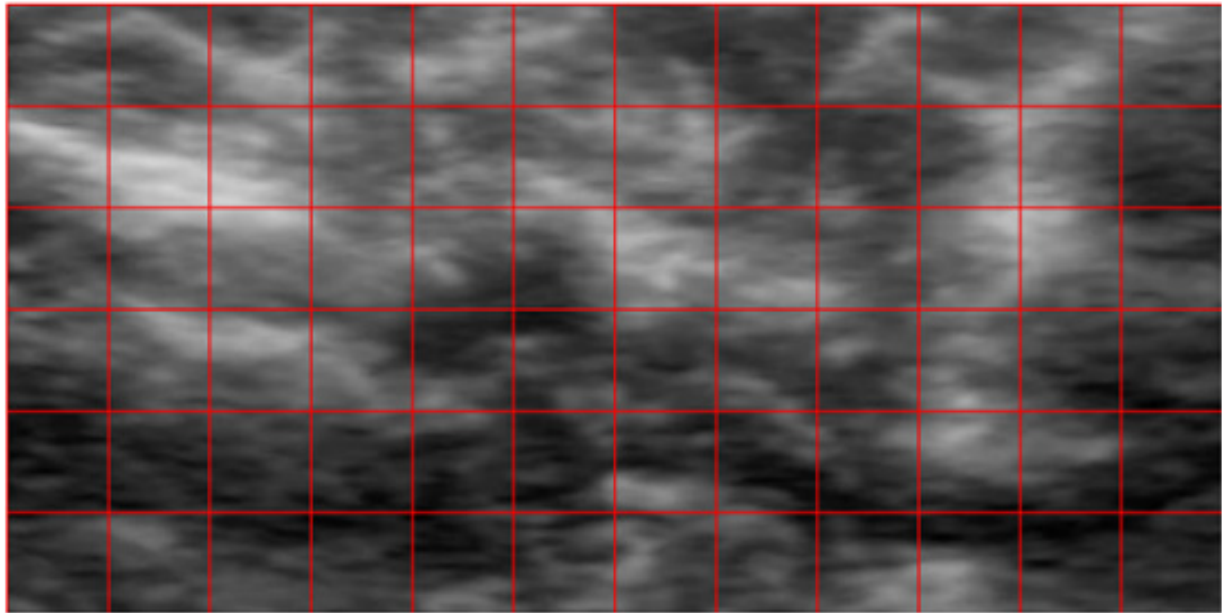


Figura S5. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 50×50 píxeles.

Información editorial

✉ Correspondencia

basadi@iisaragon.es

Fechas

Recibido: 16.03.2025

Aceptado: 12.04.2025

Publicado: 22.04.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización, B.A. y D.L.-H.; metodología, B.A. y D.L.-H.; software, B.A.; validación, D.L.-H.; análisis formal, B.A. y D.L.-H.; investigación, B.A. y D.L.-H.; curación de datos, B.A.; redacción—borrador original, B.A. y D.L.-H.; redacción—revisión y edición, B.A., S.A., L.P., N.N.A. y D.L.-H.; visualización, B.A.; supervisión, D.L.-H.; administración del proyecto, B.A. y D.L.-H. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Consentimiento Informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos que participaron en este estudio. Los pacientes firmaron un consentimiento informado por escrito para la publicación de este trabajo.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud, dado que forman parte de un proyecto más amplio en curso y aún no están completamente disponibles para su difusión pública hasta que el proyecto se haya completado.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Asadi B, Abdi S, Pérez-Espallargas L, Nakhostin Ansari N, Lapuente-Hernández D. A complementary patch-based histogram analysis for quantifying muscle tissue in ultrasound imaging. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e10. doi: 10.63360/ipmm.v1.e10

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

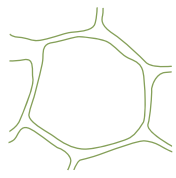
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e13

Series de Casos

Efectos de la neuromodulación percutánea sobre el nervio ciático en musculatura isquiotibial. Serie de casos

Alejandro Martín¹   0009-0001-9445-8834

Paula García²  0000-0002-3047-1087

Juan María Morales³  0000-0003-1078-4550

¹Clínica Deportiva Bermon, Gaztelako Atea, 2, 01008 Vitoria-Gasteiz, Araba, España.

²Departamento de Fisioterapia. Facultad de Medicina, Salud y Deportes. Universidad Europea de Madrid, España.

³Ernio Fisioterapia, Larramendi Kalea, 12A, 20400 Tolosa, Gipuzkoa. Universidad EUNEIZ, La Biosfera Ibilbidea, 6, 01013 Vitoria-Gasteiz, Araba, España

RESUMEN

Introducción: Tras una lesión o cirugía, uno de los problemas a los que se enfrenta un paciente es la inhibición muscular y las alteraciones en el patrón de activación de la musculatura. Innovadoras técnicas de fisioterapia invasiva como la Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e) han surgido en los últimos años con el fin de mejorar la calidad y los tiempos de tratamiento de este tipo de lesiones.

Presentación del caso: El objetivo del estudio fue evaluar la activación de la musculatura isquiotibial mediante dinamometría tras la aplicación de NMP-e sobre el nervio ciático en sujetos sanos. El estudio se llevó a cabo sobre 8 sujetos de los cuales 5 fueron mujeres y 3 hombres. Las variables medidas en el estudio fueron la fuerza y el impulso, que se midieron en tres momentos: pre-intervención, post-intervención y 24 horas después de la intervención.

Resultados: Se observaron diferencias significativas en la fuerza muscular inmediatamente tras la intervención ($p=0,0078$) y a las 24 h ($p=0,0156$). En cuanto al impulso, también se produjeron diferencias significativas tras la intervención ($p=0,0156$) y a las 24 horas ($p=0,0391$).

Conclusiones: El estudio muestra que la técnica "NMP-e" mejora la fuerza muscular y el impulso inmediatamente tras la intervención, manteniéndose las mejoras a las 24 horas.

Palabras clave: activación muscular, ciático, ecoguiado, fuerza, impulso, isquiotibial, neuromodulación percutánea.

1. Introducción

Las lesiones en isquiotibiales son comunes en deportes que implican habitualmente acciones como saltos, sprints y movimientos de alta velocidad⁽¹⁾. Estas lesiones suelen ser recidivantes y pueden reaparecer con cierta frecuencia el año siguiente a haber sufrido la lesión⁽²⁾. Según un estudio de Ribeiro-Alvares et al.⁽²⁾ al menos un 30% de futbolistas han tenido una lesión en isquiotibiales, de los cuales un 58% han tenido lesiones previas en la misma zona. Además, estas lesiones cursan con largos periodos de recuperación que apartan al deportista de la competición durante períodos prolongados, que pueden ir desde semanas hasta meses⁽²⁾.

La activación muscular es uno de los aspectos clave para la recuperación de cualquier lesión neuromusculoesquelética⁽¹⁾. Diversos estudios avalan que la falta de elasticidad⁽²⁾, la escasa activación muscular⁽³⁾; y alteraciones biomecánicas, como patrones de salto anómalos^(2,3) o un control neuromuscular deficiente^(2,3); incrementan significativamente el riesgo de rotura de los isquiotibiales. Este riesgo es especialmente elevado tras una cirugía de LCA. Además, se ha observado que la fuerza muscular está estrechamente relacionada con la incidencia de lesiones en el miembro inferior⁽⁴⁾. Tras una lesión o un procedimiento quirúrgico se produce una inhibición de la musculatura del área afectada, marcando así diferencias de activación y, con ello, alteraciones en el patrón de movimiento⁽⁵⁾.

Existen diferentes métodos de intervención para tratar cualquier disfunción o lesión que implique a la musculatura isquiotibial. Desde la fisioterapia convencional y conservadora a través de movilizaciones, terapia manual y neurodinamia⁽⁶⁾, electroterapia, diatermia o programas de readaptación por medio de ejercicios^(5,7), hasta las técnicas más innovadoras como la fisioterapia invasiva^(8,9) o técnicas prometedoras como campos electromagnéticos⁽¹⁰⁾ y todos los avances que día a día mejoran cada tratamiento⁽⁹⁾.

Dentro de este abanico de técnicas se encuentra la Neuromodulación percutánea ecoguiada (NMP-e). Esta es una técnica invasiva en la que, por medio de la ecografía, se identifica la estructura nerviosa diana, se establecen medidas de seguridad mediante Doppler evitando estructuras vasculares y se mide la distancia hasta la estructura diana. En la actualidad existen estudios que han comprobado que cuando estas corrientes se aplican con unos determinados parámetros, consiguen un mayor reclutamiento muscular⁽⁹⁾. Sin embargo, no se han encontrado estudios que analicen el efecto de la NMP-e específicamente en el nervio ciático con el objetivo de aumentar la actividad muscular, por lo que el presente estudio de casos tiene como objetivo investigar si se produce un incremento de la actividad muscular inmediatamente tras la aplicación de NMP-e y el mantenimiento de ese incremento a las 24 horas.

2. Descripción del caso o de las series de casos

2.1 Información del paciente

Los criterios de inclusión del estudio fueron: (a) ser mayor de 18 años, (b) no tener o haber tenido patología isquiotibial como roturas, tendinopatía o sobrecarga muscular en los últimos tres meses y (c) no tener o haber tenido lesiones articulares o cirugía en rodilla o cadera. Por otro lado, los criterios de exclusión fueron: (a) patologías venosas, cardíacas, pulmonares, etc.

(b) belonefobia, (c) herida o alteración en la zona de inserción de agujas, (d) uso de drogas psicotrópicas, (e) analgésicos de forma crónica, (f) uso de anticoagulantes, (g) alteraciones de sensibilidad, (h) enfermedad neurológica.

2.2 Hallazgos clínicos

Dadas las características del estudio y los criterios de inclusión y exclusión, no se requirieron pruebas diagnósticas ni hubo hallazgos clínicos relevantes al tratarse de sujetos sanos.

2.3 Intervención terapéutica

Los pacientes se colocaron en decúbito prono con un cojín colocado bajo los tobillos. El fisio-terapeuta llevó a cabo las diferentes medidas de higiene como lavado de manos, la colocación de guantes y cubresondas y la correcta asepsia sobre la piel del paciente. Tras asegurarse de haber mantenido las medidas de seguridad pertinentes, con la ayuda de un ecógrafo, se buscó el nervio ciático sobre el tercio medio del muslo entre el trocánter mayor y la articulación de la rodilla. A continuación, se introdujeron dos agujas en eje corto a 80°, una de medial a lateral a través del semitendinoso y otra de lateral a medial a través del bíceps femoral. Teniendo en cuenta la variabilidad anatómica tanto de la disposición del nervio ciático como la de sus axones, antes de comenzar con la técnica, se comprobó mediante un pointer la correcta colocación de las agujas. De este modo, si al estimular cada una de las agujas se generaba una contracción de la musculatura inervada por los axones correspondientes, se dio por válida la colocación de las mismas. En caso contrario, se modificó la colocación de las mismas hasta lograr estimular ambos territorios, parte tibial y peronea. A continuación, se conectaron las pinzas que salían de un mismo canal del electroestimulador (ITO ES-160 Ryodoraku) a cada una de las agujas. Antes del inicio de la neuromodulación, se introdujeron los parámetros de 10 Hz de frecuencia y una anchura de pulso 250 μ s y se realizó un aumento progresivo de la intensidad hasta que se logró una contracción no dolorosa. En ese momento se inició la neuromodulación realizando 10 estímulos de 10 segundos cada uno a una intensidad tolerable para el sujeto según el protocolo descrito por Valera et al⁽¹¹⁾, y utilizado en otros estudios anteriormente⁽¹²⁾ Entre cada estímulo se dejó un tiempo de descanso de 10 segundos. Tras terminar la prueba, se retiraron tanto las pinzas como las agujas y, con ayuda de una gasa, se hizo presión isquémica durante 30s sobre la zona de punción para evitar posibles efectos adversos.

2.4 Variables de Estudio

Como variable primaria se consideró la fuerza muscular, medida en newtons, y como variable secundaria, el impulso en newtons x seg. Para medir ambas variables se siguió el protocolo descrito por Oxford SW et al.⁽¹³⁾ Ambas variables se obtuvieron en la misma medida con el dinamómetro DynaMo Vald Performance, que ha demostrado ser fiable para evaluar la fuerza muscular en pacientes con dolor de cuello, con un coeficiente de correlación intraclase (ICC) superior a 0.76 y un coeficiente de variación menor a 13.8%⁽¹³⁾.

Se realizó una medición antes de la intervención, otra inmediatamente después de la misma y una tercera medición a las 24 horas de haber realizado la intervención. La medición se realizó en decúbito prono colocando un dinamómetro en la cara posterior del calcáneo. Se le pidió a

los sujetos participantes que realizaran una flexión de rodilla manteniendo la fuerza máxima a 90° de flexión, realizándose un protocolo de 3 series con 3 repeticiones de 5 segundos, descansando 10 segundos entre cada repetición y 30 segundos entre series. La primera serie se utilizó para familiarizarse con el test, por lo que se le pedía al paciente que realizara el 30-50% de su fuerza máxima. En la segunda serie se le pedía el 80% de su fuerza máxima. Y, finalmente, en la última serie se le pedía que realizara su fuerza máxima. De estas tres últimas repeticiones se eligió el mejor resultado obtenido en los parámetros de fuerza (N) e impulso (N*s)⁽¹³⁾. Se volvió a realizar el mismo protocolo de medición inmediatamente tras la intervención y a las 24 h siguientes.

2.5 Análisis estadístico

El análisis de los datos se realizó mediante el programa informático SPSS Statistic. El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$ y los límites del intervalo de confianza en el 95%. Para determinar si las variables seguían una distribución normal se utilizó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Una vez determinada la distribución normal de las variables ($p > 0,05$) se realizó un análisis descriptivo inicial, mostrando las medias y desviaciones típicas y un ANOVA de medidas repetidas para comparar las diferencias entre las mediciones antes y después de la intervención.

3. Resultados

Se seleccionaron 8 sujetos de los cuales 5 eran mujeres y 3 hombres, con una edad media de $32 \pm 13,52$ años. La altura media fue de $167,75 \text{ cm} \pm 9,23$ y el peso medio de $65,38 \text{ kg} \pm 14,09$. De los 8 sujetos, 4 realizaban ejercicio de forma habitual con una media de entrenamiento de 5 horas semanales de ejercicio como correr, bicicleta y ejercicio de fuerza. Los otros 4 de forma esporádica con una media de 2 horas semanales. Todos ellos realizaban ejercicio de forma amateur.

No se observaron efectos adversos tras la realización de las técnicas. En cuanto a la fuerza e impulso, los resultados fueron los siguientes:

Fuerza

Se observaron diferencias significativas en la fuerza muscular inmediatamente tras la intervención ($p < 0,05$) y a las 24 h ($p < 0,05$). Los valores medios de fuerza fueron de $185,13 \text{ N} \pm 51,40 \text{ N}$ antes de la intervención, de $212,50 \text{ N} \pm 55,92 \text{ N}$ inmediatamente tras la intervención, y de $216,88 \text{ N} \pm 53,64 \text{ N}$ a las 24 h de la intervención (Tabla 1).

Impulso

En cuanto al impulso, también produjeron diferencias significativas entre pre intervención y post intervención ($p < 0,05$), habiendo un cambio en el impulso de $387,38 \text{ N*s} \pm 85,27 \text{ N*s}$ a $467,25 \text{ N*s} \pm 133,86 \text{ N*s}$. Asimismo, se observaron cambios entre el impulso pre y seguimientos 24 horas, ($p < 0,05$) siendo esta última de $497,25 \text{ N*s} \pm 153,02 \text{ N*s}$ (Tabla 1).

Tabla 1. Estadísticas descriptivas.

	Media / Desviación estándar				
	Media (DE) Pre	Media (DE) Post	Media (DE) Post 24 h	Diferencia Pre-post. Media (DE); p-valor	Diferencia Pre-24h. Media (DE); p-valor
Fuerza (N)	185,13 (52,40)	212,50 (55,92)	216,88 (53,64)	27,38 (3,52); p=0,0078	31,75 (1,24); p=0,0156
Impulso (N s)	387,38 (85,27)	467,25 (133,86)	497,25 (153,02)	79,88 (48,59); p=0,0156	109,88 (67,75); p=0,0391

4. Discusión

Este estudio continúa las investigaciones realizadas por diversos autores en las que se hallaron cambios en la actividad muscular tras la realización de la intervención con NMP-e^(9,12,14). En este caso, se observaron diferencias significativas entre las mediciones de fuerza realizadas inmediatamente después de la intervención y a las 24 horas de la misma, lo que indica que no sólo hubo mejoras de la fuerza tras la aplicación de NMP-e sino que se mantuvieron al menos 24 h. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Ormazabal et al.⁽¹²⁾ en su estudio realizado sobre sujetos con esclerosis múltiple utilizando los mismos parámetros de NMP-e que se han utilizado en el presente estudio. Otro estudio en atletas de CrossFit no encontró cambios significativos entre grupos en la fuerza, aunque los grupos que recibieron NMP-e mostraron mejoras a lo largo del tiempo⁽⁹⁾. El motivo podría deberse a que los practicantes de CrossFit ya tenían un nivel elevado de fuerza y por este motivo la posibilidad de mejora sea menor que en nuestro estudio, como los propios autores refieren por este “efecto techo”.

Como novedad en este estudio, se analizó el impulso (N*s) a la hora de medir los efectos de la técnica de NMP-e sobre el nervio ciático. En el caso del impulso, al igual que en la fuerza, también se obtuvieron resultados estadísticamente significativos.

Teniendo en cuenta estos resultados y aunque no puede establecerse una relación causa-efecto por el tipo de estudio realizado, la técnica de NMP-e aplicada sobre el nervio ciático para la activación de la musculatura isquiotibial parece ser efectiva en cuanto a mejora de la fuerza e impulso. La principal limitación del estudio es el tipo de estudio y el reducido tamaño muestral, así como la heterogeneidad de la misma.

5. Conclusiones

La aplicación de NMP-e sobre el nervio ciático podría mostrar un efecto positivo en la mejora de la fuerza en sujetos sanos, manteniéndose la mejora durante las 24 horas siguientes a la aplicación de la técnica. Aunque dadas las limitaciones del estudio anteriormente descritas, no es posible obtener conclusiones de carácter definitivo. Por ello, este estudio de casos puede ser la vía para que futuras investigaciones obtengan resultados significativos en esta área.

Referencias

1. Erickson LN, Sherry MA. Rehabilitation and return to sport after hamstring strain injury. *J Sport Health Sci*. 2017 Sep;6:262–70. doi: [10.1016/j.jshs.2017.04.001](https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.04.001).
2. Ribeiro-Alvares JB, Dornelles MP, Fritsch CG, de Lima-E-Silva FX, Medeiros TM, Severo-Silveira L, et al. Prevalence of hamstring strain injury risk factors in professional and under-20 male football (Soccer) players. *J Sport Rehabil*. 2020 Mar 1;29(3):339–45. doi: [10.1123/jsr.2018-0084](https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0084)
3. Weldon N, Atteberry BSED M, Werner D, Kallman T, Tao M, Wellsandt EP. Poster 359: Muscle Performance and Drop Jump Mechanics Associate with Second Injury in a Matched Cohort of Athletes Who Passed Functional Return-to-Sport Criteria after ACL Reconstruction [Internet]. Available from: <http://www.sagepub.com/journalspermissions>
4. Wan X, Li S, Best TM, Liu H, Li H, Yu B. Effects of flexibility and strength training on peak hamstring musculotendinous strains during sprinting. *J Sport Health Sci* [Internet]. 2021 Mar 1 [cited 2023 Jun 12];10(2):222–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32795623/>
5. Guney-Deniz H, Sayaca C, Calik M, Doral MN. Effects on Lower Extremity Neuromuscular Control Exercises on Knee Proprioception, Muscle Strength, and Functional Level in Patients with ACL Reconstruction. *Biomed Res Int*. 2019;2019. doi: [10.1155/2019/1694695](https://doi.org/10.1155/2019/1694695)
6. Núñez de Arenas-Arroyo, S., Martínez-Vizcaíno, V., Torres-Costoso, A., Reina-Gutiérrez, S., Bizzozero-Peroni, B., & Cavero-Redondo, I.(2025). Immediate and short-term effects of neurodynamic techniques on hamstring flexibility: A systematic review with meta-analysis. *PloS one*, 20(2), e0318671. doi: [10.1371/journal.pone.0318671](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0318671)
7. Kaya D, Rodríguez-Sanz J, López-De-Celis C, Hidalgo-García C, González-Rueda V, Ragazzi P, Bueno-Gracia E, et al. Is Tecar Therapy Effective on Biceps Femoris and Quadriceps Rehabilitation? A Cadaveric Study. *J Sport Rehabil*. 2022 Aug;31:756–63. doi: [10.1123/jsr.2021-0458](https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0458)
8. Caballero-López J, Navarro-Santana M, Almazán-Polo J, García-Sanz F, Díaz-Arribas MJ, Minaya-Muñoz F, et al. Short-term effects of percutaneous electrical nerve stimulation on pain and muscle function in patients undergoing anterior cruciate ligament surgery: a randomized clinical trial. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*. 2025;6. doi: [10.3389/fresc.2025.1501703](https://doi.org/10.3389/fresc.2025.1501703)
9. Sangiacomo R, Valera F, Minaya-Muñoz F, Carcasona-Otal A, Herrero P, Lapuente-Hernández D. Effects of Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation on Shoulder Muscle Strength in CrossFit Athletes: A Pilot Randomized Controlled Trial. *Neuromodulation*. 2025 Jun 1. doi: [10.1016/j.neurom.2025.03.072](https://doi.org/10.1016/j.neurom.2025.03.072)
10. Ergan, M., Keskin, T., Candan, İ. A., Erzurumlu, Y., Aşci, H., Çömlekçi, S., & Başkurt, F.(2025). Investigation of the efficiency of pulsed electromagnetic field treatment and stretching exercise in experimental skeletal muscle injury model. *BMC musculoskeletal disorders*, 26(1), 289. doi: [10.1186/s12891-025-08442-0](https://doi.org/10.1186/s12891-025-08442-0)
11. Valera Garrido F, Minaya Muñoz F. *Fisioterapia invasiva*. 2nd ed. Vol. 1. Elsevier; 2016. 1–708 p. eBook ISBN: 9788491131618
12. Javier-Ormazábal A, Herrero P, González-Platas M. Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation in Multiple Sclerosis: A Case Report. *Degener Neurol Neuromuscul Dis* [Internet]. 2023 Jan [cited 2023 Jun 18];13:15–20. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36733290/> doi: [10.2147/DNND.S395082](https://doi.org/10.2147/DNND.S395082)
13. Oxford SW, Clarke ND, Tallis J. Between-Session Reliability of Field-Based Assessments of Isometric Neck Strength. *Sensors*. 2024 Aug;24. doi: [10.3390/s24155015](https://doi.org/10.3390/s24155015)

- 14.** De-La-cruz-torres B, Abuín-Porras V, Navarro-Flores E, Calvo-Lobo C, Romero-Morales C. Ultrasound-Guided Percutaneous Neuromodulation in Patients with Chronic Lateral Epicondylalgia: A Pilot Randomized Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 2021 May 1 [cited 2023 Jun 13];18(9). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34063673/>
- 15.** de la Cruz-Torres B, Barrera-García-Martín I, Albornoz-Cabello M. Immediate effects of ultrasound-guided percutaneous neuromodulation versus physical exercise on performance of the flexor hallucis longus muscle in professional dancers: a randomised clinical trial. *Acupuncture in medicine : journal of the British Medical Acupuncture Society* [Internet]. 2019 Apr 1 [cited 2023 Jun 13];37(2):91–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30860393/>
- 16.** Bijur PE, Silver W, Gallagher EJ. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. *Academic Emergency Medicine*. 2001;8(12):1153–7. doi: [10.1111/j.1553-2712.2001.tb01132.x](https://doi.org/10.1111/j.1553-2712.2001.tb01132.x)
- 17.** Courties A, Berenbaum F, Sellam J, Correspondant Pr A. Vagus nerve stimulation in musculoskeletal diseases. doi: [10.1016/j.jbspin.2021.105149](https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2021.105149).
- 18.** Ferreira-Dos-Santos G, Hurdle MFB, Gupta S, Clendenen SR. Ultrasound-Guided Percutaneous Peripheral Nerve Stimulation for the Treatment of Lower Extremity Pain: A Rare Case Report. *Pain Practice*. 2019 Nov 1;19(8):861–5. doi: [10.1111/papr.12810](https://doi.org/10.1111/papr.12810).
- 19.** Ferrer-Peña R, Gil-Martínez A, Pardo-Montero J, Jiménez-Penick V, Gallego-Izquierdo T, La Touche R. Adaptación y validación de la Escala de gradación del dolor crónico al español. *Reumatol Clin*. 2016 May 1;12(3):130–8. doi: [10.1016/j.reuma.2015.07.004](https://doi.org/10.1016/j.reuma.2015.07.004).
- 20.** Herbawi F, Lozano-Lozano M, Lopez-Garzon M, Postigo-Martin P, Ortiz-Comino L, Martin-Alguacil JL, et al. A Systematic Review and Meta-Analysis of Strength Recovery Measured by Isokinetic Dynamometer Technology after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Quadriceps Tendon Autografts vs. Hamstring Tendon Autografts or Patellar Tendon Autografts. Vol. 19, *International Journal of Environmental Research and Public Health*. MDPI; 2022. doi: [10.3390/ijerph19116764](https://doi.org/10.3390/ijerph19116764).
- 21.** Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures [Internet]. Vol. 10, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000. Available from: www.elsevier.com/locate/jelekin
- 22.** Inoue M, Nakajima M, Hojo T, Kitakoji H, Itoi M. Spinal nerve root electroacupuncture for symptomatic treatment of lumbar spinal canal stenosis unresponsive To standard acupuncture: A prospective case series. Vol. 30, *Acupuncture in Medicine*. 2012. p. 103–8. doi: [10.1136/acupmed-2011-010122](https://doi.org/10.1136/acupmed-2011-010122).
- 23.** Kwong PWH, Ng GYF, Chung RCK, Ng SSM. Bilateral transcutaneous electrical nerve stimulation improves lower-limb motor function in subjects with chronic stroke: A randomized controlled trial. *J Am Heart Assoc*. 2018 Feb 1;7(4). doi: [10.1161/JAHA.117.007341](https://doi.org/10.1161/JAHA.117.007341).
- 24.** Li K, Xu X yin, Ding D guang. Observation on therapeutic effect of electroacupuncture plus acupuncture-injection for nerve root sciatica. *Journal of Acupuncture and Tuina Science*. 2015 Feb 1;13(1):32–5. doi: [10.1007/s11726-015-0819-9](https://doi.org/10.1007/s11726-015-0819-9)
- 25.** Pereira M, Fernandes SR, Miranda PC, de Carvalho M. Neuromodulation of lower limb motor responses with transcutaneous lumbar spinal cord direct current stimulation. *Clinical Neurophysiology*. 2018 Sep 1;129(9):1999–2009. doi: [10.1016/j.clinph.2018.07.002](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2018.07.002).

Información editorial

✉ Correspondencia

alejandro140martin@gmail.com

Fechas

Recibido: 23.04.2025

Aceptado: 29.09.2025

Publicado: 28.10.2025

Contribuciones de autoría

Conceptualización, A.M. y P.G.; metodología, A.M., P.G. y J.M.; investigación, A.M., P.G. y J.M.; redacción—preparación del borrador original, A.M. y P.G.; redacción—revisión y edición, A.M., P.G., J.M. y P.H.; supervisión, A.M.; administración del proyecto, A.M. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Disponibilidad de Datos

No aplica.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Consentimiento informado del paciente

A cada paciente se le explicó cada uno de los procedimientos que se le iban a realizar entregándoles el correspondiente consentimiento informado. Se les concedieron unos minutos para leer y firmar este consentimiento informado donde se detallaban con exactitud todos los beneficios y posibles riesgos que conllevan estas técnicas, haciendo hincapié en la frecuencia de los mismos.

Cita sugerida

Martín A, García P, Morales JM. Efectos de la neuromodulación percutánea sobre el nervio ciático en musculatura isquiotibial. Serie de casos. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e13. doi: 10.63360/ipmm.v1.e13

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

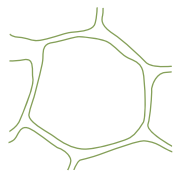
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e18

Serie de casos

Evaluación de los puntos gatillo miofasciales con ecografía: una metodología que combina vibración externa con “Power Doppler Imaging” y modo B

Pablo Herrero^{1,2}   0000-0002-9201-0120

Diego Lapuente-Hernández^{1,2}  0000-0002-6506-6081

Teresa Blanco^{3,4}  0000-0002-1831-3342

Roberto Casas^{3,5}  0000-0001-5316-8171

Fermín Valera-Garrido^{6,7,8}  0000-0002-8867-2519

Francisco Minaya-Muñoz^{6,7}  0000-0002-6337-2501

José Gomes Monres⁹  0000-0003-1317-1274

Eva María Gómez-Trullén^{2,10}  0000-0002-7876-4735

¹Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Fisioterapia y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

²Grupo de Investigación iHealthy, IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

³Howlab Research Group, Instituto Aragonés de Investigación en Ingeniería, Universidad de Zaragoza, 50018 Zaragoza, España.

⁴Departamento de Ingeniería de Diseño y Fabricación, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España.

⁵Departamento de Ingeniería Electrónica y de Comunicaciones, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España.

⁶MVClinic Institute, 28600 Madrid, España.

⁷Universidad CEU San Pablo, 28925 Madrid, España.

⁸Departamento de Fisioterapia Invasiva, Getafe C.F., 28903 Madrid, España.

⁹Clínica Fisiogyn, Goiânia, Brasil.

¹⁰Facultad de Medicina, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

Este trabajo fue apoyado por el Gobierno Regional de Aragón mediante el Programa para Grupos de Investigación bajo las subvenciones T27_23R y B54_23R.

RESUMEN

Introducción: Esta serie de casos explora una metodología novedosa para la identificación de puntos gatillo miofasciales (PGM) mediante la integración de ecografía Doppler y modo B con estimulación vibratoria aplicada externamente. El estudio tiene como objetivo abordar la actual falta de herramientas accesibles y objetivas para la evaluación de PGM en entornos clínicos.

Presentación del caso: Se incluyeron cinco participantes: cuatro individuos sanos y un paciente post-ictus. Se desarrolló un dispositivo de vibración diseñado a medida para aplicar estimulación mecánica al músculo gastrocnemio medial, mientras se recopilaba información mediante imágenes ecográficas utilizando un montaje estan-

darizado. Para optimizar la detección de la señal de vibración dentro del tejido muscular, se probaron diferentes configuraciones de los electrodos que transmiten la vibración y los modos Doppler (Doppler color y Power Doppler Imaging (PDI)).

Resultados: El PDI demostró una sensibilidad superior a las respuestas musculares inducidas por vibración en comparación con el Doppler color convencional. Se identificó un patrón consistente entre los participantes sanos. Este patrón consistía en zonas bien definidas y no vibratorias rodeadas de regiones vibratorias, correspondientes a áreas hipoecoicas en la ecografía en modo B. Estos hallazgos son sugestivos de PGMs y se pueden diferenciar de otras estructuras anatómicas rígidas, como la fascia, los tendones o el tejido fibrótico, que aparecen como hiperecoicas. En el paciente con accidente cerebrovascular, las adaptaciones musculares patológicas redujeron la consistencia y la visibilidad de la propagación del estímulo vibratorio; sin embargo, todavía se identificaron áreas compatibles con PGMs. Cabe destacar que la punción seca alteró la señal Doppler en este caso, atenuando el patrón previamente observado.

Conclusiones: Este estudio de prueba de concepto demuestra la viabilidad y la reproducibilidad de un protocolo de evaluación rentable que utiliza modos de ecografía convencionales. La combinación de PDI, modo B y vibración puede mejorar la identificación objetiva de los PGMs y ampliar las capacidades en la práctica musculoesquelética.

Palabras clave: Puntos gatillo miofasciales; Imagen diagnóstica; Ecografía Doppler; Vibración.

1. Introducción

El diagnóstico de los Puntos Gatillo Miofasciales (PGMs) es un tema ampliamente debatido en el campo de la medicina musculoesquelética⁽¹⁾. La falta de herramientas de diagnóstico accesibles, objetivas y reproducibles sigue limitando el diagnóstico de los PGMs, el cual generalmente se realiza mediante palpación en la práctica clínica^(2,3). A pesar de la utilidad y accesibilidad de la palpación manual, esta depende principalmente de la experiencia del examinador y no puede utilizarse de manera fiable para el diagnóstico de PGMs profundos^(4,5). Hasta la fecha, se han publicado varios estudios utilizando técnicas de diagnóstico avanzadas como la resonancia magnética⁽⁶⁻⁸⁾, la microscopía electrónica⁽⁹⁾, las biopsias musculares⁽⁹⁻¹¹⁾ y la elastografía⁽¹²⁻¹⁶⁾. Debido a su alto costo, complejidad y disponibilidad limitada, estas técnicas no son adecuadas para su uso rutinario en la práctica clínica.

En este contexto, la ecografía musculoesquelética se ha convertido en una herramienta popular en la rehabilitación y su uso está aumentando en la práctica clínica rutinaria. Su portabilidad, bajo costo y capacidades en tiempo real para procedimientos diagnósticos e intervencionistas la convierten en una tecnología prometedora^(17,18). Sin embargo, su uso para diagnosticar los PGMs es inconcluso debido a la falta de protocolos estandarizados y criterios diagnósticos por ecografía validados^(19,20). Si se pudieran obtener resultados fiables de manera consistente utilizando los modos más simples y accesibles disponibles en dispositivos de ecografía de gama baja, como el modo B o el modo Doppler, podría implementarse de inmediato en la práctica clínica diaria y tendría un gran potencial para el diagnóstico de los PGMs.

Varios estudios han demostrado que los PGMs están asociados con alteraciones bioquímicas, histopatológicas y mecánicas, entre otras⁽²¹⁻²³⁾. En el caso de las alteraciones mecánicas, se ha demostrado que los PGMs presentan un aumento en la rigidez del tejido. Estudios previos de elastografía, que evalúan la rigidez del tejido mediante su respuesta a la estimulación mecánica inducida por un transductor o una fuente de vibración externa, han mostrado que las regiones rígidas alteran la propagación de ondas mecánicas, modificando el comportamiento dinámico del tejido y su representación en imágenes⁽¹²⁻¹⁶⁾. Basándonos en estos hallazgos, proponemos

una metodología novedosa que combina el uso de ecografía en modo Doppler simultáneamente con una estimulación vibratoria externa aplicada al tejido muscular, similar al método utilizado en investigaciones previas con sonoelastografía^(13,14,16).

La hipótesis central es que la aplicación de vibración mecánica al tejido muscular sin alteraciones dará lugar a la propagación de una onda vibratoria que genera una señal Doppler detectable. Por el contrario, las regiones con mayor rigidez local, como los PGMs, la fibrosis o los septos intramusculares, pueden atenuar o bloquear esta transmisión mecánica, lo que resulta en la ausencia o reducción focal de la señal Doppler. Si estos fenómenos, que ya se han observado en elastografía, pudieran visualizarse utilizando el modo Doppler convencional, este enfoque podría ser clave para la evaluación objetiva de los PGMs, permitiendo la accesibilidad del diagnóstico, dado que este modo está incluido en los dispositivos de ecografía de gama baja. Sin embargo, sería necesario desarrollar criterios complementarios para distinguir los PGMs de otras estructuras anatómicas que presentan una rigidez similar. Por ello, la combinación del Doppler con otros modos disponibles, como el modo B, podría mejorar la identificación mediante el uso de la ecogenicidad.

Aunque todavía existe controversia respecto a la ecogenicidad de los PGMs, una revisión reciente concluyó que se identificaban predominantemente como nódulos hipoeoicos con ecotextura heterogénea⁽²⁰⁾. Por lo tanto, el uso de la ecografía en modo B ofrece una oportunidad única para diferenciar los PGM de otras estructuras cuando se combina con el modo Doppler. La posibilidad de trabajar con el modo B y el modo Doppler en dos ventanas simultáneamente en muchos dispositivos permite al clínico identificar áreas más rígidas en el modo Doppler, mostrando una ecogenicidad baja en comparación con la fascia o los tendones. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es sentar las bases para una metodología de prueba de concepto más accesible para la identificación de PGMs utilizando una combinación de los modos más básicos de ecografía musculoesquelética, que son Doppler y modo B con una fuente de vibración externa. Este estudio tiene como objetivo demostrar una prueba de concepto basada en un formato de serie de casos, aplicando esta metodología como referencia para futuras investigaciones y mejoras metodológicas en la evaluación de los PGMs, además de identificar limitaciones metodológicas y sugerir direcciones para investigaciones futuras.

2. Descripción de la serie de casos

2.1 Información de los participantes

Este estudio presenta una serie de casos para ilustrar un enfoque metodológico novedoso para la identificación de los PGMs. Tras la prueba inicial de esta metodología con investigadores del grupo de investigación iHealthy (<https://ihealthy.es/>), se reclutaron cuatro voluntarios sanos (participante #1: hombre, 61 años; participante #2: hombre, 27 años; participante #3: hombre, 25 años; participante #4: mujer, 25 años) para ilustrar la variabilidad en los hallazgos entre individuos. Además, se incluyó un participante con accidente cerebrovascular (participante #5: hombre, 75 años) para explorar tanto la aplicabilidad como los posibles desafíos de transferir esta metodología a poblaciones clínicas caracterizadas por mayor rigidez muscular y espasticidad.

El estudio se adhirió a los principios éticos de la Declaración de Helsinki y recibió la aprobación del Comité de Ética de Aragón (Referencia: C.I. PI24/215, 13 de mayo de 2024). Todos los participantes fueron completamente informados sobre todos los aspectos relacionados con el estudio de antemano y proporcionaron su consentimiento informado por escrito.

2.2 Dispositivo de vibración

Se realizaron pruebas piloto iniciales utilizando diapasones para evaluar la viabilidad de inducir vibración muscular detectable mediante ecografía en modo Doppler. Sin embargo, se encontraron limitaciones significativas: la vibración no se transmitía de manera homogénea a través de la región objetivo y su duración era demasiado breve para permitir un escaneo del área. Estas limitaciones motivaron el desarrollo de un dispositivo de vibración ad hoc, diseñado específicamente para este estudio (Figura 1).

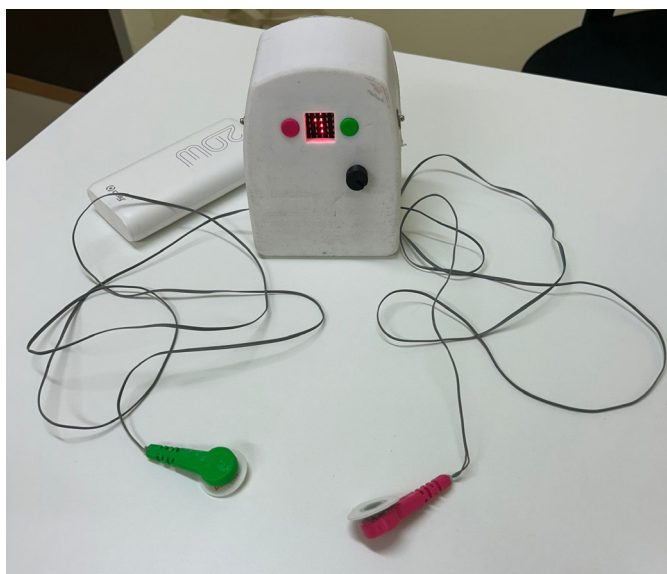


Figura 1. Diseño final del dispositivo de vibración.

Se desarrolló un dispositivo de vibración portátil siguiendo un enfoque de diseño centrado en el usuario basado en la opinión de expertos de investigadores en fisioterapia. El análisis inicial del usuario reveló varios requisitos clave: 1) la vibración no debe generar incomodidad al paciente, 2) la vibración debe ser transmitida, permitiendo que el fisioterapeuta tenga las manos libres para usar el ecógrafo y ajustar la intensidad de la vibración, y 3) la vibración no debe entrar en contacto con el ecógrafo para evitar posibles daños en la sonda.

El proceso de desarrollo comenzó con un análisis de mercado para identificar soluciones existentes capaces de inducir vibración muscular. Basándose en los hallazgos, se realizaron pruebas iniciales para evaluar la propagación de ondas vibratorias en el tejido muscular. Posteriormente, se ensamblaron prototipos utilizando componentes electrónicos simples para probar la funcionalidad básica del sistema. Una vez operativo, el diseño se refinó en términos de ergonomía, funcionalidad y facilidad de uso para los profesionales clínicos. Se seleccionaron materiales y procesos de fabricación para facilitar la transformación en un prototipo final funcional.

Se evaluaron dos fuentes primarias de vibración: inducida por ondas sonoras y basada en un motor mecánico. La onda sonora permite el ajuste más fino de la fuente de excitación en térmi-

nos de frecuencia y amplitud, pero tras algunas pruebas, se descartó debido al ruido generado y al calentamiento del tejido. El dispositivo final fue diseñado para operar bajo una vibración generada por un motor mecánico excitado con 5 VCC (voltaje de corriente continua) modulado usando una señal PWM (modulación por ancho de pulso). Esto permite graduar la potencia que alimenta el motor excéntrico en 10 niveles de intensidad de vibración. La vibración se transfiere al cuerpo usando parches ECG (Dormo Ag/AgCl) sujetos al dispositivo; esto asegura una conexión firme, maximizando la transferencia de energía del motor al tejido.

Para caracterizar más a fondo el perfil de vibración del dispositivo, se colocó un acelerómetro con una frecuencia de muestreo de 6,6 kHz directamente en el motor. Las mediciones resultantes se presentan en la Tabla 1 y la Figura 2.

Tabla 1. Valores de frecuencia registrados con el acelerómetro a diferentes niveles de intensidad de vibración del dispositivo.

Intensidad de vibración	Frecuencia (Hz)
10%	303.00
20%	470.15
30%	602.95
40%	656.50
50%	701.68
60%	770.44
70%	801.92
80%	831.17
90%	883.25
100%	899.91

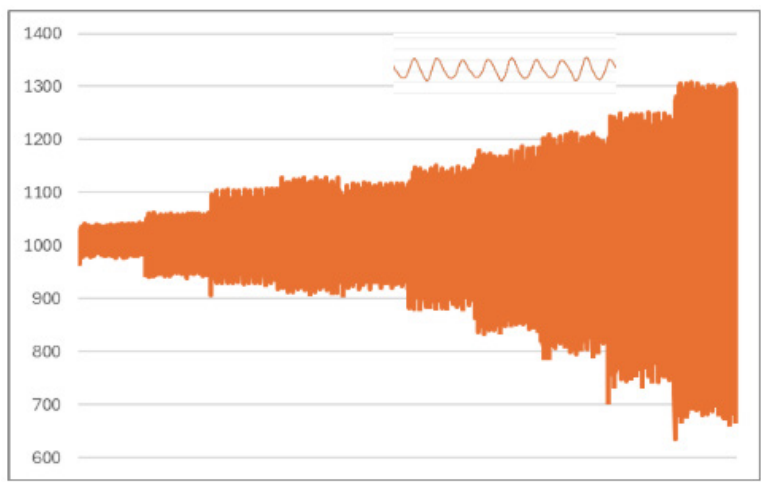


Figura 2. Señal de acelerómetro en el dominio del tiempo del dispositivo de vibración, mostrando la estabilidad y reproducibilidad del patrón oscilatorio a través de los niveles de intensidad.

2.3 Procedimiento de recopilación de datos

Se realizó una evaluación utilizando una sonda Sonophy Linear Wide Head, operando en un rango de frecuencia de 7,5 a 10 MHz (Sonophy, España). Para garantizar la estandarización de las imágenes y minimizar la variabilidad dependiente del operador, se utilizó un trípode de cámara Nineigh de 190 cm para asegurar la sonda en una posición fija durante todo el examen, manteniéndola perpendicular a la estructura de interés. Esta configuración evitó posibles artefactos resultantes de la compresión manual o del movimiento de la sonda, que de otro modo podrían afectar la señal Doppler. El músculo de interés seleccionado fue el gastrocnemio medial, por lo que el participante se colocó en decúbito lateral, con la extremidad examinada en una posición neutral y relajada. Se aplicó gel de ultrasonido para facilitar el acoplamiento acústico, y se tuvo cuidado de evitar una presión excesiva de la sonda. El uso del trípode aseguró tanto una angulación consistente de la sonda como la reproducibilidad de los planos de imagen en diferentes condiciones de prueba. La colocación tanto del participante como del ecógrafo utilizando el trípode se ilustra en la Figura 3.



Figura 3. Posicionamiento de la sonda ecográfica en planos transversal (Figura 3A) y longitudinal (Figura 3B), estabilizada con soporte de trípode, con el participante en decúbito lateral.

Para evaluar la viabilidad de la metodología propuesta para detectar los PGMs, se realizó una serie de procedimientos exploratorios. La influencia de la colocación de los electrodos se evaluó utilizando dos configuraciones: 1) electrodos colocados longitudinalmente a ambos lados de la sonda (Figura 4A); y 2) electrodos colocados transversalmente a lo ancho de la sonda (Figura 4B). En ambos montajes, se utilizaron secuencialmente los modos de Doppler color y PDI para determinar qué modalidad captaba mejor el movimiento inducido por la vibración en el tejido muscular.

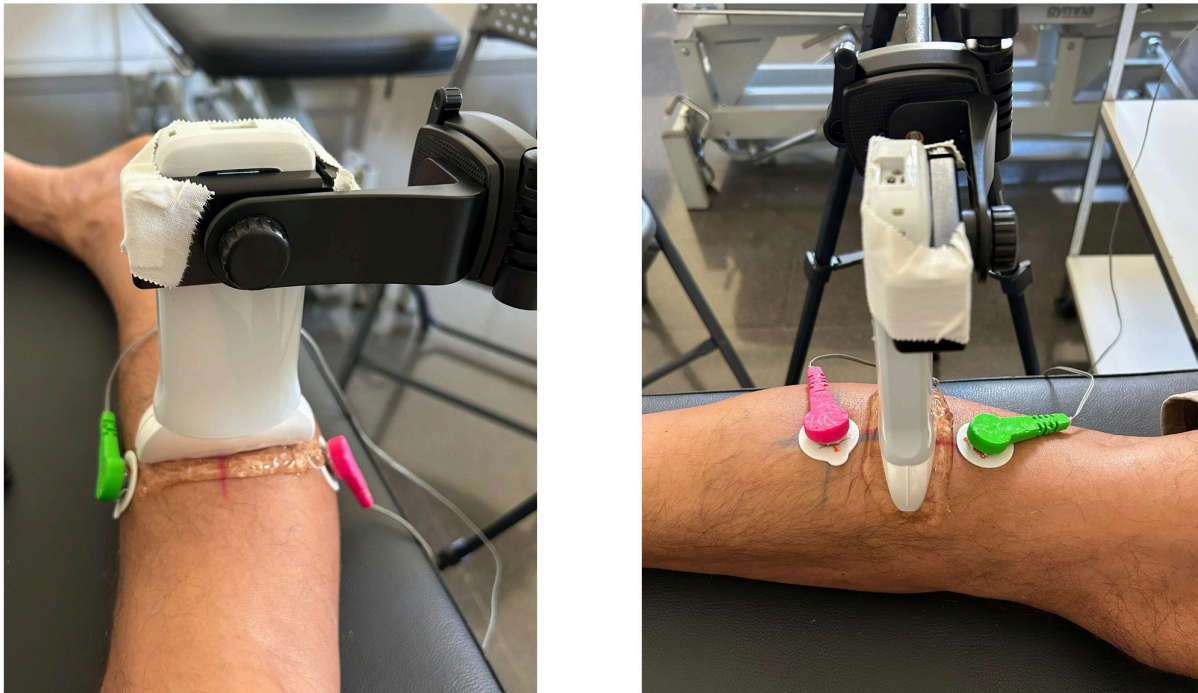


Figura 4. Sonda ecográfica en planos transversales con electrodos colocados longitudinalmente a cada lado (Figura 4A) y con electrodos alineados transversalmente a lo largo del ancho de la sonda (Figura 4B).

Una vez que se había establecido el método más eficaz para transmitir la vibración a través de la señal Doppler, el siguiente paso fue determinar el protocolo de evaluación óptimo para identificar las regiones con PGMs. Inicialmente se realizó palpación manual para identificar los PGM en el músculo gastrocnemio medial, siguiendo los criterios del consenso internacional más reciente publicados en 2018⁽²⁴⁾, después de lo cual el músculo se evaluó posteriormente utilizando la metodología propuesta. Un área dentro del mismo músculo sin PGM sirvió como sitio de control. Para cada región examinada, se realizaron mediciones repetidas retirando y reposicionando sistemáticamente la sonda ecográfica para evaluar la reproducibilidad intraindividual. A lo largo del proceso, se exploraron múltiples variaciones para identificar la configuración que produjera los hallazgos de imagen más consistentes y fiables en ensayos repetidos.

3. Resultados

Para comparar sistemáticamente los diferentes protocolos y configuraciones, se evaluó la respuesta vibratoria bajo los modos Color Doppler y PDI en múltiples disposiciones de electrodos, utilizando siempre la intensidad máxima de vibración para garantizar condiciones de evaluación estandarizadas. Las pruebas comparativas iniciales revelaron que la colocación transversal de los electrodos producía una propagación del estímulo vibratorio más efectiva y homogénea a través del músculo. Este efecto fue particularmente destacado en el modo PDI, que superó al modo Color Doppler en su capacidad para detectar diferencias sutiles en la transmisión vibratoria. Los [videos S1-4](#) ilustran el rendimiento comparativo de cada modo Doppler bajo diferentes colocaciones de electrodos.

Para evaluar el tejido muscular tanto en los cortes transversal como longitudinal, se realizaron pruebas adicionales para determinar si el estímulo vibratorio podía visualizarse de manera consistente en ambas orientaciones. Encontramos que la colocación oblicua de los electrodos permitió transiciones fluidas entre los planos de imagen, eliminando la necesidad de recolocar los electrodos. Esta configuración permitió que la vibración se propagara a lo largo del vientre muscular en ambas orientaciones sin pérdida de señal. La calidad y consistencia de esta configuración se muestran en los [Videos S5-6](#), y las colocaciones correspondientes de los electrodos para cada plano de imagen se ilustran en la Figura 5.

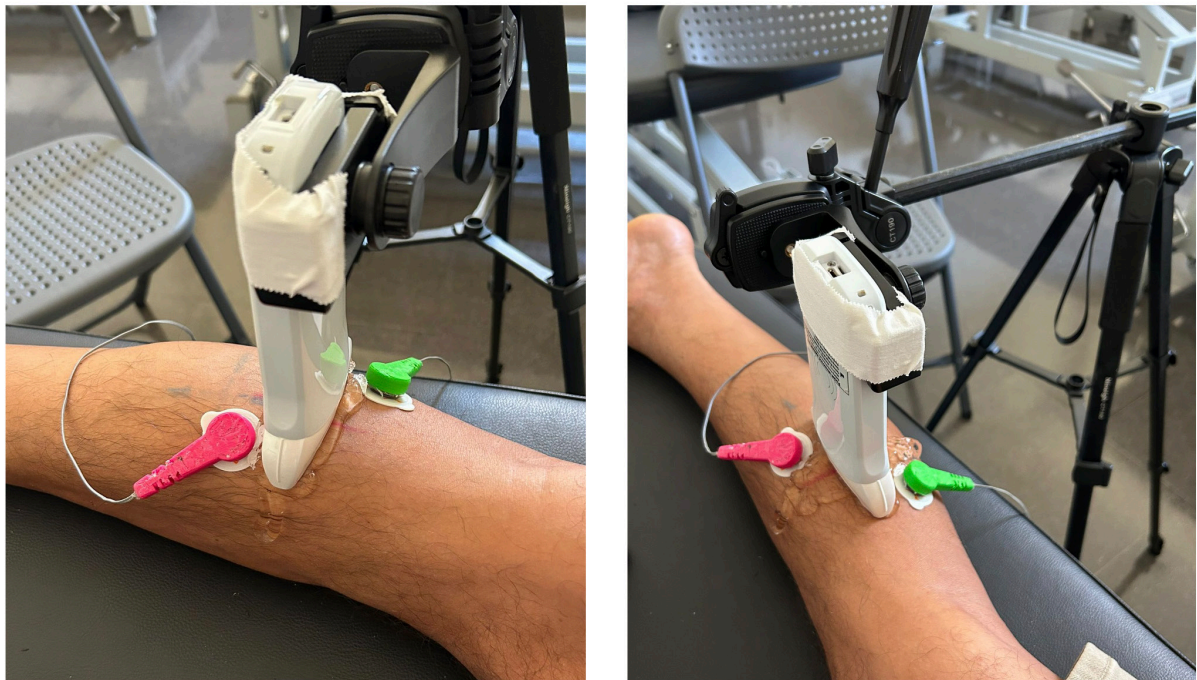


Figura 5. Colocación oblicua de los electrodos con la sonda ecográfica en corte transversal (Figura 5A) y longitudinal (Figura 5B).

Una vez establecida la configuración óptima (modo PDI con colocación oblicua de los electrodos), se definió el protocolo de evaluación. Durante la evaluación, la intensidad de la vibración se incrementó gradualmente hasta que toda la caja del PDI, ajustada a su tamaño máximo, mostró saturación uniforme de señal. Esto confirmó que el estímulo vibratorio se había propagado con éxito por toda el área muscular visible. Luego, la caja del PDI se movió sistemáticamente a lo largo del campo de imagen para identificar regiones potenciales con una respuesta vibratoria reducida, que se hipotetizó que representaban áreas de mayor rigidez del tejido. El patrón identificable propuesto se definió como una región bien delimitada que carece de señal Doppler, rodeada por áreas que muestran actividad vibratoria constante. Si la región no vibratoria parecía inestable o cambiaba de posición durante la exploración, esto se interpretaba como un artefacto o una transmisión inadecuada del estímulo vibratorio. La reproducibilidad de estos hallazgos se verificó mediante mediciones repetidas en cada sitio, con la sonda retirada y recolocada entre adquisiciones para confirmar la consistencia intraindividual, como se ilustra en los [Videos S7-8](#), que corresponden a la misma región de PGM para el participante #1. El [Video S7](#) ilustra la primera evaluación, mientras que el [Video S8](#) muestra la segunda evalua-

ción después de que la sonda fue retirada y recolocada, demostrando que la ubicación identificada del PGM permaneció sin cambios.

Los [videos S9-14](#) presentan ejemplos representativos de regiones sospechosas de PGMs y de regiones sin PGMs bajo el modo PDI en varios participantes sanos (Participantes #2, #3 y #4). En todas las regiones con PGMs, se observó de manera consistente al menos una zona no vibratoria bien delimitada, que también correspondía a un área de menor ecogenicidad en comparación con el tejido adyacente. En contraste, las regiones sin PGMs no mostraron dicho patrón característico no vibratorio; en cambio, la vibración se distribuyó de manera más homogénea a lo largo del tejido muscular.

En el participante con accidente cerebrovascular (Participante #5), se observaron varias dificultades en la transmisión del estímulo vibratorio, que parecía inestable y no se propagaba de manera homogénea a lo largo de todo el vientre muscular, con regiones extensas no vibratorias más grandes que las que podrían estar asociadas con un PGM, como se ilustra en el [Video S15](#). Este fenómeno puede ser atribuible al aumento de la rigidez muscular y a la presencia de tejido fibro-adiposo. Sin embargo, en ciertas regiones musculares, pudimos identificar áreas compatibles con PGMs, caracterizadas por el patrón de una zona no vibratoria rodeada por regiones adyacentes con actividad Doppler, aunque con menor claridad debido a las alteraciones del tejido muscular ([Video S16](#)). Además, en una de estas regiones de PGM, probamos la aplicación de punción seca guiada por los hallazgos del modo PDI junto a la vibración. Como se muestra en el [Video S17](#), después de varias inserciones de la aguja y su posterior retirada, la actividad Doppler dentro de la región previamente no vibratoria pareció aumentar, y no se observó una delimitación tan clara.

Además, los [Videos S18-19](#) incluyen imágenes representativas y vídeos que muestran la ausencia de señal Doppler en regiones con aumento de rigidez, como las capas fasciales superficiales y profundas, en voluntarios sanos. En todos los casos, estas estructuras demostraron la falta de señal Doppler, validando aún más la capacidad del método para distinguir entre tejidos con diferentes grados de rigidez. Se utilizó el modo B como complemento para diferenciar entre tejido fisiológicamente rígido, como la fascia, que aparece como estructuras hiperecogénicas, de la rigidez potencialmente asociada con los PGMs, que aparecen hipoecoicos en comparación con las estructuras mencionadas.

El dispositivo de vibración no causó ningún evento adverso ni efecto secundario en ninguno de los participantes en ningún momento durante el estudio, incluso cuando se operó a máxima potencia.

4. Discusión

Este estudio fue diseñado como una prueba de concepto basada en un pequeño número de casos. El objetivo principal era investigar la viabilidad de una nueva metodología de evaluación ecográfica para los PGMs y explorar posibles diferencias entre pacientes musculoesqueléticos y neurológicos, ya que ambos presentan PGM. A pesar de su naturaleza exploratoria, la consistencia y reproducibilidad de los resultados proporcionan una base para desarrollar un enfoque de evaluación estandarizado en futuras investigaciones.

La metodología propuesta utiliza una fuente de vibración en combinación con el modo PDI. Sin embargo, una limitación en la práctica clínica de esta metodología es que el dispositivo de vibración utilizado fue diseñado específicamente para este estudio, lo que permite realizar ajustes precisos a niveles de intensidad muy bajos. No obstante, la capacidad de identificar objetivamente los PGMs supone un avance significativo y abre una vía potencial para futuras investigaciones. En concreto, la confirmación de características consistentes en estas zonas no vibratorias, como las diferencias en la ecogenicidad u otras características de la ecotextura, podría ayudar en última instancia al desarrollo de algoritmos que utilicen imágenes en modo B sin vibración, que podrían integrarse directamente en los sistemas de ecografía convencionales. Sin embargo, en la actualidad, la ecografía en modo B por sí sola no puede detectar de forma fiable los PGMs debido a la falta de criterios diagnósticos validados, la escasez de evaluación cuantitativas, la subjetividad que implica la interpretación de las imágenes en escala de grises y la limitada fiabilidad entre observadores⁽²⁰⁾. Por lo tanto, las investigaciones futuras deberían centrarse en superar estas limitaciones mediante el uso de técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes y enfoques algorítmicos que puedan detectar variaciones sutiles en la escala de grises que no son distinguibles por el ojo humano con suficiente precisión o consistencia.

A diferencia del ultrasonido Doppler color convencional, el PDI codifica la intensidad de la señal Doppler en lugar de su velocidad y dirección. Esta característica hace que el PDI dependa menos del ángulo de la sonda y sea sustancialmente más sensible para la detección de vasos de flujo bajo y de pequeño calibre⁽²⁵⁻²⁹⁾. Las ventajas incluyen una mejor delimitación de los vasos tortuosos, mayor definición de los bordes intravasculares y una visualización superior de las ramas vasculares, lo que conjuntamente proporciona un mapa vascular más continuo⁽³⁰⁾. Estas características han establecido al PDI como el método de elección para evaluar la microvascularización en condiciones musculoesqueléticas como la tendinopatía⁽²⁷⁾. Aunque el PDI se ha utilizado principalmente para evaluar la vascularización patológica en estudios previos, los resultados son consistentes con los observados en el contexto de nuestra metodología, lo que proporciona evidencia adicional de la mayor sensibilidad y utilidad del PDI en comparación con el Doppler color. La principal limitación del PDI en comparación con el Doppler en color es que no puede estimar la dirección o la velocidad del flujo⁽³¹⁾. Sin embargo, esta desventaja no afecta su aplicación en nuestra metodología. Además, investigaciones previas han demostrado una alta consistencia y fiabilidad intra-examinador en diferentes modos Doppler⁽³²⁾, lo cual es consistente con nuestras propias observaciones, mostrando resultados comparables cuando se realizó el reposicionamiento de la sonda en los mismos participantes.

Aunque el uso del modo Doppler color en el contexto de los PGMs ya se ha investigado anteriormente, demostrando alteraciones en el flujo sanguíneo^(14,33), este es el primer estudio que utiliza el modo PDI para valorar la rigidez del tejido, con el objetivo específico de identificar los PGMs mediante ecografía. En este contexto, nuestra metodología podría proporcionar una alternativa viable para los dispositivos de ecografía de gama baja a media que carecen de capacidades de elastografía, ampliando así la aplicación clínica de la evaluación de los PGMs. La principal limitación de este estudio es su diseño de prueba de concepto, que se aplicó a un número reducido de casos. Además, la inclusión de un único paciente con accidente cerebrovascular tenía como único objetivo servir de ejemplo exploratorio para evaluar la potencial

viabilidad en músculos afectados neurológicamente, sin llevar a cabo comparaciones directas con participantes sanos. Por lo tanto, los resultados deben interpretarse con cautela y entenderse como una base para futuras investigaciones.

Además, el dispositivo de ecografía utilizado en este estudio limitaba el tamaño y la forma de la caja del modo Doppler, lo que no permitía utilizar una caja que cubriera completamente la sección del músculo gastrocnemio. Esto habría permitido que la visualización simultánea de las regiones con y sin PGMs, facilitando la interpretación y eliminando la necesidad de mover la caja a lo largo del músculo en busca de estas áreas no vibratorias. Los estudios futuros deberían utilizar ajustes más flexibles para el modo Doppler para poder mejorar la cobertura de la imagen y el reconocimiento de patrones. Aunque en este estudio se utilizó un trípode para garantizar la estabilidad de la sonda y minimizar los artefactos de la señal Doppler, las investigaciones futuras deberían evaluar si la evaluación manual, que es más coherente con la práctica clínica diaria, puede proporcionar resultados igualmente claros y fiables. Por último, se necesitan estudios con mayores muestras y controlados para evaluar rigurosamente la precisión diagnóstica, la fiabilidad y la posible utilidad clínica de esta metodología.

5. Conclusión

Este estudio de prueba de concepto presenta una metodología novedosa para evaluar los puntos gatillo miofasciales (PGM) utilizando una fuente de vibración externa junto con ecografía en modo PDI y en modo B. Se observaron hallazgos consistentes y reproducibles, lo que sugiere que la ausencia de señal doppler inducidas por vibración dentro de un área con señal doppler, podría servir como un indicador confiable de la mayor rigidez característica de los PGM.

Basándose en los modos convencionales de ecografía disponibles en la mayoría de los dispositivos de gama baja a media, esta metodología ofrece una opción factible y de bajo costo para la práctica clínica. La integración de los hallazgos de Doppler y del modo B puede facilitar la identificación objetiva de los PGMs y contribuir a protocolos de evaluación más estandarizados en la medicina musculoesquelética. Mientras que el modo PDI permite identificar las áreas de mayor rigidez, incluyendo tanto los PGMs como las fascias o el tejido fibrótico, el modo B añade valor al distinguir los PGMs hipoecoicos de las fascias o fibrosis hiperecoicas.

Materiales suplementarios

Video S1: Electrodo colocado longitudinalmente - Doppler Color

Video S2: Electrodo colocado longitudinalmente - Power Doppler Imaging Video S3: Electrodo colocado transversalmente - Doppler Color

Video S4: Electrodo colocado transversalmente - Power Doppler Imaging

Video S5: Colocación oblicua de los electrodos en corte transversal - Power Doppler Imaging

Video S6: Colocación oblicua de los electrodos en corte longitudinal - Power Doppler Imaging

Video S7: Demostración de la metodología de evaluación en una región con PGM - primera grabación para el participante #1

Video S8: Demostración de la metodología de evaluación en la misma región con PGM - segunda grabación para el participante #1

Video S9: Región con PGM en el participante #2

Video S10: Región sin PGM en el participante #2

Video S11: Región con PGM en el participante #3

Video S12: Región sin PGM en el participante #3

Video S13: Región con PGM en el participante #4

Video S14: Región sin PGM en el participante #4

Video S15: Transmisión de vibración inestable en el tejido muscular afectado por un accidente cerebrovascular (participante #5)

Video S16: Ejemplo de una región con PGM en un accidente cerebrovascular (participante #5)

Video S17: Cambios en la actividad Doppler después del tratamiento con punción seca en un accidente cerebrovascular (participante #5)

Video S18: Fascia superficial sin actividad Doppler

Video S19: Fascia superficial y profunda sin actividad Doppler

Referencias

1. Cook CE, Degenhardt B, Aspinall S, Nim C, Malik S, Keter D. Myofascial Pain Syndromes: Controversies and Suggestions for Improving Diagnosis and Treatment. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2025;55. doi: [10.2519/jospt.2025.13072](https://doi.org/10.2519/jospt.2025.13072).
2. Steen JP, Jaiswal KS, Kumbhare D. Myofascial Pain Syndrome: An Update on Clinical Characteristics, Etiopathogenesis, Diagnosis, and Treatment. *Muscle Nerve.* 2025;71. doi: [10.1002/mus.28377](https://doi.org/10.1002/mus.28377).
3. Duarte FCK, West DWD, Linde LD, Hassan S, Kumbhare DA. Re-Examining Myofascial Pain Syndrome: Toward Biomarker Development and Mechanism-Based Diagnostic Criteria. *Curr Rheumatol Rep.* 2021;23. doi: [10.1007/s11926-021-01024-8](https://doi.org/10.1007/s11926-021-01024-8).
4. Barbero M, Schneebeli A, Koetsier E, Maino P. Myofascial pain syndrome and trigger points: evaluation and treatment in patients with musculoskeletal pain. *Curr Opin Support Palliat Care.* 2019;13. doi: [10.1097/SPC.0000000000000445](https://doi.org/10.1097/SPC.0000000000000445).
5. Myburgh C, Larsen AH, Hartvigsen J. A systematic, critical review of manual palpation for identifying myofascial trigger points: evidence and clinical significance. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89. doi: [10.1016/j.apmr.2007.12.033](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.12.033).
6. Di Ieva A, Grizzi F, Rognone E, Tse ZT, Parittotokkaporn T, Rodriguez Y Baena F, Tschabitscher M, Matula C, Trattnig S, Rodriguez Y Baena R. Magnetic resonance elastography: a general overview of its current and future applications in brain imaging. *Neurosurg Rev.* 2010;33. doi: [10.1007/s10143-010-0249-6](https://doi.org/10.1007/s10143-010-0249-6).
7. Landgraf MN, Ertl-Wagner B, Koerte IK, Thienel J, Langhagen T, Straube A, von Kries R, Reilich P, Pomschar A, Heinen F. Alterations in the trapezius muscle in young patients with migraine--a pilot case series with MRI. *Eur J Paediatr Neurol.* 2015;19. doi: [10.1016/j.ejpn.2014.12.021](https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2014.12.021).
8. Sollmann N, Mathonia N, Weidlich D, Bonfert M, Schroeder SA, Badura KA, Renner T, Trepte-Freisleder F, Ganter C, Krieg SM, Zimmer C, Rummeny EJ, Karampinos DC, Baum T, Landgraf MN, Heinen F. Quan-

titative magnetic resonance imaging of the upper trapezius muscles - assessment of myofascial trigger points in patients with migraine. *J Headache Pain*. 2019;20. doi: 10.1186/s10194-019-0960-9.

9. Gerwin RD, Cagnie B, Petrovic M, Van Dorpe J, Calders P, De Meulemeester K. Foci of Segmentally Contracted Sarcomeres in Trapezius Muscle Biopsy Specimens in Myalgic and Nonmyalgic Human Subjects: Preliminary Results. *Pain Med*. 2020;21. doi: 10.1093/pm/pnaa019.

10. Jin F, Guo Y, Wang Z, Badughaish A, Pan X, Zhang L, Qi F. The pathophysiological nature of sarcomeres in trigger points in patients with myofascial pain syndrome: A preliminary study. *Eur J Pain*. 2020;24. doi: 10.1002/ejp.1647.

11. Shah JP, Phillips TM, Danoff JV, Gerber LH. An in vivo microanalytical technique for measuring the local biochemical milieu of human skeletal muscle. *J Appl Physiol* (1985). 2005;99. doi: 10.1152/japplphysiol.00419.2005.

12. Sikdar S, Shah JP, Gilliams E, Gebreab T, Gerber LH. Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2008;2008. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650480.

13. Sikdar S, Shah JP, Gebreab T, Yen RH, Gilliams E, Danoff J, Gerber LH. Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90. doi: 10.1016/j.apmr.2009.04.015.

14. Ballyns JJ, Shah JP, Hammond J, Gebreab T, Gerber LH, Sikdar S. Objective sonographic measures for characterizing myofascial trigger points associated with cervical pain. *J Ultrasound Med*. 2011;30. doi: 10.7863/jum.2011.30.10.1331.

15. Ballyns JJ, Turo D, Otto P, Shah JP, Hammond J, Gebreab T, Gerber LH, Sikdar S. Office-based elastographic technique for quantifying mechanical properties of skeletal muscle. *J Ultrasound Med*. 2012;31. doi: 10.7863/jum.2012.31.8.1209.

16. Turo D, Otto P, Shah JP, Heimur J, Gebreab T, Zaazhoa M, Armstrong K, Gerber LH, Sikdar S. Ultrasonic characterization of the upper trapezius muscle in patients with chronic neck pain. *Ultrason Imaging*. 2013;35. doi: 10.1177/0161734612472408.

17. Zhang M, Xie K. Advances in Musculoskeletal Ultrasound for Assistive Diagnosis in Pain Clinics. *Pain Ther*. 2025;14. doi: 10.1007/s40122-025-00721-x.

18. Srbely JZ, Kumbhare D, Grosman-Rimon L. A narrative review of new trends in the diagnosis of myofascial trigger points: diagnostic ultrasound imaging and biomarkers. *J Can Chiropr Assoc*. 2016;60. PMID: 27713577

19. Elbarbary M, Sgro A, Goldberg M, Tenenbaum H, Azarpazhooh A. Diagnostic Applications of Ultrasonography in Myofascial Trigger Points: A Scoping Review and Critical Appraisal of Literature. *J Diagn Med Sonogr*. 2022;38. doi:10.1177/87564793221102593.

20. Lapuente-Hernández D, Alboloushi Z, Aljobrani C, Herrero P, Gómez-Trullén EM. B-mode ultrasound characterization of myofascial trigger points and their response to physiotherapy interventions: a systematic review. *Invasive Physiother Musculoskelet Med*. 2025;1. doi: 10.63360/ipmm.v1.e3.

21. Shah JP, Gilliams EA. Uncovering the biochemical milieu of myofascial trigger points using in vivo microdialysis: an application of muscle pain concepts to myofascial pain syndrome. *J Bodyw Mov Ther*. 2008;12. doi: 10.1016/j.jbmt.2008.06.006.

- 22.** Margalef R, Sisquella M, Bosque M, Romeu C, Mayoral O, Monterde S, Priego M, Guerra-Perez R, Ortiz N, Tomàs J, Santafe MM. Experimental myofascial trigger point creation in rodents. *J Appl Physiol* (1985). 2019;126. doi: [10.1152/jappphysiol.00248.2018](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00248.2018).
- 23.** Chen Q, Bensamoun S, Basford JR, Thompson JM, An KN. Identification and quantification of myofascial taut bands with magnetic resonance elastography. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88. doi: [10.1016/j.apmr.2007.07.020](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.07.020).
- 24.** Fernández-de-Las-Peñas C, Dommerholt J. International Consensus on Diagnostic Criteria and Clinical Considerations of Myofascial Trigger Points: A Delphi Study. *Pain Med*. 2018;19. doi: [10.1093/pm/pnx207](https://doi.org/10.1093/pm/pnx207).
- 25.** Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology*. 1994;190. doi: [10.1148/radiology.190.3.8115639](https://doi.org/10.1148/radiology.190.3.8115639).
- 26.** Smith E, Azzopardi C, Thaker S, Botchu R, Gupta H. Power Doppler in musculoskeletal ultrasound: uses, pitfalls and principles to overcome its shortcomings. *J Ultrasound*. 2021;24. doi: [10.1007/s40477-020-00489-0](https://doi.org/10.1007/s40477-020-00489-0).
- 27.** Richards PJ, Win T, Jones PW. The distribution of microvascular response in Achilles tendonopathy assessed by colour and power Doppler. *Skeletal Radiol*. 2005;34. doi: [10.1007/s00256-004-0834-2](https://doi.org/10.1007/s00256-004-0834-2).
- 28.** Weskott HP. Amplitude Doppler US: slow blood flow detection tested with a flow phantom. *Radiology*. 1997;202. doi: [10.1148/radiology.202.1.8988201](https://doi.org/10.1148/radiology.202.1.8988201).
- 29.** Yang X, Pugh ND, Coleman DP, Nokes LD. Are Doppler studies a useful method of assessing neo-vascularization in human Achilles tendinopathy? A systematic review and suggestions for optimizing machine settings. *J Med Eng Technol*. 2010;34. doi: [10.3109/03091902.2010.497892](https://doi.org/10.3109/03091902.2010.497892).
- 30.** Martinoli C, Pretolesi F, Crespi G, Bianchi S, Gandolfo N, Valle M, Derchi LE. Power Doppler sonography: clinical applications. *Eur J Radiol*. 1998;27 Suppl 2. doi: [10.1016/s0720-048x\(98\)00054-0](https://doi.org/10.1016/s0720-048x(98)00054-0).
- 31.** Hamper UM, DeJong MR, Caskey CI, Sheth S. Power Doppler imaging: clinical experience and correlation with color Doppler US and other imaging modalities. *Radiographics*. 1997;17. doi: [10.1148/radiographics.17.2.9084086](https://doi.org/10.1148/radiographics.17.2.9084086).
- 32.** Risch L, Cassel M, Messerschmidt J, et al. Is Sonographic Assessment of Intratendinous Blood Flow in Achilles Tendinopathy Patients Reliable?: Consistency of Doppler Ultrasound Modes and Intra- and Inter-observer Reliability. *Ultrasound Int Open*. 2016;2. doi:[10.1055/s-0035-1569286](https://doi.org/10.1055/s-0035-1569286).
- 33.** Sikdar S, Ortiz R, Gebreab T, Gerber LH, Shah JP. Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010;2010. doi: [10.1109/IEMBS.2010.5626326](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626326).

Información editorial

✉ Correspondencia

pherrero@unizar.es

Fechas

Recibido: 30.09.2025

Aceptado: 10.11.2025

Publicado: 27.11.2025

Contribuciones de autoría

Conceptualización, P.H., D.L.H. y J.G.M.; metodología, P.H., D.L.H., T.B., R.C., F.V.G., F.M.M., J.G.M. y E.M.G.T.; dispositivo de vibración, T.B. y R.C.; redacción—preparación del borrador original, P.H. y D.L.H.; redacción—revisión y edición, P.H., D.L.H., T.B., R.C., F.V.G., F.M.M., J.G.M. y E.M.G.T.; supervisión, P.H., D.L.H. y E.M.G.T.; obtención de financiación, P.H., D.L.H. y E.M.G.T. Todos los autores han leído y aprobado la versión publicada del manuscrito.

Declaración de Consentimiento Informado:

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos involucrados en el estudio.

Agradecimientos:

Los autores desean agradecer sinceramente a todos los participantes por su valioso tiempo, compromiso y colaboración a lo largo del estudio. Asimismo, expresamos nuestro agradecimiento a Andrés Rubio Palomar por su contribución al desarrollo del dispositivo de vibración.

Financiación

Este estudio está financiado por el Departamento de Educación, Ciencia y Universidades del Gobierno de Aragón mediante la Orden CUS/621/2023, de 10 de mayo, por la que se convocan ayudas para la contratación de personal investigador predoctoral en formación para el periodo 2023-2027 (BOA 93 de 18 de mayo de 2023).

Este trabajo fue apoyado por el Gobierno Regional de Aragón mediante el Programa para Grupos de Investigación bajo las subvenciones T27_23R y B54_23R.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos brutos en los que se basan los resultados del estudio se podrán obtener tras solicitud al autor de correspondencia.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Cita sugerida

Herrero P, Lapuente-Hernández D, Blanco T, Casas R, Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Gomes Monres J, Gómez-Trullén EM. Evaluación de los puntos gatillo miofasciales con ecografía: una metodología que combina vibración externa con “Power Doppler Imaging” y modo B. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e18. doi: 10.63360/ipmm.v1.e18

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

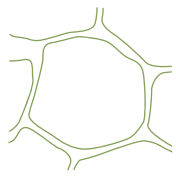
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e6

Estudio observacional longitudinal

Relación longitudinal entre discapacidad y factores psicosociales en pacientes con dolor cervical crónico inespecífico

Gorka Ortego¹  0009-0000-5344-3831

Enrique Lluch²  0000-0003-4119-7551

Victor Doménech-García^{3,4}  0000-0002-7007-0368

¹Servicio Aragonés de Salud: Zaragoza, España.

²Universidad de Valencia, Valencia, España.

³Aalborg University, Aalborg, Dinamarca.

⁴Universidad San Jorge, Zaragoza, España.

RESUMEN

Objetivos: Investigar longitudinalmente las relaciones entre la discapacidad de cuello/brazo y los factores psicosociales en individuos con dolor cervical inespecífico (DCI) crónico al inicio, un mes y seis meses después de una intervención de fisioterapia estandarizada. Un objetivo secundario fue comparar los factores psicosociales de los individuos con DCI crónico con los controles sanos al inicio del estudio.

Métodos: Se reclutaron un total de sesenta y ocho individuos con DCI crónico y controles sanos. Se evaluó la discapacidad del cuello/brazo, el estrés, la ansiedad, la depresión, el catastrofismo ante el dolor, la kinesiofobia, la calidad de vida relacionada con la salud y la calidad del sueño en individuos con DCI crónico. Para la evaluación transversal, se compararon los factores psicosociales con los controles sanos.

Resultados: La discapacidad del cuello/brazo y los factores psicosociales se mantuvieron sin cambios durante el estudio en individuos con DCI crónico. Además, se encontraron varias correlaciones entre la discapacidad del cuello/brazo y los factores psicosociales a lo largo del tiempo. Se encontraron diferencias significativas entre grupos en estrés, ansiedad, depresión, catastrofismo, kinesiofobia, calidad de vida relacionada con la salud y calidad del sueño. Sin embargo, no hubo diferencias en el catastrofismo y la kinesiofobia entre los grupos crónicos y sanos.

Conclusiones: Los factores psicosociales tienden a mantenerse en el tiempo en los individuos con DCI crónico a pesar de recibir una intervención fisioterapéutica estandarizada. Los estudios futuros deben investigar si las intervenciones de fisioterapia individualizadas que abordan los factores psicosociales modifican el curso de la discapacidad a lo largo del tiempo en individuos con DCI crónico.

Palabras clave: Discapacidad; dolor cervical inespecífico; factores psicosociales.

1. Introducción

La prevalencia y la discapacidad asociada al dolor cervical han aumentado notablemente en los últimos 25 años⁽¹⁾. Aunque generalmente tiene un pronóstico favorable, un tercio de las personas con dolor cervical agudo desarrollan dolor cervical crónico⁽²⁾, lo que resulta en altos niveles de discapacidad física y de costes de atención médica⁽³⁾ y tiene un impacto significativo en la calidad de vida relacionada con la salud⁽⁴⁾. La característica esencial del dolor cervical inespecífico (DCI) es la ausencia de una enfermedad o patología sistémica específica como causa subyacente⁽⁵⁻⁷⁾. En cambio, es ampliamente reconocido que el DCI crónico es de naturaleza multifactorial, con factores físicos y psicosociales que contribuyen a la experiencia de dolor de los pacientes⁽⁸⁾.

La ansiedad y el estrés son dos de los factores psicológicos más importantes que se asocian con mayores niveles de discapacidad en las personas que padecen diferentes procesos de dolor musculoesquelético⁽⁹⁾. Específicamente en individuos con DCI crónico, algunos estudios han demostrado una asociación con el estrés, así como entre los niveles de ansiedad y discapacidad⁽¹⁰⁻¹²⁾. La depresión también parece estar correlacionada con el dolor de cuello y los niveles de discapacidad, aunque los resultados de diferentes estudios son algo contradictorios^(11,13,14). El miedo y la evitación del movimiento también se consideran un factor importante asociado con la discapacidad en las personas con DCI crónico⁽¹⁵⁾. También se ha demostrado que la presencia de creencias catastrofistas sobre el dolor, definidas en términos generales como una orientación negativa exagerada hacia los estímulos y la experiencia de dolor⁽¹⁶⁾, aumenta 3,8 veces el riesgo de cronicidad de éste⁽¹⁷⁾ y se asocia con altos niveles de discapacidad en individuos con DCI crónico⁽¹⁰⁾. Además, en las personas con dolor de cuello crónico, la mala calidad del sueño se ha relacionado con la discapacidad⁽¹⁸⁾. Sin embargo, la trayectoria de la calidad del sueño aún no se ha investigado en individuos con DCI crónico.

Hasta donde saben los autores, la relación entre los factores psicosociales y los niveles de discapacidad de cuello/brazo en individuos con DCI crónico no ha sido evaluada a lo largo del tiempo, y apenas ha sido investigada en algunos estudios observacionales^(19,20). Además, se ha sugerido que, debido a la naturaleza transversal de los estudios, las conclusiones sobre el impacto causal son limitadas, y serían necesarios diseños de estudios longitudinales para comprender mejor la relación entre los factores psicosociales y la discapacidad cervical⁽²¹⁾. Además, explorar las asociaciones entre estos factores psicosociales a lo largo del tiempo en individuos con DCI crónico podría ser relevante para diseñar estrategias de tratamiento más específicas para la práctica clínica.

El propósito de este estudio fue investigar las asociaciones entre la discapacidad del cuello/brazo y los factores psicosociales (es decir, estrés, ansiedad, depresión, dolor, catastrofismo, kinesiophobia, calidad de vida relacionada con la salud y calidad del sueño) en individuos con DCI crónico, tanto transversal como longitudinalmente. Como objetivo secundario, se contrastó el perfil psicosocial de los individuos con DCI crónico con un grupo control sano. Se planteó la hipótesis de que la discapacidad del cuello/brazo se asociaría con factores psicosociales a lo largo del tiempo en individuos con DCI crónico.

2. Materiales y métodos

Diseño del estudio

Este estudio forma parte de un estudio longitudinal multidimensional en individuos con DCI crónico, a los que se les realizó seguimiento durante un periodo de 6 meses. Se evaluaron a controles sanos que fueron emparejados por edad y sexo al inicio del estudio. La investigación se realizó desde mayo de 2020 hasta enero de 2021 siguiendo las directrices de STROBE para estudios observacionales⁽²²⁾. Antes de iniciar el estudio, todos los individuos leyeron y firmaron un consentimiento informado. El Comité de Ética en Investigación local autorizó el estudio (registro nº 19/17) y todos los procedimientos se llevaron a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki. El estudio fue registrado en ClinicalTrials.gov (NCT04330573).

Los individuos con DCI crónico fueron reclutados en el servicio de rehabilitación de un hospital público, mientras que los controles sanos fueron reclutados a través de anuncios. Un evaluador cegado realizó todas las mediciones de resultados en ambos grupos. Los controles sanos se evaluaron al inicio del estudio transversal, mientras que los individuos con DCI crónico se evaluaron al inicio, a 1 mes y a los 6 meses de seguimiento para el estudio longitudinal. Tres fisioterapeutas independientes trataron a todos los individuos con DCI crónico durante cuatro semanas con un programa de tratamiento de fisioterapia conservador estandarizado que consistía en sesiones diarias de 45 minutos (5 sesiones/semana) de ejercicios generales de cuello⁽²³⁾ y estimulación nerviosa eléctrica transcutánea, implementada en el hospital público. Después del primer mes, los participantes no recibieron ningún tratamiento de fisioterapia. Dado que el estudio tuvo como objetivo evaluar los factores psicosociales desde una perspectiva pragmática, el tratamiento que recibieron los participantes fue independiente del estudio y los autores no influyeron en sus características.

2.2 Participantes

Los criterios de inclusión para los individuos con DCI crónico fueron: 1) tener entre 18 y 65 años; 2) ser capaz de entender, escribir y hablar en español; 3) haber sufrido dolor de cuello durante las últimas 12 semanas; 4) dolor localizado en la región del cuello con o sin radiación dolorosa a la extremidad superior^(6,7); 5) prueba de Spurling negativa; 6) una puntuación <12 en la Evaluación de Leeds Autoadministrada de Síntomas y Signos Neuropáticos (S-LANSS)⁽²⁴⁾; 7) prueba Neurodinámica de Miembro Superior Negativa 1 (ULNT1)⁽²⁵⁾; y 8) una puntuación <12 en el PainDetect⁽²⁶⁾.

Se excluyó del estudio a los individuos con DCI crónico si se presentaba alguno de los siguientes criterios: 1) presencia de señales de alerta o patología grave según lo informado en la historia clínica (es decir, tumor, fractura, enfermedades metabólicas, artritis reumatoide, osteoporosis); 2) radiculopatía cervical⁽²⁷⁾; 3) fibromialgia; 4) cirugía previa de cuello; y 5) estar en tratamiento para el dolor de cuello o haber recibido tratamiento para el dolor de cuello durante los tres meses anteriores.

El tamaño de la muestra se calculó utilizando un software de cálculo de muestras (Mallinckrodt General Clinical Research Center, Boston, EE. UU.) basado en el Índice de Discapacidad del Cuello (NDI) y la escala QuickDASH como medidas de resultado primarias. Este cálculo reveló

un tamaño de muestra mínimo de 13 individuos por grupo para una potencia de 0,9 utilizando NDI (cambio mínimo detectable 8,4; desviación estándar 8,1)⁽³⁸⁾ y 25 individuos por grupo para una potencia de >0,8 calculada con QuickDASH (cambio mínimo detectable 11; desviación estándar 18,6). Teniendo en cuenta el mayor tamaño de muestra (es decir, con QuickDASH) y la tasa de abandono del 30%, el cálculo del tamaño de la muestra se incrementó a 34 individuos por grupo.

2.3 Variables y seguimiento

Variables primarias:

La discapacidad del cuello/brazo medida con el Índice de Discapacidad del Cuello (NDI) y el cuestionario de discapacidades de 11 ítems del brazo, hombro y mano (QuickDASH) se seleccionaron como las variables principales para evaluar la discapacidad del cuello/brazo^(28,29).

El NDI es un cuestionario autoaplicado que consta de 10 secciones con 6 respuestas posibles que representan seis niveles progresivos de discapacidad funcional, calificadas de 0 a 5, siendo 0 el primer nivel y 5 el último nivel de cada sección. La puntuación total oscila entre 0 y 50 puntos, y las puntuaciones más altas indican una mayor discapacidad. La fiabilidad test-retest ha demostrado ser adecuada (ICC=0,97) y ha sido validada para el idioma español⁽³⁰⁾.

El QuickDASH español es una versión abreviada del cuestionario DASH, que se utiliza para evaluar la discapacidad de las extremidades superiores en pacientes con dolor cervical^(28,29). QuickDASH se califica de 0 (sin discapacidad) a 100 (peor discapacidad posible). El proceso de adaptación transcultural y la confiabilidad del cuestionario DASH están bien definidos, con excelente confiabilidad test-retest (ICC = 0.90 – 0.94)⁽²⁹⁾.

Variables secundarias:

El DASS-21 es un instrumento autoinformado de 21 ítems diseñado para medir tres estados emocionales negativos relacionados, incluyendo depresión, ansiedad y estrés. Está compuesto por 21 ítems, con siete ítems para cada subescala. Cada ítem de las tres escalas se califica de 0 a 3 (0 = nunca me sucedió; 3 = me sucedió casi siempre) (puntuación total que varía de 0 a 63). La versión española del DASS-21 ha mostrado una buena fiabilidad (ICC= 0,96)⁽³¹⁾.

Se utilizó la versión española de la Escala Tampa de Kinesiofobia (TSK-11) para medir el miedo al movimiento⁽³²⁾. Cada ítem del TSK-11 se califica en una escala tipo Likert de cuatro puntos que va desde 0 = "totalmente de acuerdo" hasta 4 = "totalmente en desacuerdo". Las puntuaciones totales oscilan entre 11 y 44, y las puntuaciones más altas indican más miedo al movimiento. La versión española del TSK-11 ha mostrado una buena fiabilidad psicométrica para el dolor crónico (CCI= 0,81)⁽³³⁾.

Se utilizó el Índice de Calidad del Sueño de Pittsburgh (PSQI) para evaluar la calidad del sueño y las alteraciones de los participantes durante los últimos seis meses⁽³⁴⁾. Consta de 19 ítems calificados en una escala de cuatro puntos (0-3) y agrupados en siete componentes (calidad del sueño, latencia del sueño, duración del sueño, eficiencia habitual del sueño, alteración del sueño, uso de medicamentos para dormir y disfunción diurna). Las puntuaciones totales del

PSQI se calcularon como la suma de siete puntuaciones de componentes que van de 0 a 21, y las puntuaciones más altas indican una peor calidad del sueño. La versión española del PSQI ha mostrado una buena fiabilidad psicométrica para el dolor crónico (CCI=0,77)⁽³⁵⁾.

La calidad de vida relacionada con la salud se midió con la versión española del EuroQoL Five Dimensions and Five Levels (EQ-5D-5L). El EQ-5D-5L consta de dos elementos: el primero es un cuestionario de 5 ítems, con un ítem correspondiente a cada dominio evaluado (movilidad, autocuidado, actividades habituales, dolor/malestar y ansiedad/depresión), y cinco niveles en cada dominio (1-ningún problema, 2-problemas leves, 3-problemas moderados, 4-problemas graves y 5-problemas extremos). La interpretación de los resultados en el EQ-5D-5L se realizó utilizando el Índice (EQ-Index).

La segunda parte del cuestionario es una escala analógica visual vertical de 20 cm (EQ-VAS) en la que se pide a los participantes que autoevalúen su salud, desde 0, "La peor salud que puedas imaginar", hasta 100 "La mejor salud que puedas imaginar". El EQ-5D-5L español ha mostrado efectos mínimos en suelo y techo (<3%) y una buena fiabilidad (ICC= 0,86)⁽³⁶⁾.

La escala de catastrofismo del dolor (PCS) consta de 13 preguntas que abordan los sentimientos y pensamientos relacionados con la experiencia del dolor. Cada pregunta se responde en una escala Likert de 5 puntos, donde 0 es "nada" y 4 es "todo el tiempo", lo que da una puntuación total que va de 0 a 52. Cuanto más alta sea la puntuación, más pensamientos catastróficos estarán presentes. La versión española del PCS ha demostrado propiedades psicométricas aceptables con buena fiabilidad (ICC= 0,84)⁽³⁷⁾.

Tras la recogida de información sociodemográfica, los individuos con DCI crónico que recibieron el tratamiento estandarizado en el hospital público fueron evaluados en una sola sesión al inicio del estudio (tanto en el grupo de DCI crónico como en el grupo de control sanos), a 1 mes y a los 6 meses de seguimiento (solo en el grupo de DCI crónico), mientras que los controles sanos solo se evaluaron al inicio del estudio.

2.4 Riesgo de sesgo

Para disminuir el riesgo de sesgo en este estudio, todos los participantes fueron evaluados por un fisioterapeuta independiente. Tres fisioterapeutas independientes, cada uno ciego a los resultados de las evaluaciones, realizaron los tratamientos.

Para abordar otros posibles sesgos, se adoptaron estrategias añadidas, como la asignación aleatoria de participantes al tratamiento, la realización de capacitaciones periódicas para que los fisioterapeutas estandarizaran los procedimientos, y el empleo de métodos estadísticos sólidos para analizar los datos, incluidos los análisis por intención de tratar para tener en cuenta los abandonos.

Análisis estadístico

Los datos se analizaron con el programa SPSS versión 21.0 (SPSS, Inc, Chicago, IL). Los resultados se expresan como media y desviación estándar (DE), considerando el IC 95%. Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para analizar la distribución normal de los datos. Los datos cuantitativos con una distribución normal (p. ej., PCS, NDI) se analizaron con pruebas paramé-

tricas. En la parte transversal de este estudio, se utilizó una prueba t independiente para comparar los resultados psicosociales entre el DCI crónico y los grupos de control sanos. Los tamaños del efecto se calcularon mediante la d de Cohen según la fórmula $d = \text{diferencia de medias} / \text{DE}$. Los tamaños del efecto se consideraron pequeños si $d \leq 0,2$, medianos si $d \geq 0,2$ o $d \leq 0,8$ y grandes si $d > 0,8$ ⁽⁶¹⁾. Se realizó inicialmente un análisis por protocolo, sin considerar los datos faltantes. También se realizó un análisis complementario por intención de tratar para comparar los resultados y analizar si existían diferencias debidas a una metodología de análisis diferente.

En el grupo de DCI crónico, se realizó un análisis de varianza de medidas repetidas (ANOVA) con una prueba posthoc de Bonferroni para comparar todas las medidas de resultado entre los intervalos inicial, de 1 mes y de 6 meses. Se analizó como covariable la influencia de la duración del dolor (meses con dolor antes de entrar en el estudio) basal sobre el resto de variables con un Análisis de Covarianza (ANCOVA).

Las correlaciones entre la discapacidad del cuello/brazo medida con el QuickDASH y el NDI y los resultados psicosociales en el grupo de DCI crónico al inicio, al mes y a los 6 meses se estimaron utilizando el coeficiente de correlación de Pearson. También se estimaron las correlaciones entre los cambios en la discapacidad del cuello/brazo y el resto de las medidas de resultado a lo largo del tiempo mediante el coeficiente de correlación de Pearson. Para todos los análisis estadísticos, las diferencias se consideraron significativas si $p < 0,05$.

3. Results

3.1 Descripción de la muestra

Un total de 68 individuos participaron en el estudio (Figura 1). Nueve individuos del grupo de DCI crónico abandonaron el estudio (tres al mes y seis a los 6 meses de seguimiento). No se observaron diferencias significativas entre los grupos para los datos sociodemográficos al inicio del estudio (todos $p > 0,05$) (Tabla 1).

Tabla 1. Datos demográficos de los participantes en grupos de dolor de cuello crónico inespecífico y grupos de control sanos. Las variables continuas se expresan como media y desviación estándar (DE±) y las variables categóricas^a se expresan como media y porcentaje. La duración del dolor se expresa como mediana y rango intercuartílico (RIC) y se refiere al tiempo total con síntomas al inicio del estudio. ^a $p < 0,05$ ^b $p < 0,01$.

	Grupo de DCI crónico (n=34)	Grupo control sano (n=34)	Valor p
	Media ± SD	Media ± SD	
Edad (años)	47,9 ± 10,8	44,4 ± 10,7	0.18
Género, n femenino (%) ^a	82.4 %	76.5 %	0.55
Altura (cm)	165 ± 8.02	168,2 ± 8,7	0.30
Peso (kg)	67,9 ± 13,7	71,1 ± 12,0	0.19
Duración del dolor (meses)	48 (24-129)		

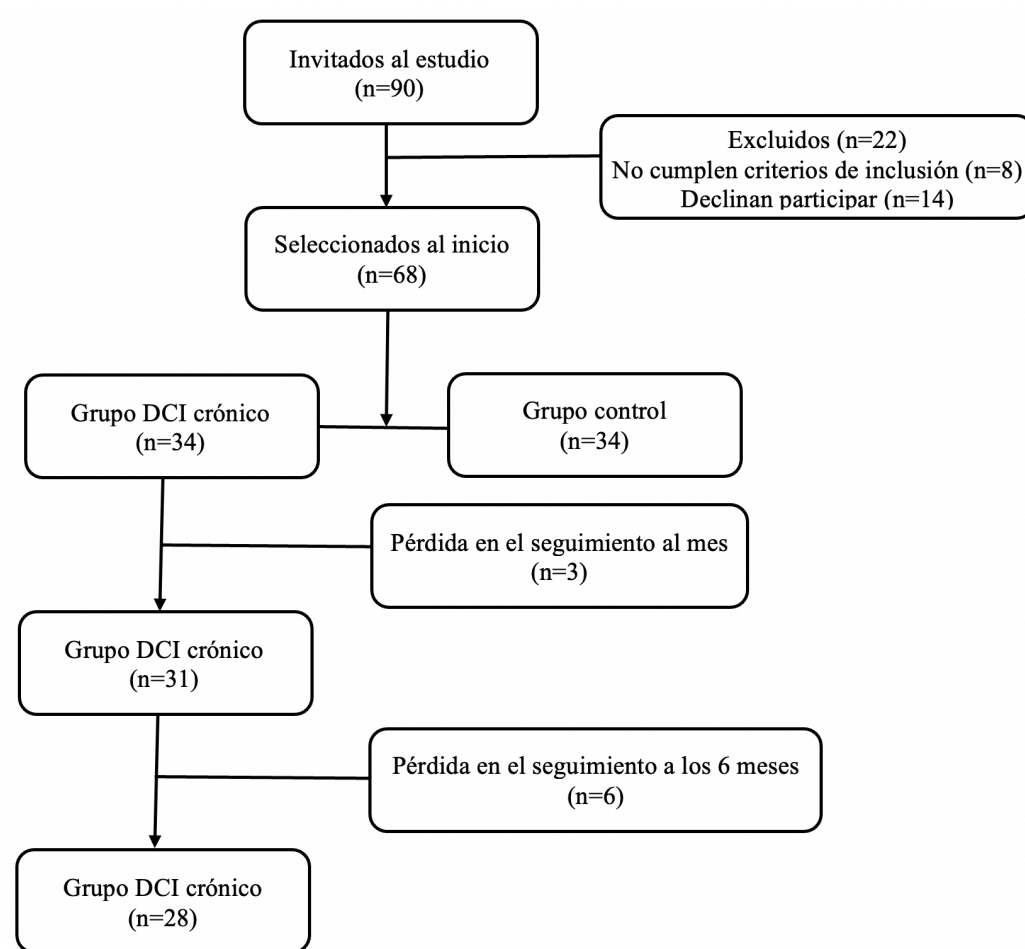


Figura 1. Diagrama de flujo de los participantes. Abreviaturas: DCI, dolor de cuello inespecífico.

Variables principales

Evaluación longitudinal de la discapacidad del cuello/brazo y los factores psicosociales en individuos con DCI crónico (estudio longitudinal).

La discapacidad del cuello/brazo, el catastrofismo, la calidad del sueño, la kinesiofobia, el estrés, la ansiedad, la depresión y la calidad de vida relacionada con la salud en el grupo de DCI crónico se mantuvieron sin cambios durante todo el estudio (Tabla 2)

Tabla 2. El Índice de Discapacidad Cervical (NDI), el catastrofismo ante el dolor (PCS), la Kinesiofobia (TSK-11), la calidad de vida relacionada con la salud (EQ-5D-5L y EQ-VAS), el estrés, la ansiedad, la depresión (DASS21) y la calidad del sueño (PSQI) en el grupo de Dolor Cervical Inespecífico (DCI) crónico al inicio (n=34), 1 mes (n=31) y 6 meses (n=28) se expresan como Media y Desviación Estándar (DE). ANOVA de medidas repetidas. *P<0.05 **P<0.01

	Valor basal (n=34) Media ± DE	1 mes (n=31) Media ± DE	6 meses (n=28) Media ± DE	Diferencias basal/ Media a 1 mes + DE (valor p)	Diferencias 1 mes/6 meses Media + DE (valor p)	Diferencias basal/6 meses Media + DE (valor p)
NDI (0-50)	15 ± 6.2	13,7 ± 6,1	13,1 ± 7,5	1,3 ± 0,7(0,34)	0,6 ± 0,9 (1)	1,9 ± 0,8(0,06)
QuickDASH (0-100)	29,9 ± 15,4	29,4 ± 15,9	31,4 ± 19,7	0,5 ± 1,9(1)	-2 ± 3(1)	-1,5 ± 2,8(1)
PCS (0-52)	14,7 ± 10,4	11,3 ± 9,2	11,4 ± 10	3,4 ± 1,4(0,18)	-0,1 ± 1,3(1)	3,3 ± 1,4(0,11)
PSQI (0-21)	8,7 ± 4,4	8,3 ± 4,7	7,8 ± 5	0,4 ± 0,5(1)	0,5 ± 0,6(1)	0,9 ± 0,6(0,67)
TSK-11 (11-44)	23,4 ± 6	23,2 ± 5,6	21,8 ± 6,4	0,2 ± 0,7(1)	1,4 ± 0,8(0,3)	1,6 ± 1(0,43)
EQ-5D-5L (0-1)	0,74 ± 0,18	0,73 ± 0,19	0,70 ± 0,17	0,0 ± 0,0(1)	0,0 ± 0,0(1)	0,0 ± 0,0(0,86)
EQ-VAS (0-100)	67,6 ± 16,2	69,58 ± 15,6	70,82 ± 16,4	-1,98 ± 2,3(0,67)	-1,24 ± 2,1(1)	-3,22 ± 2,7(0,7)
DASS-21						
Estrés (0-21)	7,9 ± 4	7,7 ± 5,2	6,5 ± 4,7	0,2 ± 0,6(1)	1,2 ± 0,6(0,33)	1,4 ± 0,6(0,07)
Ansiedad (0-21)	3,6 ± 3,3	3,9 ± 3,6	3,2 ± 3,7	-0,3 ± 0,4(1)	0,7 ± 0,3(0,43)	0,4 ± 0,5(0,81)
Depresión (0-21)	2,21 ± 2,5	2,6 ± 3,5	3 ± 3,7	-0,39 ± 0,5(1)	-0,4 ± 0,5(1)	-0,79 ± 0,6(0,61)

Análisis de correlación entre la discapacidad del cuello/brazo y los factores psicosociales al inicio del estudio, a 1 mes y a los 6 meses en el grupo de DCI crónico (estudio longitudinal).

En cuanto a la discapacidad cervical, se observó una correlación positiva moderada entre el NDI y el PCS (0,62 p<0,01), el PSQI (0,52 p<0,01), el EQ-5D-5L (-0,42 p<0,01), el estrés DASS-21 (0,43 p=0,01), la ansiedad DASS-21 (0,49 p<0,01) y la depresión DASS-21 (0,35 p=0,04) en el grupo de DCI crónico al inicio del estudio (Tabla 3). Esta correlación continuó al mes y 6 meses de seguimiento entre NDI y las variables PSQI (1 mes: 0,69 p<0,01, 6 meses: 0,62 p<0,01), EQ-5D-5L (1 mes: -0,6 p<0,01, 6 meses: -0,73 p<0,01), PCS (1 mes: 0,65 p<0,01, 6 meses: 0,54 p<0,01), estrés DASS-21 (1 mes: 0,54 p<0,01, 6 meses: 0,76 p<0,01) y ansiedad DASS-21 (1 mes: 0,43 p=0,016, 6 meses: 0,66 p<0,01). Un primer análisis exploratorio de los resultados mostró la existencia de un participante con un valor atípico en la depresión del DASS-21 y otro en el TSK-11. Los resultados se calcularon nuevamente eliminando estos valores atípicos, y se encontraron correlaciones moderadas entre el NDI y la depresión del DASS-21 (basal 0,35 p=0,04; seguimiento a 1 mes 0,51 p<0,01; seguimiento a 6 meses 0,42 p=0,02) y entre el NDI y el TSK-11 (basal 0,38 p=0,03; seguimiento a 1 mes 0,49 p<0,01; seguimiento a 6 meses 0,45 p=0,01).

En el caso de la discapacidad del brazo, se encontró una correlación moderada entre QuickDASH y las variables PSQI (0,43, p=0,01), EQ-VAS (-0,41, p=0,015), estrés DASS-21 (0,42, p=0,013), ansiedad DASS-21 (0,36, p=0,03) y TSK-11 (0,38, p=0,03) al inicio del estudio. La correlación entre QuickDASH y las variables PSQI (1 mes: 0,36 p=0,03, 6 meses: 0,41 p=0,02), TSK-11 (1 mes: 0,38 p=0,03, 6 meses: 0,42 p=0,02), estrés DASS-21 (1 mes: 0,57 p<0,01, 6 meses: 0,55 p<0,01) y

ansiedad DASS (1 mes: 0,35 $p=0,04$, 6 meses: 0,48 $p<0,01$) continuó a lo largo del tiempo. Sin embargo, el EQ-5D-5L se correlacionó a 1 mes (-0,69 $p<0,01$) y a los 6 meses (-0,64 $p<0,01$), mientras que PCS solo se correlacionó con QuickDASH a los 6 meses (0,43 $p=0,02$). Cuando se repitió el análisis, eliminando los valores atípicos mencionados anteriormente, la correlación siguió siendo significativa entre TSK-11 y QuickDASH (0,37 $p=0,039$) al inicio del estudio, siendo aún evidente a 1 mes (0,38 $p=0,03$) y a los 6 meses de seguimiento (0,42 $p=0,02$). Además, QuickDASH mostró una correlación positiva moderada con la depresión DASS-21 a 1 mes (0,56 $p<0,01$). En la Tabla 3 se muestra un resumen de todas las correlaciones entre la discapacidad de cuello/brazo y el resto de las medidas de resultado en el grupo de DCI crónico al inicio del estudio, al mes y a los 6 meses de seguimiento.

Tabla 3. Coeficientes de correlación entre el Índice de Discapacidad Cervical (NDI), el QuickDASH y el resto de resultados (Catastrofismo ante el dolor (PCS), Kinesiofobia (TSK-11), estrés, ansiedad, depresión (DASS-21), calidad de vida relacionada con la salud (EQ-5D-5L) y calidad del sueño (PSQI)) en el grupo de Dolor Cervical Inespecífico (DCI) crónico. El tamaño del efecto se muestra mediante los mismos coeficientes de correlación. Correlación de Pearson. ^{una} correlación de Spearman * $p<0,05$ ** $p<0,01$.

	Al inicio (n=34)		Al mes (n=31)		A los 6 meses (n=28)	
	NDI	QuickDASH	NDI	QuickDASH	NDI	QuickDASH
PC	0,62** (0,00)	0,28 (0,1)	0,65** (0,00)	0,28 (0,11)	0,54** (0,003)	0,43** (0,02)
TSK-11	0,38* (0,03)	0,37* (0,039)	0,49** (0,004)	0,38* (0,03)	0,45** (0,01)	0,42* (0,02)
PSQI	0,52** (0,002)	0,43** (0,01)	0,69** (0,00)	0,36* (0,03)	0,62** (0,00)	0,41* (0,02)
EQ-5D-5L	-0,42* (0,013)	-0,17 (0,31)	-0,6 ** (0,00)	-0,69** (0,00)	-0,73** (0,00)	-0,64** (0,00)
EQ-VAS	-0,32 (0,06)	-0,41** (0,015)	-0,21 (0,25)	-0,22 (0,23)	-0,35 (0,06)	-0,31 (0,1)
DASS-21						
Estrés	0,43* (0,01)	0,42* (0,013)	0,54** (0,002)	0,57** (0,001)	0,76** (0,00)	0,55** (0,002)
Ansiedad	0,49** (0,003)	0,36* (0,03)	0,43* (0,016)	0,35* (0,04)	0,66** (0,00)	0,48** (0,009)
Depresión	0,35* (0,04)a	0,27 (0,12)a	0,51** (0,003)a	0,56** (0,001)	0,42* (0,02)	0,18 (0,34)

Comparación de los factores psicosociales entre el DCI crónico y los grupos control sanos al inicio del estudio (estudio transversal).

Se encontraron diferencias significativas entre los grupos al inicio del estudio en la calidad de vida relacionada con la salud, la calidad del sueño, el estrés, la ansiedad y la depresión con un tamaño de efecto medio (Tabla 4).

Tabla 4. El estrés, la ansiedad, la depresión (DASS-21), la calidad de vida relacionada con la salud (EQ-5D-5L y EQ-VAS) y la calidad del sueño (PSQI) para los grupos de dolor cervical inespecífico (DCI) y control mostraron diferencias y ninguna diferencia en la Kinesiofobia (TSK-11) y la escala de catastrofismo ante el dolor (PCS). La prueba t de Student. ^a La depresión se expresa como un rango y un error típico. ^b Prueba de Mann-Whitney. ^c The d Cohen (2t/√gl). Abreviaturas: desviación estándar (DE).

	Media ± DE grupo DCI crónico (N= 34)	Media ± DE grupo Control (N=34)	Diferencias (valor p)	Tamaño del efecto
PCS (0-52)	14,7 ± 10,4	10,6 ± 10,1	0,1	-
TSK-11 (11-44)	23,4 ± 6	20,9 ± 8,7	0,19	-
EQ-5D-5L (0-1)	0,74 ± 0,18	0,97 ± 0,04	0,00**	-0,66
EQ-VAS (0-100)	67,6 ± 16,2	88,4 ± 8,2	0,00**	-0,62
PSQI (0-21)	8,7 ± 4,4	4,6 ± 3	0,00**	0,47
DASS-21				
Estrés (0-21)	7,9 ± 4	3,3 ± 2,8	0,00**	0,55
Ansiedad (0-21)	3,6 ± 3,3	1 ± 2	0,00**	0,43
Depresión (0-21)	40,41 (0,43)	28,59 (0,35)	0,009**b	-0,31

4. Discusión

Evolución de la discapacidad del cuello/brazo y factores psicosociales en el grupo de DCI crónico.

La discapacidad y los factores psicosociales se mantuvieron sin cambios a los 6 meses de seguimiento, lo que indica que la discapacidad y los factores psicosociales son reacios a mejorar en una condición en la que el dolor tiende a persistir, como el DCI, incluso después de un tratamiento de fisioterapia estandarizado. Estos resultados son acordes a otro estudio transversal que encontró correlaciones entre factores psicosociales como el dolor, el catastrofismo o la calidad de vida relacionada con la salud y la discapacidad en individuos con DCI crónico⁽²⁰⁾. Una razón que explicaría la falta de mejora en estas variables puede ser que la intervención de fisioterapia se centra únicamente en aspectos biomédicos como la fuerza y la analgesia clásica (es decir, TENS), ignorando los factores psicosociales, que los fisioterapeutas tienden a sentirse menos preparados para abordarlos⁽³⁹⁾. Sin embargo, algunos estudios sugieren que los tratamientos de fisioterapia con enfoque psicosocial mejoran a las personas con discapacidad con DCI crónico^(40,41). Además, se ha sugerido que el tratamiento individualizado es clave^(42,43) en el manejo de condiciones de dolor complejas como el DCI crónico, lo que puede explicar las diferencias encontradas ya que, en el presente estudio, el tratamiento fue el mismo para todos.

Correlaciones entre la discapacidad del cuello/brazo y los factores psicosociales al inicio del estudio, al mes y a los 6 meses en el grupo de DCI crónico.

Según los resultados de nuestro estudio, la discapacidad cervical se asoció con ansiedad, depresión, estrés, dolor, catastrofismo, kinesiofobia, calidad del sueño y calidad de vida relacio-

nada con la salud. Un hallazgo interesante del estudio fue que estas correlaciones se mantuvieron constantes a lo largo del tiempo.

La literatura reconoce la ansiedad como un factor psicológico importante asociado a la discapacidad en individuos con dolor cervical, lo que concuerda con los resultados del presente estudio^(14,44). Sin embargo, en el presente estudio, se encontró que los tamaños del efecto de estas asociaciones eran mayores que en estudios previos^(14,44), lo que podría atribuirse en parte a la mayor homogeneidad de la muestra utilizada en el presente estudio, ya que todos los pacientes padecían DCI crónico. Además, la ansiedad podría ser un factor psicológico clave que lleva a las personas con DCI crónico a una mayor discapacidad sostenida en el tiempo.

La asociación entre la depresión y la discapacidad del cuello en el dolor de cuello crónico no está clara. Por un lado, Duyur Cakit et al.⁽⁴⁵⁾ encontraron resultados similares a los nuestros, mientras que otros estudios encontraron una falta de asociación entre la depresión y la discapacidad cervical^(11,44). Por otro lado, Elbinoune et al.⁽⁴⁴⁾ sugirieron, mediante un análisis multivariado, que el nivel educativo estaba relacionado con la depresión. Las diferencias entre nuestro estudio y el mencionado anteriormente podrían deberse a que no se consideró el nivel educativo, lo que podría ser un factor a incluir en futuros estudios.

La asociación entre la kinesiofobia y la discapacidad del cuello está en línea con estudios previos, que encontraron que la kinesiofobia estaba altamente asociada con la discapacidad, ya que llevaba a los pacientes a evitar el movimiento, el ejercicio o las actividades debido al miedo al dolor o a volver a lesionarse^(46,47).

Hasta donde sabemos, nuestro estudio es el primero en investigar y encontrar una relación entre la discapacidad del cuello y el catastrofismo ante el dolor a lo largo del tiempo en individuos con DCI crónico. Estos resultados refuerzan la importancia del catastrofismo ante el dolor en relación con la discapacidad del cuello en individuos con DCI crónico^(11,20,48).

Los hallazgos sobre la calidad de vida relacionada con la salud son difíciles de explicar. Mientras que el EQ-5D-5L se correlacionó positivamente con la discapacidad del cuello a lo largo del tiempo, no se encontraron correlaciones para el EQ-VAS. Esto podría deberse a que la sensación general de calidad de vida relacionada con la salud no afectaría el nivel de discapacidad, mientras que los factores específicamente preguntados en el inventario, como la intensidad del dolor, sí podrían hacerlo. A pesar de que no existen estudios que relacionen longitudinalmente la calidad de vida relacionada con la salud con la discapacidad del cuello en individuos con DCI crónico, un estudio ha abordado la relación entre la calidad de vida y la discapacidad, mostrando hallazgos de correlación similares en individuos con dolor lumbar crónico⁽⁴⁹⁾.

La relación bidireccional entre los problemas del sueño y el dolor crónico, especialmente el dolor de columna, está bien establecida^(18,50). Sin embargo, la relación entre la discapacidad del cuello y la calidad del sueño ha sido poco estudiada en personas con dolor de cuello crónico. Nuestro estudio encontró una correlación moderada entre la discapacidad del cuello/brazo y la calidad del sueño a lo largo del tiempo, lo que coincide con un estudio previo realizado en individuos con dolor cervical crónico⁽¹⁸⁾. Esta es otra razón por la que el tratamiento clínico de la discapacidad en las personas con DCI debe ser integral y abordar factores no físicos como el sueño.

Hubo una relación positiva moderada entre QuickDASH y el estrés, la ansiedad, la kinesiofobia y la calidad del sueño a lo largo del tiempo. A pesar de la falta de estudios que investiguen esta relación en individuos con DCI crónico, estudios similares que evalúan individuos con dolor en el brazo refuerzan nuestra hipótesis⁽⁵¹⁻⁵³⁾, aunque se necesita más investigación. Por otro lado, nuestros hallazgos sobre las correlaciones discontinuas entre la discapacidad del brazo y la calidad de vida relacionada con la salud y la depresión a lo largo del tiempo son difíciles de explicar. Una explicación podría ser que estos factores están más directamente asociados con la intensidad del dolor que con la discapacidad. De hecho, un estudio longitudinal en individuos con DCI crónico encontró que la intensidad del dolor se correlacionó con la discapacidad del brazo⁽⁵⁴⁾, lo que indica que la relación entre estos factores psicosociales, la discapacidad y el dolor puede ser compleja.

Hasta donde sabemos, este es el primer estudio que analiza longitudinalmente las correlaciones entre la discapacidad de cuello/brazo y los factores psicosociales en individuos con DCI crónico. Otros estudios realizados en individuos con dolor lumbar crónico mostraron resultados similares^(49,55), sugiriendo que la kinesiofobia es un predictor de discapacidad lumbar y que la calidad de vida relacionada con la salud se relaciona longitudinalmente con la discapacidad lumbar. Debido a las características inespecíficas del dolor, estos resultados podrían extrapolarse a nuestro estudio.

Comparación de los factores psicosociales entre el DCI crónico y los grupos control sanos al inicio del estudio

Nuestros hallazgos muestran diferencias significativas en la calidad de vida relacionada con la salud, la calidad del sueño, el estrés, la ansiedad y la depresión con un tamaño de efecto moderado entre el DCI crónico y el grupo control, lo que está en línea con estudios previos^(56,57). Sin embargo, nuestro estudio no encontró diferencias en el catastrofismo ante el dolor y la kinesiofobia entre los grupos de DCI crónico y los sujetos control. Esto podría indicar que la kinesiofobia y el catastrofismo ante el dolor no contribuyen necesariamente al desarrollo del DCI crónico y podrían no ser tan importantes como otros factores psicosociales como el estrés, la depresión o la ansiedad.

En cuanto a la kinesiofobia, nuestros hallazgos difieren de los publicados por Beltrán-Alacreu et al., quienes encontraron diferencias en la kinesiofobia entre el DCI crónico y los grupos sanos⁽⁵⁸⁾. Una posible explicación podría ser que los participantes de nuestro estudio presentaban valores de NDI más bajos, con puntuaciones medias que oscilaban entre 13,1 y 15, mientras que en el estudio mencionado anteriormente, los valores de NDI oscilaban entre 10,19 y 29,22. Sin embargo, estos autores también encontraron diferencias en los pacientes con discapacidad leve, que mostraron valores de NDI similares a los de nuestra muestra, por lo que otros factores además del nivel de discapacidad pueden estar influyendo en los resultados. Según Sanson et al., la duración del dolor se relaciona con la kinesiofobia en individuos con dolor crónico⁽⁵⁹⁾, lo que explicaría las diferencias para el grupo con discapacidad leve, cuya duración del dolor fue de 72 meses, mientras que en nuestra muestra fue de 48 meses.

A diferencia de nuestros resultados, otras investigaciones obtuvieron diferencias significativas en el catastrofismo ante el dolor entre los grupos crónicos de DCI y sanos^(10,20). Al comparar los

valores medios del grupo DCI, estos fueron similares a los estudios mencionados anteriormente, mientras que en el caso de los controles sanos, los valores medios de nuestro estudio fueron superiores. Por lo tanto, las diferencias entre el estudio previo y el presente estudio deben encontrarse en factores que expliquen que los controles sanos tuvieran puntuaciones más altas en el PCS. Un posible factor podría ser la edad, que fue mayor ($44,4 \pm 10,7$) en nuestra población cuando se comparó con los estudios mencionados anteriormente, realizados en adolescentes ($17,02 \pm 0,56$)⁽¹⁰⁾ y adultos jóvenes ($27,63 \pm 4,46$)⁽²⁰⁾. Según la hipótesis de Dixon et al., las puntuaciones estándar de catastrofismo estarían determinadas principalmente por los rasgos de personalidad en los adultos jóvenes y sucesivamente moldeadas por la experiencia individual de dolor acumulada durante la vida⁽⁶⁰⁾. Por otra parte, como sugieren Ruscheweyh et al.⁽⁶¹⁾, el catastrofismo puede desarrollarse a lo largo de la vida, con una connotación más afectiva en los adultos más jóvenes hasta un punto más relacionado con las características del dolor sensorial percibido en los adultos mayores, lo que también puede explicar las diferencias encontradas con otros estudios en la literatura. En general, todos estos hallazgos remarcan la idea de que algunos factores psicosociales están estrechamente relacionados con el desarrollo de DCI crónico y la necesidad de abordar clínicamente el DCI crónico con un enfoque multimodal⁽⁴⁰⁾, en el que se preste especial atención a la evaluación del estrés psicológico, la ansiedad, la depresión, la calidad de vida relacionada con la salud y la calidad del sueño.

Hay que tener en cuenta ciertas limitaciones. El tamaño de la muestra no permitió un modelo estadístico más completo, incluyendo un análisis de regresión, que podría haber proporcionado más información sobre los valores predictivos de los factores psicosociales. Además, el diseño observacional del estudio no permitió establecer una relación causa-efecto entre los factores psicosociales y la discapacidad de cuello/brazo.

5. Conclusiones

Este estudio longitudinal mostró correlaciones positivas moderadas entre los factores psicosociales y la discapacidad de cuello/brazo en individuos con DCI crónico durante un período de 6 meses. Por lo tanto, los factores psicosociales tienden a mantenerse en el tiempo en los individuos con DCI crónico a pesar de recibir intervención fisioterapéutica. Los estudios futuros deben investigar si las intervenciones de fisioterapia individualizadas que abordan los factores psicosociales modifican el curso de la discapacidad a lo largo del tiempo en las personas con DCI crónico.

References

1. Hurwitz EL, Randhawa K, Yu H, Côté P, Haldeman S. The Global Spine Care Initiative: a summary of the global burden of low back and neck pain studies. *Eur Spine J*. 2018;27(Suppl 6):796-801.
2. Côté P, Cassidy DJ, Carroll LJ, Kristman V. The annual incidence and course of neck pain in the general population: a population-based cohort study. *Pain*. 2004;112(3):267-73.
3. Bertozzi L, Gardenghi I, Turoni F, Villafañe JH, Capra F, Guccione AA, et al. Effect of therapeutic exercise on pain and disability in the management of chronic nonspecific neck pain: systematic review and meta-analysis of randomized trials. *Phys Ther*. 2013;93(8):1026-36.

4. Cerezo-Téllez E, Torres-Lacomba M, Mayoral-Del-Moral O, Pacheco-da-Costa S, Prieto-Merino D, Sánchez-Sánchez B. Health related quality of life improvement in chronic non-specific neck pain: secondary analysis from a single blinded, randomized clinical trial. *Health Qual Life Outcomes*. 2018;16(1):207.
5. Cerezo-Téllez E, Torres-Lacomba M, Mayoral-Del Moral O, Sánchez-Sánchez B, Dommerholt J, Gutiérrez-Ortega C. Prevalence of Myofascial Pain Syndrome in Chronic Non-Specific Neck Pain: A Population-Based Cross-Sectional Descriptive Study. *Pain Med*. 2016;17(12):2369-77.
6. Kaka B, Ogwumike OO, Adeniyi AF, Maharaj SS, Ogunlade SO, Bello B. Effectiveness of neck stabilisation and dynamic exercises on pain intensity, depression and anxiety among patients with non-specific neck pain: a randomised controlled trial. *Scand J Pain*. 2018;18(2):321-31.
7. Borghouts JA, Koes BW, Bouter LM. The clinical course and prognostic factors of non-specific neck pain: a systematic review. *Pain*. 1998;77(1):1-13.
8. Paksaichol A, Lawsirirat C, Janwantanakul P. Contribution of biopsychosocial risk factors to nonspecific neck pain in office workers: A path analysis model. *J Occup Health*. 2015;57(2):100-9.
9. Vranceanu AM, Bachoura A, Weening A, Vrahas M, Smith RM, Ring D. Psychological factors predict disability and pain intensity after skeletal trauma. *J Bone Joint Surg Am*. 2014;96(3):e20.
10. Sá S, Silva AG. Repositioning error, pressure pain threshold, catastrophizing and anxiety in adolescents with chronic idiopathic neck pain. *Musculoskelet Sci Pract*. 2017;30:18-24.
11. Dimitriadis Z, Kapreli E, Strimpakos N, Oldham J. Do psychological states associate with pain and disability in chronic neck pain patients? *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2015;28(4):797-802.
12. Svedmark Å, Björklund M, Häger CK, Sommar JN, Wahlström J. Impact of Workplace Exposure and Stress on Neck Pain and Disabilities in Women-A Longitudinal Follow-up After a Rehabilitation Intervention. *Ann Work Expo Health*. 2018;62(5):591-603.
13. Rajala U, Keinänen-Kiukaanniemi S, Uusimäki A, Kivelä SL. Musculoskeletal pains and depression in a middle-aged Finnish population. *Pain*. 1995;61(3):451-7.
14. Luo X, Edwards CL, Richardson W, Hey L. Relationships of clinical, psychologic, and individual factors with the functional status of neck pain patients. *Value Health*. 2004;7(1):61-9.
15. Jull G, Sterling M, Falla D, Treleaven J, O'Leary S. Whiplash, headache and neck pain: research-based directions for physical therapies. China: Churchill Livingstone Elsevier 2008.
16. Sullivan M, Bishop S, Pivik J. The Pain Catastrophizing Scale: Development and Validation. 1995 (17):524-32.
17. Walton DM, Macdermid JC, Giorgianni AA, Mascarenhas JC, West SC, Zammit CA. Risk factors for persistent problems following acute whiplash injury: update of a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(2):31-43.
18. Kang JH, Chen HS, Chen SC, Jaw FS. Disability in patients with chronic neck pain: heart rate variability analysis and cluster analysis. *Clin J Pain*. 2012;28(9):797-803.
19. Macías-Toronjo I, Sánchez-Ramos JL, Rojas-Ocaña MJ, García-Navarro EB. Influence of Psychosocial and Sociodemographic Variables on Sickness Leave and Disability in Patients with Work-Related Neck and Low Back Pain. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(16).
20. Rampazo É, da Silva VR, de Andrade ALM, Back CGN, Madeleine PM, Arendt-Nielsen L, et al. Sensory, Motor, and Psychosocial Characteristics of Individuals With Chronic Neck Pain: A Case-Control Study. *Phys Ther*. 2021.

- 21.** Pedrero-Martin Y, Falla D, Martinez-Calderon J, Liew BXW, Scutari M, Luque-Suarez A. Self-efficacy beliefs mediate the association between pain intensity and pain interference in acute/subacute whiplash-associated disorders. *Eur Spine J.* 2021;30(6):1689-98.
- 22.** von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP, et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *Lancet.* 2007;370(9596):1453-7.
- 23.** Kashfi P, Karimi N, Peolsson A, Rahnama L. The effects of deep neck muscle-specific training versus general exercises on deep neck muscle thickness, pain and disability in patients with chronic non-specific neck pain: protocol for a randomized clinical trial (RCT). *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):540.
- 24.** López-de-Uralde-Villanueva I, Gil-Martínez A, Candelas-Fernández P, de Andrés-Ares J, Beltrán-Alacreu H, La Touche R. Validity and reliability of the Spanish-language version of the self-administered Leeds Assessment of Neuropathic Symptoms and Signs (S-LANSS) pain scale. *Neurologia.* 2018;33(8):505-14.
- 25.** Nee RJ, Jull GA, Vicenzino B, Coppieters MW. The validity of upper-limb neurodynamic tests for detecting peripheral neuropathic pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(5):413-24.
- 26.** De Andrés J, Pérez-Cajaraville J, Lopez-Alarcón MD, López-Millán JM, Margarit C, Rodrigo-Royo MD, et al. Cultural adaptation and validation of the painDETECT scale into Spanish. *Clin J Pain.* 2012;28(3):243-53.
- 27.** Wainner RS, Fritz JM, Irrgang JJ, Boninger ML, Delitto A, Allison S. Reliability and diagnostic accuracy of the clinical examination and patient self-report measures for cervical radiculopathy. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(1):52-62.
- 28.** Alreni ASE, Harrop D, Lowe A, Tanzila Potia, Kilner K, McLean SM. Measures of upper limb function for people with neck pain. A systematic review of measurement and practical properties. *Musculoskelet Sci Pract.* 2017;29:155-63.
- 29.** García González GLA, Aguilar Sierra SF, Rodríguez Ricardo RMC. Validación de la versión en español de la escala de función del miembro superior abreviada: Quick Dash. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología.* 2018;32(4):215-9.
- 30.** Andrade Ortega JA, Delgado Martínez AD, Almécija Ruiz R. Validation of the Spanish version of the Neck Disability Index. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010;35(4):E114-8.
- 31.** Daza P, Novy DM, Stanley MA, al. e. The Depression Anxiety Stress Scale-21: Spanish Translation and Validation with a Hispanic Sample. 2002(24):195–205.
- 32.** Gómez-Pérez L, López-Martínez AE, Ruiz-Párraga GT. Psychometric Properties of the Spanish Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK). *J Pain.* 2011;12(4):425-35.
- 33.** Hapidou EG, O'Brien MA, Pierrynowski MR, de Las Heras E, Patel M, Patla T. Fear and Avoidance of Movement in People with Chronic Pain: Psychometric Properties of the 11-Item Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK-11). *Physiother Can.* 2012;64(3):235-41.
- 34.** Buysse DJ, Reynolds CF, Monk TH, Berman SR, Kupfer DJ. The Pittsburgh Sleep Quality Index: a new instrument for psychiatric practice and research. *Psychiatry Res.* 1989;28(2):193-213.
- 35.** Hita-Contreras F, Martínez-López E, Latorre-Román PA, Garrido F, Santos MA, Martínez-Amat A. Reliability and validity of the Spanish version of the Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI) in patients with fibromyalgia. *Rheumatol Int.* 2014;34(7):929-36.

- 36.** Bilbao A, García-Pérez L, Arenaza JC, García I, Ariza-Cardiel G, Trujillo-Martín E, et al. Psychometric properties of the EQ-5D-5L in patients with hip or knee osteoarthritis: reliability, validity and responsiveness. *Qual Life Res.* 2018;27(11):2897-908.
- 37.** García Campayo J, Rodero B, Alda M, Sobradie N, Montero J, Moreno S. [Validation of the Spanish version of the Pain Catastrophizing Scale in fibromyalgia]. *Med Clin (Barc).* 2008;131(13):487-92.
- 38.** Jorritsma W, Dijkstra PU, de Vries GE, Geertzen JH, Reneman MF. Detecting relevant changes and responsiveness of Neck Pain and Disability Scale and Neck Disability Index. *Eur Spine J.* 2012;21(12):2550-7.
- 39.** Brunner E, Dankaerts W, Meichtry A, O'Sullivan K, Probst M. Physical Therapists' Ability to Identify Psychological Factors and Their Self-Reported Competence to Manage Chronic Low Back Pain. *Phys Ther.* 2018;98(6):471-9.
- 40.** Javdaneh N, Saeterbakken AH, Shams A, Barati AH. Pain Neuroscience Education Combined with Therapeutic Exercises Provides Added Benefit in the Treatment of Chronic Neck Pain. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(16).
- 41.** Bruflat AK, Balter JE, McGuire D, Fethke NB, Maluf KS. Stress management as an adjunct to physical therapy for chronic neck pain. *Phys Ther.* 2012;92(10):1348-59.
- 42.** Daenen L, Varkey E, Kellmann M, Nijs J. Exercise, not to exercise, or how to exercise in patients with chronic pain? Applying science to practice. *Clin J Pain.* 2015;31(2):108-14.
- 43.** Borisovskaya A, Chmelik E, Karnik A. Exercise and Chronic Pain. *Adv Exp Med Biol.* 2020;1228:233-53.
- 44.** Elbinoune I, Amine B, Shyen S, Gueddari S, Abouqal R, Hajjaj-Hassouni N. Chronic neck pain and anxiety-depression: prevalence and associated risk factors. *Pan Afr Med J.* 2016;24:89.
- 45.** Duyur Cakit B, Genç H, Altuntaş V, Erdem HR. Disability and related factors in patients with chronic cervical myofascial pain. *Clin Rheumatol.* 2009;28(6):647-54.
- 46.** George SZ, Fritz JM, Erhard RE. A comparison of fear-avoidance beliefs in patients with lumbar spine pain and cervical spine pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26(19):2139-45.
- 47.** Landers MR, Creger RV, Baker CV, Stutelberg KS. The use of fear-avoidance beliefs and nonorganic signs in predicting prolonged disability in patients with neck pain. *Man Ther.* 2008;13(3):239-48.
- 48.** Thompson DP, Urmston M, Oldham JA, Woby SR. The association between cognitive factors, pain and disability in patients with idiopathic chronic neck pain. *Disabil Rehabil.* 2010;32(21):1758-67.
- 49.** Mutubuki EN, Beljon Y, Maas ET, Huygen FJPM, Ostelo RWJG, van Tulder MW, et al. The longitudinal relationships between pain severity and disability versus health-related quality of life and costs among chronic low back pain patients. *Qual Life Res.* 2020;29(1):275-87.
- 50.** Kelly GA, Blake C, Power CK, O'keeffe D, Fullen BM. The association between chronic low back pain and sleep: a systematic review. *Clin J Pain.* 2011;27(2):169-81.
- 51.** Roh YH, Noh JH, Oh JH, Baek GH, Gong HS. To what degree do shoulder outcome instruments reflect patients' psychologic distress? *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(12):3470-7.
- 52.** Vranceanu AM, Safren S, Zhao M, Cowan J, Ring D. Disability and psychologic distress in patients with nonspecific and specific arm pain. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(11):2820-6.
- 53.** Luque-Suarez A, Martinez-Calderon J, Navarro-Ledesma S, Morales-Asencio JM, Meeus M, Struyf F. Kinesiophobia Is Associated With Pain Intensity and Disability in Chronic Shoulder Pain: A Cross-Sectional Study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020;43(8):791-8.

- 54.** Ortego G, Lluch E, Herrero P, Boudreau SA, Doménech-García V. Profiling and Association over Time between Disability and Pain Features in Patients with Chronic Nonspecific Neck Pain: A Longitudinal Study. *J Clin Med*. 2022;11(5).
- 55.** Alamam DM, Moloney N, Leaver A, Alsobayel HI, Mackey MG. Multidimensional prognostic factors for chronic low back pain-related disability: a longitudinal study in a Saudi population. *Spine J*. 2019;19(9):1548-58.
- 56.** López-de-Uralde-Villanueva I, Notario-Pérez R, Del Corral T, Ramos-Díaz B, Acuyo-Osorio M, La Touche R. Functional limitations and associated psychological factors in military personnel with chronic nonspecific neck pain with higher levels of kinesiophobia. *Work*. 2017;58(3):287-97.
- 57.** Ortego G, Villafane JH, Domenech-Garcia V, Berjano P, Bertozzi L, Herrero P. Is there a relationship between psychological stress or anxiety and chronic nonspecific neck-arm pain in adults? A systematic review and meta-analysis. *J Psychosom Res*. 2016;90:70-81.
- 58.** Beltran-Alacreu H, López-de-Uralde-Villanueva I, Calvo-Lobo C, Fernández-Carnero J, Touche R. Clinical features of patients with chronic non-specific neck pain per disability level: A novel observational study. *Rev Assoc Med Bras (1992)*. 2018;64(8):700-9.
- 59.** Sanson N, Hach S, Moran R, Mason J. Behavioural activation and inhibition systems in relation to pain intensity and duration in a sample of people experiencing chronic musculoskeletal pain. *Musculoskelet Sci Pract*. 2020;47:102129.
- 60.** Dixon KE, Thorn BE, Ward LC. An evaluation of sex differences in psychological and physiological responses to experimentally-induced pain: a path analytic description. *Pain*. 2004;112(1-2):188-96.
- 61.** Ruscheweyh R, Nees F, Marziniak M, Evers S, Flor H, Knecht S. Pain catastrophizing and pain-related emotions: influence of age and type of pain. *Clin J Pain*. 2011;27(7):578-86.

Información editorial

Correspondencia

gortsan-ext@salud.aragon.es · Tel.: +34656550334

Fechas

Recibido: 08.01.2025

Aceptado: 24.01.2025

Publicado: 21.02.2025

Contribuciones de los Autores

Conceptualización: G.O. y V.D.; metodología: G.O.; software: G.O.; validación: G.O., E.L. y V.D.; análisis formal: E.L.; investigación: V.D.; recursos: G.O.; gestión de datos: G.O.; redacción—preparación del borrador original: V.D.; redacción—revisión y edición: G.O., E.L. y V.D.; visualización: V.D.; supervisión: E.L.; administración del proyecto: V.D. Todos los autores han leído y aprobado la versión publicada del manuscrito.

Financiación

No se recibió financiación.

Declaración del Comité de Ética

El estudio se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética Local (registro n.º 19/17).

Registro del ensayo clínico

NCT04330573

Declaración de Consentimiento Informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos involucrados en el estudio. Se obtuvo el consentimiento informado por escrito de los pacientes para publicar este artículo.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los conjuntos de datos generados y/o analizados durante el presente estudio no están disponibles por motivos de privacidad..

Agradecimientos

Ninguno.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Cita sugerida

Ortego G, Lluch E, Doménech-García V. Relación longitudinal entre discapacidad y factores psicosociales en pacientes con dolor cervical crónico inespecífico. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e6. doi: 10.63360/ipmm.v1.e6

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

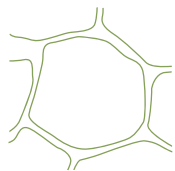
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e17

Estudio observacional (Transversal)

Cuantificación de la resolución temporal de los cambios ecográficos inducidos por gas tras la electrólisis percutánea en tejido tendinoso. Estudio cadavérico

Miguel Malo-Urriés^{1,2}  0000-0002-9779-4323

Jacobo Rodríguez-Sanz^{3,4}   0000-0003-0419-1943

Sergio Borrella-Andrés¹  0000-0002-9354-2938

Isabel Albarova-Corral¹  0000-0003-1292-3163

Izarbe Ríos-Asín¹  0009-0007-7344-9107

Carlos López-de-Celis^{4,5,6}  0009-0007-7344-9107

¹Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

²Grupo de Investigación en Ciencias de la Salud PhysiUZerapy, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

³Departamento de Medicina, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universitat Internacional de Catalunya (UIC), Josep Trueta s/n, 08195 Sant Cugat del Vallès, España.

⁴Grupo de Anatomía Funcional ACTIUM, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universitat Internacional de Catalunya (UIC), Josep Trueta s/n, 08195 Sant Cugat del Vallès, España.

⁵Departamento de Fisioterapia, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universitat Internacional de Catalunya (UIC), Josep Trueta s/n, 08195 Sant Cugat del Vallès, España.

⁶Grupo de Estudio sobre Patología del Sistema Locomotor en Atención Primaria (GEPALAP), Instituto Universitario de Investigación en Atención Primaria (IDIAP Jordi Gol), 08007 Barcelona, España.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar cuantitativamente la evolución temporal del efecto ultrasonográfico electrolítico inducido por la electrólisis percutánea en tendones rotulianos de cadáveres y comparar el comportamiento de tres protocolos de aplicación diferentes.

Métodos: Se realizó un estudio experimental in vitro sobre tres tendones rotulianos de cadáver. Se aplicaron tres protocolos de electrólisis percutánea: Dosis A: (3 aplicaciones × 3 segundos × 3 mA), Dosis B: (3 aplicaciones × 3 segundos × 3 mA más un baño de tres agujas a 1 mA hasta 1.000 mJ), Dosis C: (baño de tres agujas a 1 mA hasta 14.000 mJ). El efecto electrolítico se cuantificó mediante análisis de imagen ecográfica en varios puntos temporales: antes del tratamiento, inmediatamente después y a los 0,5, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 60, 360 (6 h), 720 (12 h) y 1.440 minutos (24 h). Se emplearon inspección gráfica y modelos de regresión curvilínea para describir la dinámica temporal de cada protocolo.

Resultados: La Dosis A mostró una respuesta estable y reproducible, con un pico máximo a los 20 minutos (valor = 5,60), seguido de un retorno progresivo a la línea de base a las 6 horas. La Dosis B presentó mayor variabilidad, pero también retornó a valores basales hacia las 6 horas. La Dosis C evidenció la mayor dispersión, con picos altos (de 8,50 a los 20 minutos) y valores negativos persistentes a las 24 horas, sin indicios de estabilización. Los

modelos cuadrático y cúbico ofrecieron el mejor ajuste para la Dosis A, mientras que el ajuste fue menor para las Dosis B y C.

Conclusiones: El patrón temporal del efecto electrolítico varía notablemente según el protocolo empleado. La ecografía cuantitativa constituye un método objetivo y no invasivo para monitorizar los cambios producidos durante la terapia de electrólisis percutánea.

Palabras clave: Electrólisis percutánea, dosificación, ecografía cuantitativa, corriente galvánica, tendinopatía.

1. Introducción

La electrólisis percutánea terapéutica se ha consolidado como una técnica de referencia en el tratamiento de diversos trastornos musculoesqueléticos, principalmente debido a su capacidad de inducir una respuesta electroquímica controlada mediante la aplicación de corriente galvánica a través de un procedimiento similar a la punción seca⁽²⁾. Este proceso desencadena una reacción redox localizada que provoca la descomposición molecular del tejido diana, generando la liberación de hidrógeno, sodio y otros subproductos gaseosos detectables mediante ecografía⁽²⁻⁷⁾.

En el contexto de las tendinopatías y las lesiones de tejidos blandos, la electrólisis percutánea ha demostrado eficacia para modular la respuesta inflamatoria, estimular la neocolagénesis y promover la reparación tisular⁽²⁻⁷⁾. Sin embargo, la definición óptima de los parámetros de tratamiento, especialmente la intensidad de corriente, el tiempo de exposición y la carga total administrada, continúa siendo un tema abierto⁽²⁻⁹⁾. Los protocolos clínicos actuales suelen basarse en configuraciones estandarizadas⁽¹⁰⁻¹²⁾, sin considerar cómo las combinaciones específicas de intensidad y tiempo afectan dinámicamente la respuesta tisular. Los tendones son una de las estructuras más tratadas, particularmente en casos crónicos caracterizados por tejido conectivo fibrótico y desorganizado^(6,13,14). Aunque varios estudios han sugerido que la electrólisis puede favorecer la regeneración tendinosa, la evidencia clínica disponible sigue siendo limitada y heterogénea, especialmente en lo referente a los cambios ecográficos y su correlación con resultados a largo plazo^(9,15).

Algunos dispositivos modernos incorporan sistemas de dosificación basados en la resistencia tisular, lo que permite ajustes más precisos. Sin embargo, ninguno de estos enfoques considera actualmente la respuesta ecográfica como un criterio objetivo de control de dosis⁽²⁻⁹⁾. Dado que la electrólisis produce cambios visibles en la ecografía^(7,16), principalmente la aparición de microburbujas y gasificación tisular, cuantificar este efecto podría servir como biomarcador útil para guiar estrategias de dosificación en tiempo⁽²⁾. Además, una acumulación excesiva de gas puede saturar el campo ecográfico y comprometer la monitorización del procedimiento. Por ello, resulta esencial examinar cómo la combinación de parámetros, en especial la intensidad de corriente y la duración de la aplicación, influye en la magnitud y la evolución de los cambios ecográficos.

Determinar si existe un umbral a partir del cual la saturación gaseosa perjudique la visibilidad podría ser clave para una planificación del tratamiento segura y eficaz⁽²⁾. En entornos clínicos, esta ecogenicidad inducida por gas podría convertirse en una variable cuantificable para evaluar la adecuación de la dosis administrada.

Aunque el efecto de gasificación producido por la electrólisis percutánea se observa fácilmente mediante ecografía en tiempo real durante la práctica clínica, los profesionales experimentados suelen referir que esta respuesta ecogénica se atenúa progresivamente con el tiempo, normalmente en el transcurso de unas horas tras la intervención.

A pesar de ser una observación clínica constante, hasta donde saben los autores, ningún estudio ha evaluado de forma sistemática la resolución temporal de dichos cambios ecográficos.

Comprender el curso natural de este “lavado” ecogénico resulta fundamental, ya que podría reflejar las dinámicas de recuperación del tejido e influir en el momento óptimo para las sesiones posteriores. Caracterizar este fenómeno podría aportar información valiosa sobre el intervalo óptimo entre aplicaciones, especialmente en protocolos que incluyen múltiples sesiones. Por tanto, cuantificar el tiempo de desaparición de la señal ecográfica inducida por gas constituye un enfoque novedoso y potencialmente relevante para perfeccionar las estrategias de dosificación y personalizar la atención al paciente.

En este contexto, el presente estudio tiene como objetivo analizar cuantitativamente la evolución temporal de los cambios ecográficos inducidos por la electrólisis percutánea en tejido tendinoso de cadáver, utilizando el tendón rotuliano como modelo experimental.

Se empleó una herramienta de análisis ecográfico desarrollada por nuestro equipo, UZ eDose, para cuantificar objetivamente los cambios de ecogenicidad causados por la formación de gas^(7,17).

El estudio compara tres protocolos clínicos distintos con el fin de identificar patrones dependientes de la dosis y evaluar la estabilidad y duración de los efectos detectados por ecografía. Este enfoque puede contribuir al desarrollo de modelos de dosificación más personalizados y objetivos, basados en la respuesta fisiológica del tejido tratado.

2. Materiales and Métodos

2.1 Diseño del estudio

Se diseñó un estudio experimental *in vitro* con el objetivo de analizar la evolución temporal del efecto electrolítico inducido por la electrólisis percutánea en el tejido tendinoso de cadáver. Se aplicaron tres protocolos de electrólisis diferentes (Dosis A, B y C) sobre tendones rotulianos de cadáveres. El efecto galvánico se cuantificó de forma objetiva mediante el análisis de imágenes ecográficas con una herramienta específicamente desarrollada, UZ eDose. Esta herramienta permite medir cuantitativamente el grado de electrólisis —reflejado en la ecografía como gasificación tisular— mediante una puntuación directamente asociada a la intensidad del efecto galvánico. Las mediciones ecográficas se realizaron en múltiples momentos tras la aplicación de la electrólisis, con el fin de registrar la evolución del efecto y estimar el tiempo necesario para que el tejido regresara a su estado basal. Este estudio forma parte de un proyecto de investigación aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Internacional de Catalunya (CBAS-2023-11). Todos los procedimientos se ajustaron a las normas de buena práctica científica en el manejo de muestras biológicas, garantizando la fiabilidad y la reproducibilidad de los datos.

2.2 Participantes

Se emplearon tres muestras de tendones rotulianos humanos de cadáver. Las muestras se conservaron a -20°C y se descongelaron a temperatura ambiente durante 48 horas antes del experimento. No se observaron marcas de intervenciones quirúrgicas previas en la zona.

2.3 Variables y seguimiento

Cada tendón recibió aleatoriamente uno de los tres protocolos de electrólisis: Dosis A: aplicación estándar de electrólisis mediante tres impulsos de 3 segundos a 3 mA (protocolo $3\times 3\times 3$). Dosis B: combinación del protocolo estándar $3\times 3\times 3$ con un baño posterior de tres agujas, aplicando una corriente continua de 1 mA hasta alcanzar una energía total de 1.000 mJ. Dosis C: aplicación exclusiva del protocolo de baño con tres agujas a 1 mA, hasta una energía acumulada de 14.000 mJ, sin la fase inicial estándar.

Durante cada intervención, el tendón se posicionó para reproducir las condiciones clínicas habituales, manteniendo un ángulo de flexión de la rodilla de 15° en todas las muestras. El procedimiento se realizó bajo control ecográfico, en vista longitudinal del tendón rotuliano, mediante un abordaje *in-plane*, con inserción de la aguja de distal a proximal. La corriente galvánica fue aplicada por un especialista con más de 10 años de experiencia en técnicas invasivas guiadas por ecografía y con formación específica en electrólisis percutánea. Se utilizaron agujas Agupunt® de 40 mm de longitud y 0,30 mm de diámetro, y la corriente se administró mediante el dispositivo Bipolar System, diseñado para la aplicación controlada de corriente galvánica.

Las evaluaciones ecográficas cuantitativas mediante UZ eDose se realizaron en los siguientes momentos temporales: pretratamiento (línea basal, sin electrólisis), postratamiento: inmediatamente (0 min), 30 s, 1 min, 2 min, 3 min, 4 min, 5 min, 10 min, 20 min, 30 min y a las 1, 6, 12 y 24 horas.

Las imágenes se obtuvieron con un dispositivo ecográfico portátil GE Vscan, inmediatamente tras cada aplicación (ver Figura 1). Se adquirieron imágenes longitudinales *in-plane*, seleccionando el mejor fotograma disponible que captara con precisión el área tratada. La evaluación ecográfica fue realizada por un experto con más de 15 años de experiencia en ecografía musculoesquelética (MSK), lo que garantizó una interpretación consistente y fiable de los cambios ecogénicos observados.

Todas las imágenes fueron cuantificadas utilizando UZ eDose, una función específica del software UZ qTool que permite la evaluación objetiva de los efectos ecográficos inducidos por la electrólisis en el tejido tendinoso.

El software extrae métricas cuantitativas de la imagen ecográfica, proporcionando información detallada sobre los cambios en la textura, la ecogenicidad y la estructura interna del tendón tras la estimulación galvánica.

Los valores más altos de la puntuación UZ eDose corresponden a un efecto electrolítico mayor, lo que refleja una mayor liberación de hidrógeno y una gasificación tisular.

Esta cuantificación facilita la identificación de patrones de respuesta y de posibles umbrales de dosis según la reacción tisular.

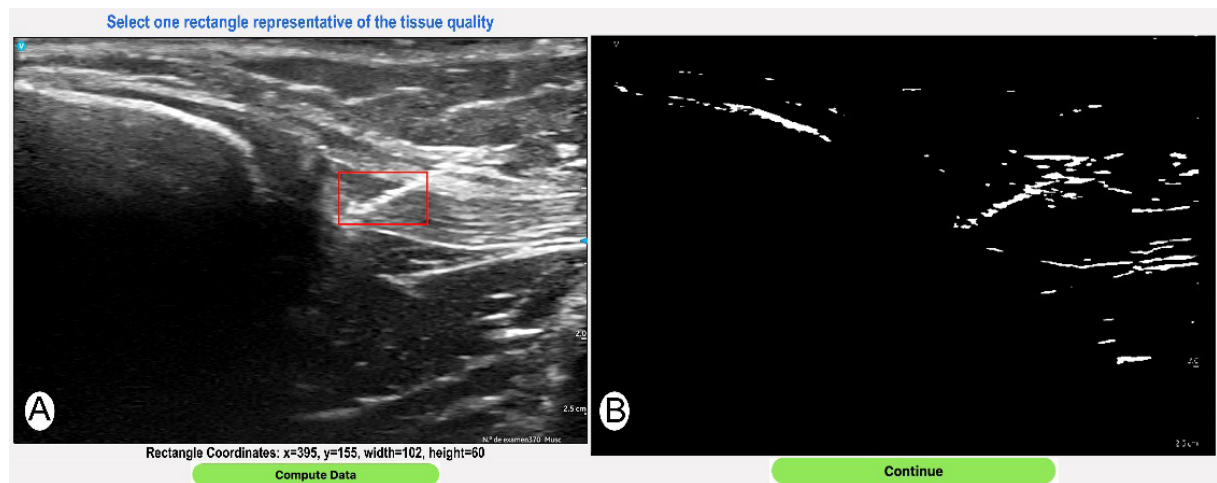


Figura 1. Ejemplo de análisis de gasificación con UZ eDose.

2.4 Riesgo de sesgo

El estudio presenta ciertas limitaciones metodológicas que podrían introducir sesgos:

Número limitado de muestras: solo se utilizaron tres tendones rotulianos cadavéricos, lo que limita la generalización de los resultados y aumenta la susceptibilidad al sesgo derivado de la variabilidad biológica.

Subjetividad en la selección del fotograma ecográfico: aunque la cuantificación es automatizada, el operador seleccionó el “mejor fotograma disponible” de la secuencia longitudinal, lo que introduce subjetividad y un posible sesgo de selección, especialmente si conocía el protocolo aplicado.

Evaluador único: el análisis ecográfico fue realizado por un único experto, sin validación cruzada por un segundo evaluador ciego, lo que reduce la reproducibilidad y puede generar sesgo de confirmación.

Ausencia de cegamiento: el evaluador probablemente conocía la dosis aplicada, lo que podría haber influido, de manera consciente o no, en la selección o la interpretación de las imágenes.

Degradación post mortem del tejido: el tejido tendinoso sufre cambios bioquímicos y estructurales tras la muerte, que podrían afectar la ecogenicidad o la respuesta a la corriente galvánica.

2.5 Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con IBM SPSS Statistics v29.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.). Dada la naturaleza exploratoria del estudio y la disponibilidad de una sola medición por dosis y por punto temporal, el análisis se basó en un enfoque descriptivo y de ajuste de curvas, sin aplicar pruebas inferenciales.

En primer lugar, se representó gráficamente la evolución temporal del efecto electrolítico, cuantificado con la herramienta UZ eDose, para cada uno de los tres protocolos, con el fin de visualizar la dinámica y la variabilidad de la respuesta galvánica en el tiempo.

Se generaron múltiples gráficos de líneas, con el eje X representando los puntos temporales (con espaciado equidistante, independientemente del tiempo real en minutos) y el eje Y mostrando los valores cuantitativos de UZ eDose. Las tres dosis se incluyeron en una misma figura para facilitar la comparación visual. El tiempo aproximado en que el efecto electrolítico regresó a valores basales se estimó mediante análisis visual e interpolación lineal entre los puntos de datos más próximos a la línea base.

Debido a la ausencia de réplicas y al diseño exploratorio del estudio, los resultados se interpretaron de forma descriptiva, sin realizar comparaciones estadísticas inferenciales entre las dosis.

Posteriormente, se aplicaron modelos matemáticos para describir la dinámica temporal del efecto observado en cada dosis. Se utilizó el procedimiento de estimación de curvas de SPSS, segmentando los datos por dosis para generar modelos independientes en cada protocolo. Se exploraron distintos modelos de regresión —lineal, logarítmico, exponencial, cuadrático, cúbico, inverso y potencial— para identificar el mejor ajuste a la tendencia observada. Para cada modelo se registraron el coeficiente de determinación (R^2) y la significación estadística del ajuste. Los modelos con mayor poder explicativo (R^2 más alto) fueron seleccionados para la interpretación descriptiva.

3. Resultados

3.1 Evolución temporal del efecto electrolítico detectado por ecografía según la dosis

En la Tabla 1 se muestra la evolución cuantitativa del efecto electrolítico observado mediante la herramienta UZ eDose en los tres protocolos de aplicación. Los valores reflejan la magnitud del efecto de gasificación visualizado en la ecografía (a mayor puntuación, mayor respuesta galvánica debida a la presencia de gas de hidrógeno). En todos los grupos, el valor previo al tratamiento (0,64) corresponde a la ecogenicidad basal del tendón antes de aplicar la electrólisis. Las mediciones posteriores ilustran cómo cada protocolo indujo patrones diferentes de cambio ecogénico a lo largo del tiempo.

Tabla 1. Evolución temporal del efecto electrolítico (valores de UZ eDose) para cada protocolo de dosis.

	Pre	Post												
Tiempo	Inmediato	30"	1'	2'	3'	4'	5'	10'	20'	30'	1h	6h	12h	24h
Dosis A	0.64	2.31	3.59	3.57	2.42	4.57	3.77	2.64	4.84	5.6	2.22	1.96	0.64	0.64
Dosis B	0.64	0.36	1.09	0.53	0.39	-1.55	1.96	3.53	0.34	0.41	4.24	4.42	0.64	0.64
Dosis C	0.64	3.62	3.74	2.74	5.13	2.32	3.29	1.43	0.31	8.5	-0.85	3.11	5.25	3.02

Valores cuantitativos obtenidos con la herramienta UZ eDose. Los valores más altos indican un mayor cambio ecogénico, lo que es consistente con una mayor gasificación. El valor “Pre” refleja la ecogenicidad basal sin electrólisis. Dosis A, protocolo 3x3x3. Dosis B, combinó el protocolo estándar 3x3x3 con un baño posterior utilizando tres agujas, aplicando una corriente continua de 1 mA hasta alcanzar una energía total de 1000 mJ. Dosis C, consistió exclusivamente en el protocolo de baño con tres agujas a 1 mA, aplicado hasta alcanzar una energía acumulada de 14 000 mJ, sin la aplicación estándar inicial.

Dosis A (3×3×3): Mostró un aumento gradual, con un pico máximo a los 20 minutos (5,60), seguido de un retorno progresivo hacia la línea de base entre las 6 y las 12 horas. El valor basal fue 0,64. Tras la aplicación, se observó un incremento progresivo del efecto galvánico, con un ascenso marcado desde los primeros minutos y un máximo a los 20 minutos. Posteriormente se detectó un descenso sostenido, regresando a valores cercanos al basal en torno a los 360 minutos (6 h), y permaneciendo estable desde entonces.

Dosis B: Presentó respuestas más variables e incluso valores negativos, aunque también volvió a la línea base hacia las 6 horas. El valor previo fue 0,64. A diferencia de la Dosis A, la evolución temporal mostró una gran variabilidad, incluyendo un valor negativo en el minuto 3 (-1,55). Se observaron picos de efecto a los 5 minutos (3,53) y a los 60 minutos (4,42), sin una tendencia sostenida. Finalmente, al igual que en la Dosis A, los valores retornaron a 0,64 a las 6 horas y se mantuvieron estables después.

Dosis C: (Alta carga acumulada mediante baño prolongado con tres agujas) produjo los cambios más elevados y persistentes, con un pico a los 20 minutos (8,50), alteraciones sostenidas hasta las 12 horas y sin normalización completa a las 24 horas. El valor basal fue 0,64. Tras la aplicación, el efecto galvánico fue más intenso, pero menos predecible: hubo un aumento pronunciado, con un pico máximo a los 20 minutos, pero con gran irregularidad posterior, incluyendo valores negativos a los 30 minutos (-0,85) y a las 24 horas (-1,79). No se observó un retorno consistente a los valores iniciales, y se mantuvo una amplia variabilidad durante todo el seguimiento. En resumen, la Dosis C no mostró una recuperación estable, evidenciando oscilaciones marcadas y valores negativos incluso al final del periodo de observación.

3.2 Ajuste del modelo y análisis de la evolución temporal del grado de electrólisis para cada dosis

La Figura 2 muestra los valores individuales obtenidos con la herramienta UZ eDose para los tres protocolos de aplicación, sin ajuste de modelos, a fin de visualizar la dispersión y variabilidad de las mediciones. Dado que solo se dispone de una medición por punto temporal, los resultados se interpretan de forma descriptiva y sirven para comparar visualmente las dinámicas temporales entre dosis. Dosis A: mayor concentración de valores altos, especialmente durante los primeros 20–30 minutos, seguida de un descenso evidente a partir del minuto 60. Dosis B: valores más dispersos, con marcadas fluctuaciones y puntuaciones negativas en ciertos momentos, lo que refleja una evolución más irregular. Dosis C: los valores más extremos, incluidos picos altos (por encima de 8) y valores negativos, sin un patrón claro de descenso sostenido, lo que indica una mayor variabilidad.

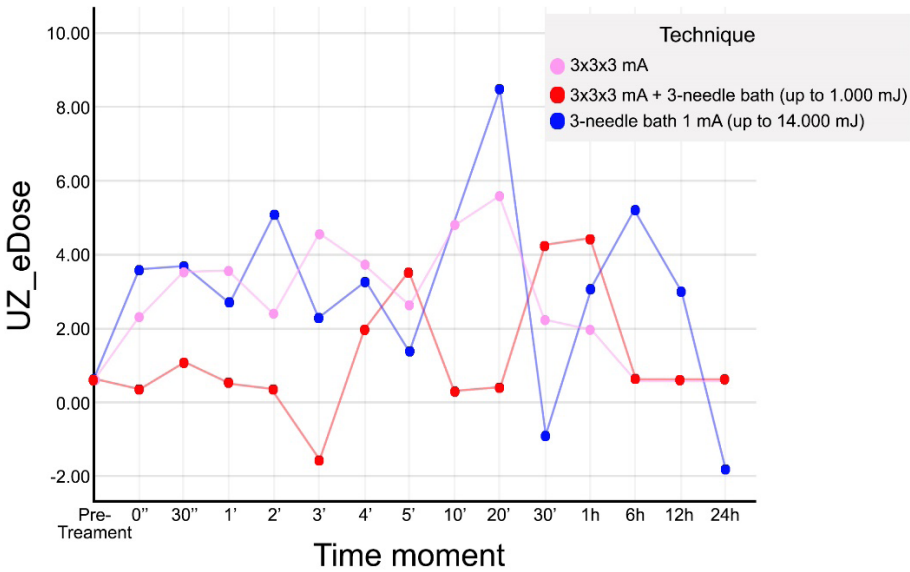


Figura 2. Dispersión de los valores cuantitativos de electrólisis (UZ eDose) para cada dosis en los distintos momentos de registro. Representación gráfica de las puntuaciones cuantitativas obtenidas con la herramienta UZ eDose en los distintos momentos posteriores al tratamiento para las tres dosis evaluadas.

3.3 Dosis A: ajuste del modelo y análisis

El primer protocolo (Dosis A) mostró un patrón curvilíneo, con incremento progresivo de los valores UZ eDose hasta alcanzar un pico en torno al cuarto minuto, seguido de un retorno gradual hacia los valores basales. Se realizó un análisis de ajuste de modelos para describir la evolución temporal de los cambios ecográficos inducidos por la Dosis A (ver Tabla 2). De los modelos evaluados (lineal, logarítmico, exponencial, cuadrático y cúbico), el cuadrático presentó el mejor ajuste, con un $R^2 = 0,641$ y significación estadística ($p = 0,002$). Esto sugiere que la respuesta ecogénica evoluciona de manera no lineal, siguiendo una trayectoria caracterizada por un aumento inicial y un descenso posterior. El modelo cúbico también mostró un buen ajuste ($R^2 = 0,648$), aunque su interpretación resulta más compleja debido al mayor número de parámetros implicados.

Tabla 2. Ajuste de distintos modelos de regresión para describir la evolución temporal de los cambios ecográficos tras la Dosis A.		
Modelo	R ²	p-valor
Lineal	0.079	0.311
Logarítmico	0.000	0.953
Cuadrático	0.641	0.002
Cúbico	0.648	0.008
Exponencial	0.134	0.179

3.4 Dosis B: ajuste del modelo y análisis

La segunda aplicación (Dosis B) mostró una mayor variabilidad, con valores que permanecieron próximos a la línea de base durante la mayor parte del seguimiento. Al igual que en la dosis anterior, se aplicaron varios modelos de regresión para describir su evolución (ver Tabla 3). Debido a la presencia de valores negativos en las mediciones, los modelos que requieren

valores estrictamente positivos (exponencial, logarítmico, potencial, compuesto y logístico) no pudieron calcularse. Entre los modelos disponibles, el modelo cúbico presentó el mejor ajuste ($R^2 = 0,284$), aunque no fue significativo ($p = 0,280$). El modelo cuadrático mostró un ajuste menor ($R^2 = 0,121$, $p = 0,461$), similar al lineal ($R^2 = 0,079$) y al inverso ($R^2 = 0,047$). Estos resultados indican que la evolución temporal de la variable ecográfica en la Dosis B fue más irregular y menos definida que en la Dosis A, sin una tendencia curvilínea clara. El modelo exponencial no se pudo calcular debido a la presencia de valores negativos en el conjunto de datos, lo que es incompatible con este tipo de análisis de regresión.

Tabla 3. Ajuste de modelos de regresión para la evolución temporal de los cambios ecográficos en la Dosis B.

Modelo	R ²	p-valor
Lineal	0.079	0.310
Logarítmico	0.081	0.305
Inverso	0.047	0.440
Cuadrático	0.121	0.461
Cúbico	0.284	0.280
Exponencial	No calculado	—

3.5 Dosis C: ajuste del modelo y análisis

La Dosis C también mostró un comportamiento irregular, con fluctuaciones a lo largo del tiempo. Se aplicó el mismo procedimiento de ajuste de curvas para analizar la evolución temporal de la variable ecográfica tras la aplicación del tercer protocolo (ver Tabla 4). La presencia de valores negativos impidió calcular modelos exponenciales, logarítmicos, potenciales y logísticos. Ninguno de los modelos disponibles ofreció un ajuste adecuado para describir la evolución de esta dosis. El modelo cuadrático obtuvo un $R^2 = 0,090$ y el cúbico, $R^2 = 0,097$, ambos sin significación estadística ($p > 0,05$). Los modelos lineal e inverso también mostraron un ajuste bajo ($R^2 = 0,016$ y $0,011$, respectivamente). Estos hallazgos indican que la evolución temporal observada en la Dosis C no presenta un patrón curvilíneo claro ni consistente, lo que refleja una mayor variabilidad o dispersión en las mediciones ecográficas a lo largo del tiempo. El modelo exponencial no se pudo calcular debido a la presencia de valores negativos en el conjunto de datos, lo que es incompatible con este tipo de análisis de regresión.

Tabla 4. Ajuste de distintos modelos de regresión para describir la evolución temporal del grado de electrólisis en la Dosis C.

Modelo	R ²	p valor
Lineal	0.016	0.658
Logarítmico	0.000	0.948
Inverso	0.011	0.707
Cuadrático	0.090	0.569
Cúbico	0.097	0.761
Exponencial	No calculado	—

4. Discusión

Este estudio investigó la evolución temporal del efecto detectable por ecografía tras la aplicación de electrólisis percutánea en el tendón rotuliano de cadáveres, utilizando la herramienta cuantitativa UZ eDose. Los tres protocolos analizados mostraron comportamientos distintos: la Dosis A presentó un patrón más estable y predecible, con un aumento progresivo seguido de un retorno sostenido a los valores basales aproximadamente seis horas después del tratamiento. La Dosis B mostró una mayor variabilidad, pero también volvió a valores cercanos al nivel basal en un tiempo similar. En cambio, la Dosis C evidenció una respuesta más irregular, con picos más altos, mayor dispersión y ausencia de un retorno consistente a la línea basal en los tiempos de seguimiento más prolongados.

Las diferencias observadas entre los protocolos pueden atribuirse a las características específicas de cada aplicación de electrólisis percutánea. La Dosis A, basada en el protocolo clásico 3×3×3, provocó una respuesta más controlada y transitoria, probablemente debido a la brevedad de los impulsos y a su intensidad moderada, lo que tiende a inducir un efecto galvánico localizado y manejable. Desde un punto de vista fisiológico, esta respuesta concuerda con la literatura previa, que indica que las corrientes galvánicas de intensidad moderada pueden generar una reacción inflamatoria controlada que favorece la reparación tisular sin sobrecargar las estructuras circundantes⁽²⁻⁷⁾. La Dosis B, que combinó el protocolo estándar con un baño galvánico de baja intensidad (1 mA hasta 1.000 mJ), produjo una mayor variabilidad. Esto podría explicarse por un efecto acumulativo, en el que la inflamación inicial se amplifica debido a la formación adicional de gas y a las alteraciones del pH derivadas del baño de baja intensidad. A nivel químico, la electrólisis genera iones hidroxilo ($\text{OH}^{(-)}$) y gas hidrógeno (H_2) en el cátodo, y protones (H^+) y oxígeno (O_2) en el ánodo, lo que ocasiona cambios de pH y la formación de microburbujas gaseosas dentro del tejido⁽¹⁸⁾. Estas microburbujas son visibles mediante ecografía y constituyen un marcador directo del efecto electrolítico⁽⁷⁾; sin embargo, su acumulación excesiva puede interferir con el retorno a la línea de base y con la cuantificación del efecto. En el caso de la Dosis C, que consistió únicamente en un baño prolongado de alta dosis (14.000 mJ), se observó un patrón errático y la ausencia de retorno a los valores iniciales durante el periodo de observación. Esto podría reflejar una saturación tisular y una difusión extensa de los productos electroquímicos, lo que dificultaría su reabsorción y estabilización. Estudios previos han sugerido que, más allá de cierto umbral, el efecto electrolítico puede llegar a ser tan intenso que compromete la visibilidad ecográfica debido a la gasificación excesiva, especialmente cuando se combinan tiempos de aplicación prolongados con intensidades elevadas^(7,17). Este hallazgo refuerza la idea de que no solo la dosis total (mC), sino también la forma en que se administra (la interacción entre tiempo e intensidad) desempeñan un papel decisivo en la magnitud y el comportamiento de la respuesta tisular⁽⁸⁾. Además, algunos autores han reportado que el tiempo de aplicación, por sí solo, puede influir de manera significativa mientras la visibilidad ecográfica se mantiene adecuada, perdiendo relevancia cuando la formación excesiva de gas impide la evaluación⁽⁷⁾. Esto coincide con los resultados del presente trabajo, en el que la Dosis C parece haber superado dicho umbral, generando saturación tisular y pérdida de estabilidad de la señal cuantificable.

Hasta donde alcanza nuestro conocimiento, este es uno de los primeros estudios que monitorea de forma objetiva y cuantitativa la evolución temporal del efecto ecográfico inducido por electrólisis percutánea, empleando una herramienta específica como UZ eDose. Mientras que investigaciones previas habían ofrecido descripciones cualitativas o fisiológicas de la respuesta tisular, pocas se habían centrado en el comportamiento temporal del efecto ni en su modulación según distintos protocolos de dosis⁽²⁻⁷⁾. En un análisis reciente, la intensidad emergió como el parámetro más relevante para explicar la magnitud de la respuesta ecográfica, seguido del tiempo de aplicación, siempre que la visibilidad se mantuviera adecuada⁽⁷⁾. Nuestros resultados amplían estos hallazgos al mostrar que la persistencia temporal del efecto galvánico también varía en función del tipo de protocolo, no solo en magnitud, sino también en la dinámica de resolución. Esto concuerda con resultados experimentales previos en células, donde se observaron diferencias en marcadores biológicos (como IL-1 β o LDH) pese a aplicarse la misma carga eléctrica total, lo que sugiere que la intensidad y el tiempo no son variables intercambiables⁽⁸⁾. Nuestros datos apoyan, además, el concepto de un umbral de saturación, más allá del cual el efecto electrolítico se vuelve excesivo y persistente. En la Dosis C, esto podría explicar la falta de retorno a la línea de base durante el periodo de seguimiento. Este hallazgo resalta la importancia de personalizar los parámetros de electrólisis no solo según la intensidad y duración, sino también considerando su interacción y los efectos acumulativos a lo largo del tiempo. De forma significativa, estos puntos de saturación pueden dificultar la propia monitorización ecográfica, lo que subraya la necesidad de definir límites máximos de seguridad que garanticen una evaluación fiable^(7,17).

Mediante la integración de una cuantificación temporal y el uso de la herramienta UZ eDose para monitorizar el retorno a la línea de base, este estudio aporta una nueva perspectiva sobre el comportamiento de “lavado” (washout) del efecto electrolítico, un aspecto poco explorado en investigaciones previas. Esto podría tener implicaciones clínicas relevantes, tanto para guiar los intervalos entre sesiones de tratamiento como para ajustar las estrategias de dosificación. Comprender el tiempo aproximado de desaparición o retorno a la línea de base tras la electrólisis podría ser fundamental para optimizar la frecuencia de tratamiento y adaptar los protocolos a la respuesta individual de cada paciente. La herramienta UZ eDose podría, además, permitir la monitorización en tiempo real del efecto galvánico, facilitando la toma de decisiones personalizadas basadas en datos objetivos. Los principales puntos fuertes de este estudio incluyen el uso de una herramienta cuantitativa validada (UZ eDose) y un diseño experimental estandarizado en tejido cadavérico, lo que permitió un control preciso de los parámetros de aplicación y de las mediciones temporales. Asimismo, los resultados contribuyen a comprender el comportamiento del efecto gaseoso a distintos tipos de dosis, mostrando que este no es proporcional al producto de intensidad $\times$ tiempo ni a la energía eléctrica acumulada, sino que sugiere un comportamiento más complejo y no lineal, que aún no comprendemos por completo. No obstante, este trabajo presenta varias limitaciones que deben reconocerse, entre las que destacan la ausencia de réplicas experimentales por dosis y punto temporal, lo que impide realizar análisis inferenciales sólidos y limita la generalización de los resultados, ya que cada protocolo se aplicó únicamente una vez por intervalo, restringiendo la estimación de la variabilidad interna y confinando el análisis a un nivel descriptivo y exploratorio. Además, el modelo in vitro con tendón rotuliano cadavérico, si bien permite un alto control de los paráme-

tros de aplicación, no reproduce la complejidad de las respuestas biológicas in vivo, dado que mecanismos fisiológicos esenciales como la inflamación, el metabolismo celular o la perfusión tisular —fundamentales para los procesos regenerativos inducidos por la electrólisis— están ausentes en este contexto. Finalmente, la heterogeneidad post mortem del tejido y las posibles alteraciones derivadas de las condiciones de almacenamiento (temperatura, hidratación o presión) podrían haber influido en el comportamiento de la señal ecográfica y en la evolución del efecto galvánico observado. Futuras investigaciones deberían incluir un mayor número de muestras, evaluaciones repetidas y estudios con diferentes tipos de tejido e incluso modelos in vivo. Validar la herramienta UZ eDose para su uso clínico podría abrir nuevas vías hacia una monitorización individualizada y optimizada de las intervenciones basadas en la electrólisis. Asimismo, explorar la interacción entre los parámetros de aplicación (intensidad, duración, frecuencia de impulsos) y la persistencia de los cambios ecográficos detectables podría mejorar nuestra comprensión mecanicista de la técnica.

5. Conclusiones

Este estudio in vitro ofrece una descripción cuantitativa de la evolución temporal de los cambios visibles por ecografía inducidos por la electrólisis percutánea en el tendón rotuliano cadavérico. Entre los tres protocolos evaluados, las dosis A y B mostraron un retorno a valores próximos a la línea de base aproximadamente seis horas después del tratamiento, mientras que la dosis C presentó una mayor dispersión y careció de un patrón de estabilización consistente. Estos hallazgos sugieren que el perfil temporal de los efectos de la electrólisis depende de la estrategia de dosificación empleada. Aunque prometedores, los resultados deben interpretarse con cautela debido al tamaño muestral limitado, la ausencia de replicación y las restricciones inherentes a un modelo in vitro. Aun así, la herramienta UZ eDose resulta un recurso valioso para monitorizar y cuantificar los efectos ecográficos de la electrólisis percutánea. Una validación adicional y su aplicación clínica podrían contribuir al desarrollo de protocolos de electrólisis más personalizados y basados en la evidencia en la práctica musculoesquelética.

Referencias

1. Calderón-Díez L, Belón-Pérez P, Fernández-de-las-Peñas C, Sánchez-Sánchez JL. The Safety of Ultrasound-Guided Needle Approaches for Patellar Tendinopathy: A Theoretical Cadaveric Model. *J Funct Morphol Kinesiol*. 2025 Jun 3;10(2):208. doi: 10.3390/jfmk10020208
2. Rodríguez-Sanz J, Rodríguez-Rodríguez S, López-de-Celis C, Malo-Urriés M, Pérez-Amodio S, Pérez-Antoñanzas R, et al. Biological and Cellular Effects of Percutaneous Electrolysis: A Systematic Review. *Biomedicines*. 2024 Dec 1;12(12). doi: 10.3390/biomedicines12122818
3. Peñín-Franch A, García-Vidal JA, Martínez CM, Escolar-Reina P, Martínez-Ojeda RM, Gómez AI, et al. Galvanic current activates the NLRP3 inflammasome to promote type I collagen production in tendon. *Elife*. 2022;1–23. doi: 10.7554/eLife.73675.
4. Sánchez-sánchez JL, Calderón-díez L, Herrero-turrión J, Méndez-sánchez R, Arias-burúa JL, Fernández-de-las-peñas C. Changes in Gene Expression Associated with Collagen Regeneration and Remodeling of Extracellular Matrix after Percutaneous Electrolysis on Collagenase-Induced Achilles Tendinopa-

thy in an Experimental Animal Model: A Pilot Study. *J Clin Med*. 2020 Oct 1;9(10):1–17. doi: [10.3390/jcm9103316](https://doi.org/10.3390/jcm9103316).

5. Ramos-Barbero M, Pérez-Jiménez A, Serrano-Carmona S, Mokhtari K, Lupiáñez JA, Rufino-Palomares EE. The Efficacy of Intratissue Percutaneous Electrolysis (EPI®) and Nutritional Factors for the Treatment of Induced Tendinopathy in Wistar Rats: Hepatic Intermediary Metabolism Effects. *Int J Mol Sci*. 2024 Jul 1;25(13). doi: [10.3390/ijms25137315](https://doi.org/10.3390/ijms25137315).

6. Abat F, Valles SL, Gelber PE, Polidori F, Stitik TP, García-Herreros S, et al. [Molecular repair mechanisms using the Intratissue Percutaneous Electrolysis technique in patellar tendonitis]. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2014;58(4):201–5. doi: [10.1016/j.recot.2014.01.002](https://doi.org/10.1016/j.recot.2014.01.002).

7. Malo-Urriés M, Rodríguez-Sanz J, Borrella-Andrés S, Ríos-Asín I, Albarova-Corral I, López-de-Celis C. Quantitative Ultrasound Characterization of Intensity-Dependent Changes in Muscle Tissue During Percutaneous Electrolysis. *J Clin Med*. 2025 Jun 9;14(12):4064. doi: [10.3390/jcm14124064](https://doi.org/10.3390/jcm14124064)

8. Peñín-Franch A, García-Vidal JA, Gómez AI, Escolar-Reina P, Medina-Mirapeix F, Pelegrín P. The total electric charge and time of application of galvanic currents to macrophages can optimize the release of IL-1 β with low cell death. *Sci Rep*. 2024 Dec 1;14(1). doi: [10.1038/s41598-024-81848-3](https://doi.org/10.1038/s41598-024-81848-3).

9. Sánchez-González JL, Navarro-López V, Cañada-Sánchez P, Juárez-Vela R, Viñaspre-Hernández RR de, Varela-Rodríguez S. Efficacy of different intensities of percutaneous electrolysis for musculoskeletal pain: A systematic review and meta-analysis. *Front Med (Lausanne)*. 2023 Feb 2;10. doi: [10.3389/fmed.2023.1101447](https://doi.org/10.3389/fmed.2023.1101447)

10. Silva ACT da, Kamonseki DH, Azevedo LMV de, Araújo JN de, Magalhães GC, Oliveira VMA de. Effect of percutaneous electrolysis on pain and disability in individuals with tendinopathy: Systematic review and meta-analysis. *J Bodyw Mov Ther*. 2024 Oct 1;40:640–9. Doi: [10.1016/j.jbmt.2024.05.030](https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2024.05.030)

11. Ferreira MHL, Araujo GAS, De-La-Cruz-Torrez B. Effectiveness of Percutaneous Needle Electrolysis to Reduce Pain in Tendinopathies: A Systematic Review With Meta-Analysis. *J Sport Rehabil*. 2024 Jul 1;33(5):307–16. doi: [10.1123/jsr.2024-0009](https://doi.org/10.1123/jsr.2024-0009).

12. Doménech-García V, Pecos-Martín D, Blasco-Abadía J, Bellosta-López P, López-Royo MP. Placebo and nocebo effects of percutaneous needle electrolysis and dry-needling: an intra and inter-treatment sessions analysis of a three-arm randomized double-blinded controlled trial in patients with patellar tendinopathy. *Front Med (Lausanne)*. 2024;11. doi: [10.3389/fmed.2024.1381515](https://doi.org/10.3389/fmed.2024.1381515).

13. Carvajal, O; Alvarez, D; Medina, F; Minaya F. Effects of percutaneous needle electrolysis of the patellar tendon on local and contralateral temperature, measured with infrared thermography. *Rev Fisioter Invasiva*. 2016;1(1):18–25. <https://www.elsevier.es/es>

14. Abat F, Diesel WJ, Gelber PE, Polidori F, Monllau JC, Sanchez-Ibañez JM. Effectiveness of the Intratissue Percutaneous Electrolysis (EPI®) technique and isoinertial eccentric exercise in the treatment of patellar tendinopathy at two years follow-up. *Muscles Ligaments Tendons J* [Internet]. 2014 [cited 2022 Jun 26];4(2):188–93. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25332934/> PMID: [PMCID: PMC4187605](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25332934/)

15. Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Medina-Mirapeix F. Ultrasound-guided percutaneous needle electrolysis in chronic lateral epicondylitis: Short-term and long-term results. *Acupuncture in Medicine*. 2014;32(6):446–54. doi: [10.1136/acupmed-2014-010619](https://doi.org/10.1136/acupmed-2014-010619).

16. Albarova-Corral I, Segovia-Burillo J, Malo-Urriés M, Ríos-Asín I, Asín J, Castillo-Mateo J, et al. A New Quantitative Tool for the Ultrasonographic Assessment of Tendons: A Reliability and Validity Study on the Patellar Tendon. *Diagnostics*. 2024 Jun 1;14(11). doi: [10.3390/diagnostics14111067](https://doi.org/10.3390/diagnostics14111067).

17. Malo-Urriés M, Rodríguez-Sanz J, Borrella-Andrés S, Albarova-Corral I, Martínez-Zamorano JC, López-de-Celis C. Exploring Intensity-Dependent Echogenic Response to Percutaneous Electrolysis in Tendon Tissue: A Cadaveric Study. J Clin Med [Internet]. 2025 Jul 6 [cited 2025 Jul 28];14(13):4772. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40649146/> doi.org/10.3390/jcm14134772

18. Borrella-Andrés S, Malo-Urriés M, Pérez-Bellmunt A, Arias-Burúa JL, Rodríguez-Sanz J, Albarova-Corral MI, et al. Application of Percutaneous Needle Electrolysis Does Not Elicit Temperature Changes: An In Vitro Cadaveric Study. Int J Environ Res Public Health. 2022 Dec 1;19(23). doi: 10.3390/ijerph192315738.

Información editorial

✉ Correspondencia

jrodriguezs@uic.es

Fechas

Recibido: 18.09.2025

Aceptado: 19.10.2025

Publicado: xx.11.2025

Contribuciones de autoría

La conceptualización fue realizada por M.M.-U., J.R.-S. y S.B.-A.; la metodología por M.M.-U., J.R.-S. y S.B.-A.; el análisis formal por M.M.-U. y C.L.-d.-C.; la investigación por M.M.-U., J.R.-S., S.B.-A., I.R.-A., C.L.-d.-C. e I.A.-C.; la curación de datos por M.M.-U.; la redacción del borrador original por M.M.-U. y J.R.-S.; la redacción, revisión y edición por todos los autores; y la supervisión por M.M.-U. y J.R.-S. Todos los autores han leído y aprobado la versión publicada del manuscrito.

Declaración del Comité de Ética Institucional:

El estudio se realizó de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética Local de la Universitat Internacional de Catalunya con el número CBAS-2023-11 (Fecha: 27 de octubre de 2023).

Declaración de Consentimiento Informado:

Las muestras proceden de donantes anatómicos del laboratorio de anatomía de la Universitat Internacional de Catalunya (España). Los participantes en este estudio firmaron un consentimiento escrito para donar su cuerpo con fines de investigación.

Agradecimientos:

Los autores expresan su agradecimiento a los donantes de cuerpo que hacen posible el estudio de la anatomía.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos brutos en los que se basan los resultados del estudio se podrán obtener tras solicitud al autor de correspondencia.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Cita sugerida

Malo-Urriés M, Rodríguez-Sanz J, Borrella-Andrés S, Albarova-Corral I, Ríos-Asín I, López-de-Celis C. Cuantificación de la resolución temporal de los cambios ecográficos inducidos por gas tras la electrólisis percutánea en tejido tendinoso. Estudio cadavérico. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e17. doi: 10.63360/ipmm.v1.e17

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

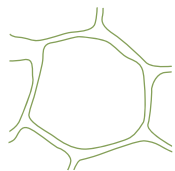
Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).



doi: 10.63360/ipmm.v1.e21

Estudio observacional transversal

Análisis, uso y aplicación de la electrolisis percutánea ecoguiada: estudio transversal

Diego Aznar¹   0009-0006-1655-6857

Laura A. de la Cueva²  0009-0006-3017-3537

¹Fisioterapia Zaragoza, 50018 Zaragoza, España.

²Hospital Universitario San Jorge, 22004 Huesca, España.

RESUMEN

Objetivo: Analizar la aplicación clínica de la electrolisis percutánea (EP) entre fisioterapeutas, evaluando su frecuencia de uso, efectos adversos, criterios de aplicación, parámetros técnicos y la percepción de su efectividad.

Material y métodos: Estudio transversal descriptivo mediante una encuesta online anónima dirigida a fisioterapeutas con formación en EP. Se recopilaban datos demográficos, de práctica clínica y de seguridad, mediante preguntas cerradas y abiertas. Se utilizó estadística descriptiva con análisis de frecuencias y medidas de tendencia central.

Resultados: Participaron 49 fisioterapeutas, con una edad media de $32,9 \pm 8,4$ años. El 69,4% contaba con más de 60 horas de formación en EP y el 95,8% utilizaba el control ecográfico. Los efectos adversos más frecuentes fueron el dolor durante la aplicación (45,8%) y los hematomas leves (10,2%). El 36,7% de los fisioterapeutas entrevistados informaron haber provocado un síncope vasovagal en alguna ocasión. El 87,5% aplicaba intensidades de 1–3 mA, con tiempos de 1–3 segundos. El 91,7% combinaba EP con otras técnicas invasivas o ejercicio terapéutico. La mayoría consideró que la EP es más efectiva que otros tratamientos no invasivos para la reducción del dolor, la mejora funcional y los cambios estructurales.

Discusión: En la práctica clínica se observa una alta homogeneidad en los criterios de aplicación, aunque la muestra está influida por la metodología formativa y por la baja representación de la muestra inicialmente calculada. Se hace hincapié en la necesidad de establecer protocolos más estandarizados.

Conclusiones: La EP es percibida como segura, eficaz en la muestra estudiada y es usada habitualmente en combinación con otras terapias tanto invasivas como no invasivas. Los resultados apoyan su uso y seguridad, aunque se requieren estudios con muestras más amplias, ya que la ausencia de una muestra representativa limita la extrapolación de los resultados mostrados.

Palabras clave: electrolisis percutánea ecoguiada, fisioterapia invasiva, encuesta nacional, práctica clínica, efectividad, seguridad.

1. Introducción

La electrolisis percutánea (EP) consiste en aplicar una corriente galvánica a través de una aguja sólida, lo que genera una reacción electroquímica local capaz de inducir un entorno biológico favorable a la reparación tisular. La carga eléctrica administrada provoca cambios inmediatos en el microentorno celular, incluyendo alteraciones del pH, la formación de productos catódicos y una respuesta inflamatoria controlada que estimula procesos de degradación y la posterior reorganización del tejido lesionado. Este estímulo eléctrico se ha asociado a la activación de mediadores inflamatorios y a la modulación de la matriz extracelular, promoviendo la síntesis y alineación de fibras de colágeno durante las fases iniciales de regeneración. En conjunto, estos mecanismos ofrecen un marco fisiopatológico plausible que podría explicar los resultados clínicos observados en las tendinopatías crónicas y otras alteraciones del tejido blando. Se realiza frecuentemente ecoguiada para una localización precisa del tejido diana y evitar efectos adversos⁽¹⁾.

La EP se utiliza principalmente en el tratamiento de afecciones tendinosas, musculares, ligamentosas y bursales, aunque también nerviosas⁽¹⁻⁴⁾. Su mecanismo de acción se basa en aplicar una corriente galvánica a través de la aguja, sin administrar sustancias exógenas. Este estímulo eléctrico genera una respuesta inflamatoria local no térmica, lo que conlleva un aumento de la actividad celular y facilita la reparación de la zona afectada⁽¹⁻⁶⁾.

A pesar del creciente uso de la técnica en la práctica clínica, el consenso sobre su seguridad, efectividad y parámetros de aplicación sigue siendo limitado debido a la heterogeneidad de los estudios publicados⁽²⁾. En estos estudios se han reportado efectos adversos leves y transitorios, como hematomas, dolor postratamiento y respuestas vasovagales, aunque hay pocas publicaciones que hayan registrado la frecuencia de estos eventos en un contexto clínico real. Además, se ha identificado una inconsistencia en la notificación de los efectos adversos relacionados con la EP, ya que en muchos estudios de intervención estos eventos no se mencionan, y en aquellos que sí lo hacen, suelen describirse efectos leves no específicos de la técnica, sino del propio procedimiento invasivo.

Asimismo, en el uso de la EP se observa variabilidad en la selección del tejido diana, la frecuencia de administración, los parámetros utilizados y la combinación con otras terapias. Además, la mayor parte de los estudios disponibles han centrado su estudio en la aplicación de la EP en el tendón, siendo esta la estructura más ampliamente investigada⁽⁷⁻¹¹⁾.

En este contexto, este estudio tiene como objetivo analizar la práctica clínica de la EP entre fisioterapeutas, explorando la frecuencia de uso, los criterios para la selección del tejido diana, los parámetros de aplicación, la percepción de eficacia y la frecuencia de efectos adversos (tanto aquellos relativos al hecho de ser una técnica invasiva, como a aquellos específicos de la EP). Para ello, se ha realizado una encuesta online dirigida a fisioterapeutas con experiencia en la aplicación de la EP. Los resultados permitirán conocer el estado actual de su uso clínico, identificar patrones de aplicación y posibles áreas de mejora, así como determinar el porcentaje de procedimientos realizados con guía ecográfica de la muestra estudiada, contribuyendo así a la optimización y la seguridad de esta técnica en la fisioterapia musculoesquelética^(7-10,12).

2. Materiales y Métodos

2.1 Diseño del Estudio

Se llevó a cabo un estudio transversal descriptivo basado en una encuesta online en español, siguiendo las recomendaciones de la lista de verificación CHERRIES para encuestas en línea. El objetivo del estudio fue conocer el estado actual de uso clínico de la EP, su seguridad y los efectos adversos asociados, además de identificar patrones de aplicación, posibles áreas de mejora y el porcentaje de procedimientos realizados con guía ecográfica, con el fin de contribuir a la optimización y seguridad de esta técnica en el ámbito de la fisioterapia musculoesquelética⁽¹³⁾.

El protocolo del estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad San Pablo CEU (aprobación otorgada el 6 de mayo de 2025, código 1001-25 TFM) y la encuesta fue completamente anónima. Se proporcionó información detallada sobre la duración estimada de la encuesta (aproximadamente 7 minutos), los procedimientos de almacenamiento de datos, la identificación de los investigadores y los fines del estudio. Solo el investigador principal tuvo acceso a la clave de seguridad utilizada para proteger los datos recopilados y no se recogió ninguna información que pudiera identificar a los participantes. Únicamente se recopilaban datos relacionados con la práctica clínica de la EP, incluyendo la formación del participante, los años de experiencia, los criterios de aplicación y la percepción sobre la seguridad de la técnica. Asimismo, se recogieron datos demográficos básicos, como la edad y el sexo. No se solicitaron datos personales identificativos, lo que garantizó el anonimato y la confidencialidad de los datos. Los participantes no recibieron ningún tipo de beneficio ni compensación por su participación.

2.2 Tamaño muestral, estudio de la población y criterios de inclusión

La muestra estuvo compuesta por fisioterapeutas que utilizaban EP en su práctica clínica. Criterios de inclusión: 1) Ser fisioterapeuta titulado, 2) Haber recibido formación en el uso de la EP, 3) Estar en ejercicio profesional en el momento de responder a la encuesta, ya sea en el ámbito público o privado, y 4) Aceptar participar voluntariamente tras haber leído la información del estudio. Criterios de exclusión: 1) No haber completado la encuesta totalmente o 2) Haber proporcionado respuestas inconsistentes o inválidas.

Para determinar el tamaño de la muestra, se utilizó la fórmula $n = t^2 \times p \times q / d^2$, donde t^2 representa el valor crítico de la distribución normal estándar, p la proporción de individuos que cumplen los criterios de inclusión, q la proporción de individuos que no los cumplen, y d^2 el margen de error al cuadrado. Se asumió un nivel de confianza del 95% ($t = 1.96$), una máxima variabilidad poblacional ($p = 0.5$, $q = 0.5$) y un margen de error del 5% ($d = 0.05$), lo que resultó en una muestra mínima estimada de 382 encuestas completadas correctamente. No se estableció un número mínimo de horas de formación en ecografía musculoesquelética ni se recogió el nivel de competencia ecográfica de los participantes, lo que constituye una limitación del estudio.

La encuesta se distribuyó del 6 de mayo al 9 de junio de 2025. Los participantes fueron contactados mediante distintos canales: 1) por correo electrónico a los contactos de la base de datos de la clínica MVclinic y 2) por correo electrónico del investigador principal con asociaciones de fisioterapeutas profesionales. *Tabla S1: Fisioterapeutas colegiados por año y sexo.*

2.3 Elaboración de la Encuesta

La encuesta se desarrolló en dos fases. En la primera fase se elaboró una versión preliminar basada en estudios previos sobre técnicas invasivas en fisioterapia, la cual fue modificada tras una revisión crítica. Posteriormente, se distribuyó una versión final a través de Microsoft Forms, tras un piloto con 15 fisioterapeutas.

La encuesta final constó de seis secciones distribuidas en páginas separadas. La primera sección ofrecía una explicación del estudio, de los datos demográficos, de la experiencia y de la formación. La segunda recogía datos sobre la frecuencia de los efectos adversos relacionados con el dolor mediante una escala Likert basada en rangos porcentuales: Nunca (0%), Rara vez (<10%), A veces (10–30%), A menudo (30–60%) y Frecuentemente (>60%), y la tercera evaluaba la frecuencia de los efectos adversos relacionados con la EP. La cuarta sección incluía preguntas sobre el uso clínico de la EP, la quinta abordaba los parámetros técnicos de aplicación y la sexta, los resultados clínicos y la percepción del tratamiento.

2.4 Contenido de la encuesta

La encuesta incluyó: 1) Explicación y tratamiento de datos (propósito del estudio y confidencialidad de los datos recogidos); 2) Datos demográficos y profesionales (edad, género, país, experiencia profesional, formación en EP, frecuencia de uso clínico, metodología, experiencia de uso); 3) Frecuencia de efectos adversos, tanto relacionados con el dolor (durante la aplicación, post-punción, empeoramiento de síntomas, interrupción por dolor), como con la aplicación de EP (sangrado, hematoma, punción nerviosa o visceral, mioedema, reacciones vasovagales, infecciones o alérgicas); 4) Uso clínico de la EP (tejidos tratados, criterios de selección del tejido diana, uso de ecografía, combinación con otras terapias); 5) Parámetros de aplicación (intensidad, duración del estímulo, impactos, sistema de dosificación, frecuencia y número de sesiones, mejoría clínica, cambio estructural) Y 6) Resultados clínicos y percepción del tratamiento (efectividad percibida, razones de abandono, resultados, interacciones, comparación con otras técnicas).

2.5 Procedimiento de Recogida de Datos

La encuesta se distribuyó por correo electrónico, redes sociales y asociaciones profesionales de fisioterapia en España. La participación fue completamente voluntaria y se garantizó la confidencialidad de los datos. El tiempo estimado de respuesta fue de entre 7 y 10 minutos.

2.6 Análisis Estadístico

Los datos fueron recogidos mediante Microsoft Forms e importados en el software estadístico SPSS v.21 para su análisis. Se aplicó estadística descriptiva para resumir los datos, utilizando frecuencias y porcentajes para variables categóricas y medias con desviaciones estándar para variables continuas, con un intervalo de confianza del 95%. Se realizaron análisis descriptivos para cada ítem de la encuesta y los datos se analizaron tanto de forma global como por subgrupos (horas de formación, años de experiencia clínica, porcentaje de pacientes tratados con EP y dedicación semanal). Para evaluar diferencias entre subgrupos se utilizaron pruebas de chi-cuadrado. El nivel de significación estadística se estableció en $p < 0,05$ para todas las pruebas realizadas.

3. Resultados

3.1 Descripción de la muestra

Se analizaron variables agrupadas en seis bloques: características sociodemográficas, formación específica en EP, efectos adversos relacionados con el dolor y la EP, uso clínico de la técnica, parámetros técnicos de aplicación y percepción de los resultados obtenidos. La mayoría de las variables fueron categóricas (nominales u ordinales) y se recogieron mediante preguntas de opción única o múltiple. También se incluyeron algunas variables abiertas, como el número de síncope vasovagales provocados y los criterios para ajustar la frecuencia de las sesiones. Solo la edad se recogió como variable continua. Esta estructura permitió realizar un análisis descriptivo detallado y coherente con los objetivos planteados. Tras la recogida de datos, se registró un total de 49 respuestas completas del cuestionario. Se desconoce el número total de FT que vieron el cuestionario o las pérdidas de continuidad de la encuesta debido al método de recogida de datos, ya que el método utilizado no rastreaba ni registraba el alcance ni la participación concretos de la invitación.

3.2 Sección 1

Analizando la recogida de los datos demográficos, la edad media de los participantes fue de $32,9 \pm 8,4$ años. En cuanto al género, se registró un 73,5% de hombres y un 24,5% de mujeres. La mayoría de los participantes procedía de España (85,7%), seguida por Portugal (6,1%) y Suiza (4,1%). Todos los encuestados eran fisioterapeutas, conforme a los criterios de inclusión.

Resumiendo, la formación recibida y la experiencia clínica en EP, el 39,5% informó tener entre 1 y 5 años de experiencia, el 27% menos de 1 año, el 18,7% entre 5 y 10 años, y el 14,5% más de 10 años (Tabla 1). El 75,5% había recibido formación presencial y el 24,49% tanto presencial como online (Tabla 1). La mayoría de los participantes se habían formado en MVClinic (82%) como formación única o en combinación, seguida de combinaciones múltiples que incluían EPI (43%), EPTE (24%) y MEP (8%).

En cuanto a la duración de la formación y la frecuencia de uso clínico, el 69,39% había realizado más de 60 horas de formación, el 24,49% entre 30 y 60 horas, y un pequeño porcentaje, menos de 30 horas (4,08%). Un 2% indicó no contar con formación específica en EP, lo que le impidió completar el cuestionario debido a los criterios de inclusión (Tabla 1). El 41,67% de los fisioterapeutas utiliza la EP varios días a la semana, el 31,25% a diario y el 27,08% solo ocasionalmente (una vez por semana o menos). *Tabla S2: Frecuencia de uso de EP.* Tabla 1.

Tabla 1. Datos demográficos y profesionales

Años de experiencia en EP	
Años	Frecuencia
Entre 1 y 5 años	39,58%
Entre 5 y 10 años	18,75%
Más de 10 años.	14,58%
Menos de 1 año.	27,08%
Tipo de formación	
Formación	Frecuencia
Ambas	24,49%
Presencial	75,51%
Formación específica en EP	
Formación	Frecuencia
Entre 30 y 60 horas	24,49%
Más de 60 horas.	69,39%
Menos de 30 horas.	4,08%
No tengo formación específica en electrolisis	2,04%

3.3 Sección 2

Los resultados de la encuesta muestran que el 45,83% de los fisioterapeutas reportaron que sus pacientes experimentaron dolor durante la aplicación de la EP, destacando que lo experimentan muy frecuentemente (más del 80% de los tratamientos) seguidos por un 22,92% que lo observan a menudo (60–80% de los tratamientos), otro 22,92% que lo detectan ocasionalmente (30–60% de los tratamientos), un 6,25% que lo reportan casi nunca (menos del 30% de los tratamientos) y un 2% que nunca se produce (Tabla 2).

Respecto al dolor pospunción, el 37,50% de los encuestados lo observa a veces, el 33,33% casi nunca, el 14,58% a menudo, el 8,3% frecuentemente y el 6,2% nunca. *Tabla S3. Dolor pospunción.* En cuanto a la duración del dolor pospunción, el 73,5% indicó que suele durar entre 24 y 72 horas, y el 24,5% que se resuelve en menos de 24 horas. *Tabla S3. Dolor pospunción.*

El empeoramiento de los síntomas tras la intervención se produce “casi nunca” según el 54,1% de los participantes, “nunca” según el 31,2%, “a veces” según el 12,5% y “a menudo” según el 2% (Tabla 2). Respecto a la interrupción del tratamiento por intolerancia al dolor, el 54,1% indicó que “casi nunca” ha tenido que suspenderlo, el 39,5% que “nunca”, el 4,1% que “a veces” y el 2% que “a menudo” (Tabla 2). Tabla 2.

Tabla 2. Frecuencia de efectos adversos

Interrupción del tratamiento por intolerancia	
Likert	Frecuencia
A menudo (60% a 80%).	2,08%
A veces (30% a 60%).	4,17%
Casi nunca (menos del 30%).	54,17%
Nunca (0%).	39,58%
Empeoramiento de síntomas	
Likert	Frecuencia
A menudo (60% a 80%).	2,08%
A veces (30% a 60%).	12,50%
Casi nunca (menos del 30%).	54,17%
Nunca (0%).	31,25%
Dolor durante la aplicación	
Likert	Frecuencia
A menudo (60% a 80%).	22,92%
A veces (30% a 60%).	22,92%
Casi nunca (menos del 30%).	6,25%
Frecuentemente (más del 80%).	45,83%
Nunca (0%).	2,08%
Reacciones vegetativas leves	
Likert	Frecuencia
A menudo (60% a 80%).	14,58%
A veces (30% a 60%).	20,83%
Casi nunca (menos del 30%).	47,92%
Frecuentemente (más del 80%).	4,17%
Nunca (0%).	12,50%

3.4 Sección 3

En relación con los efectos adversos observados durante la práctica clínica de la EP, el 70,83% de los fisioterapeutas indicó que el sangrado ocurre “*casi nunca*”, el 18,7% “*nunca*” y el 10,4% “*a veces*”. Para el hematoma, el 70,8% lo observa “*casi nunca*”, el 18,75% “*nunca*” y el 10,43% “*a veces*”.

La punción accidental de un nervio fue reportada como “*nunca*” por el 70,8% de los participantes y “*casi nunca*” por el 18,75% y el 10,43% “*a veces*”. El mioedema “*nunca*” se observó en el 70,8% de los casos, “*casi nunca*” en el 18,75% y “*a veces*” en el 10,42%.

Respecto a las reacciones vegetativas leves como sudoración o palidez, el 47,9% señaló que ocurren “*casi nunca*”, el 20,8% “*a veces*”, el 14,5% “*a menudo*”, el 12,5% “*nunca*” y el 4,1% “*frecuentemente*” (Tabla 2). El 45,84% de los fisioterapeutas indicó haber observado algún síncope vasovagal en sus pacientes, mientras que el 54,16% respondió que nunca lo había observado. Entre quienes respondieron afirmativamente, el número medio de síncope observados fue de 2,7 a lo largo de su trayectoria profesional, con un rango de 1 a 10 casos (Tabla 3). Solo se reportó un caso de efectos adversos por reacción alérgica. Tabla 3.

Tabla 3. Síndromes vasovagales según años de experiencia

Años de experiencia en EP	Sin síndrome vasovagal	Con síndrome vasovagal	Casos (n)
Menos de 1 año	2,08%	25,00%	1
Entre 1 y 5 años	27,08%	10,42%	6
Entre 5 y 10 años	10,42%	10,42%	19
Más de 10 años.	14,58%	14,58%	22
Total general	54,16%	45,84%	48

3.5 Sección 4

Respecto a los tejidos tratados con EP, los más comunes fueron el tendón (96%), seguidos del músculo (84%), interfases (80%), ligamentos (73%), septos (59%), fascias (43%) y otros tejidos (18%) (Tabla 4).

En cuanto al uso de la ecografía para guiar la intervención, el 93,9% la utiliza siempre y el 4,1% con frecuencia. Entre quienes la utilizan, el 89,8% indicó que la usa en todos los procedimientos y el 8% señaló que hay casos en los que prefiere no usarla. Respecto a los criterios empleados para determinar el tejido diana, el 93,9% indicó que se basa en hallazgos clínicos y ecográficos combinados, mientras que el 4,1% se apoya exclusivamente en hallazgos ecográficos.

El 89,8% de los fisioterapeutas indicó que combina la EP con otras técnicas invasivas y el mismo porcentaje afirmó que la combina con técnicas no invasivas. Respecto a la combinación con otras técnicas de fisioterapia invasiva, las más frecuentes fueron la neuromodulación (84%) y la punción seca (53%), presentes conjuntamente en muchos casos. Algunos optaron por otras formas de electroterapia (37%) o integraron las tres técnicas mencionadas (Tabla 4). La electroterapia por sí sola y otras combinaciones menores también fueron reportadas, como en el caso de las microcorrientes. En relación con las técnicas no invasivas, el ejercicio terapéutico fue la más empleada, con un 86%; le siguió el uso de diferentes tipos de radiofrecuencia (47%), ondas de choque (14%), terapia manual (12%) y láser (10%), así como combinaciones de todas estas técnicas (Tabla 4).

Tabla 4. Intervenciones combinadas y tejidos diana

Combinación con técnicas invasivas	
Técnicas	Frecuencia
Neuromodulación	84%
Punción seca	53%
Otras formas de electroterapia	37%
Microcorrientes	2%
Punción seca	53%
Tejidos más tratados	
Tejido	Frecuencia
Tendones	96%
Ligamentos	73%
Músculos	84%
Interfases	80%
Septos	59%
Fascias	43%

Combinación con técnicas no invasivas

Técnicas	Frecuencia
Ejercicio	86%
Terapia manual	12%
Radiofrecuencia	47%
Láser	10%
Ondas de choque	14%

3.6 Sección 5

En relación con los parámetros técnicos de aplicación de la EP, el 85,7% de los fisioterapeutas refirieron utilizar intensidades entre 1 y 3 mA, el 10,4% intensidades menores a 1 mA y el 2% intensidades entre 4 y 6 mA (Tabla 5). Respecto a la duración del estímulo eléctrico, el 70,8% señaló emplear entre 1 y 3 segundos, el 18,7% más de 60 segundos, el 8,3% entre 4 y 10 segundos y el 2% entre 11 y 60 segundos (Tabla 5). En cuanto al número de impactos por sesión, el 66,6% aplica entre 1 y 3 impactos, el 20,8% entre 4 y 6, el 6,2% entre 6 y 8, y el 6% indica valores distintos (Tabla 5). Sobre el sistema de dosificación, el 87,8% indicó utilizar mA o μ A como referencia, el 6,1% julios, el 2% culombios y el 2% otros parámetros. El 94% de los fisioterapeutas pauta entre 1 y 4 sesiones por proceso patológico, mientras que el 6% pauta entre 5 y 10.

En relación con los criterios utilizados para seleccionar los parámetros técnicos de aplicación, el 100% de los fisioterapeutas encuestados refirieron emplear algún criterio clínico o técnico específico. El 30,6% señaló que se guía únicamente por protocolos definidos, un 4,1% se basa exclusivamente en la tolerancia al dolor del paciente y un 10,2% en la situación clínica del tejido (fase aguda, subaguda o crónica). Las combinaciones múltiples fueron comunes.

En relación con la determinación de la frecuencia de las sesiones, la mayoría de los participantes indicó que esta se basa en la evolución clínica del paciente, en protocolos preestablecidos, en el tipo de tejido tratado, en el tipo de patología, en la fase de la lesión y en la respuesta al tratamiento previo, aunque las respuestas fueron abiertas y heterogéneas. Finalmente, en relación con el tiempo de mejoría clínica, el 46,9% indicó que ocurre entre 24 y 72 horas, el 34,7% entre 3 y 7 días, el 6,1% de forma inmediata, otro 6,1% después de más de una semana, y el 4% proporcionó respuestas abiertas. Respecto al cambio estructural ecográfico, el 38,8% indicó que se observa a medio plazo (1–3 meses), el 28,6% a largo plazo (>3 meses), el 18,4% a corto plazo (<1 mes), y el 12,2% no ha observado cambios estructurales. Tabla 5.

Tabla 5. Parámetros más usados

Impactos más usados	
Impactos	Frecuencia
1-3 impactos	66,67%
3-5 impactos	2,08%
4-6 impactos	20,83%
6-8 impactos	6,25%
Depende del tejido diana	2,08%
Sin impactos, corriente mantenida	2,08%
Total general	100,00%

Intensidad más usada	
Intensidad	Frecuencia
< 1 mA	10,42%
1-3 mA	87,50%
4-6 mA	2,08%
Total general	100,00%
Duración del estímulo más usada	
Segundos	Frecuencia
>60 s	18,75%
11-60 s	2,08%
1-3 s	70,83%
4-10 s	8,33%
Total general	100,00%

3.7 Sección 6

En relación con aspectos que los fisioterapeutas consideran más importantes para obtener un resultado positivo en la aplicación de EP, las respuestas fueron diferentes y, en la mayoría de los casos, combinadas. El 71% de las elecciones incluye factores relacionados con el procedimiento, el 67% incluye el estado del tejido tratado y el 61% la combinación con otras terapias, así como, en menor medida, algunas respuestas libres como la calidad de la respuesta del propio paciente (Tabla 6).

Respecto a los motivos más frecuentes de abandono del tratamiento, el 41,67% de los participantes identificó el miedo a las agujas como la principal razón. Un 33,33% mencionó la intolerancia al dolor durante la intervención, mientras que un 22,83% lo atribuyó al empeoramiento de los síntomas o a la falta de percepción de mejoría. Solo el 2% mencionó las reacciones adversas como motivo.

En cuanto a los resultados observados con mayor frecuencia tras la intervención, el 82% indicó reducción del dolor, el 76% mejoría funcional, el 16% inflamación transitoria y el 2% no observó cambios (Tabla 6). Respecto al empeoramiento de los síntomas por interacción con condiciones médicas, el 20% señaló complicaciones por enfermedades metabólicas, el 20% por enfermedades sistémicas, el 18% por trastornos psicológicos, otro 14% por dolor crónico, un 14% por interacciones con medicación y un 2% por otras causas.

Por último, en comparación con los tratamientos no invasivos, el 58,3% consideró la EP mucho más efectiva para la reducción del dolor, el 31,2% algo más efectiva y el 10,4% la consideró similar (Tabla 6). Para la mejora funcional, el 52% indicó que la EP es mucho más efectiva, el 37,5% que es algo más efectiva, el 8,3% que es similar y el 2% que es menos efectiva (Tabla 6). En cuanto a los cambios estructurales, el 62,5% indicó que la EP es mucho más efectiva, el 29,1% la consideró similar y el 8,3% la consideró algo más efectiva (Tabla 6). Tabla 6.

Tabla 6. Resultados clínicos y percepción del tratamiento

Criterios para un resultado positivo	
Criterios	Frecuencia
Factores relacionados con el procedimiento	71%
Estado del tejido tratado	67%
Combinación con otras terapias	61%
Resultados observados	
Resultados	Frecuencia
Reducción del dolor	82%
Inflamación transitoria	16%
Mejoría funcional	76%
No observo cambios	2%
Efectividad para producir cambios estructurales	
Efectividad	Frecuencia
Algo más efectiva	8,33%
Mucho más efectiva	62,50%
Similar	29,17%
Efectividad para reducir el dolor	
Efectividad	Frecuencia
Algo más efectiva	31,25%
Mucho más efectiva	58,33%
Similar	10,42%
Efectividad para mejorar la funcionalidad	
Efectividad	Frecuencia
Algo más efectiva	37,50%
Menos efectiva	2,08%
Mucho más efectiva	52,08%
Similar	8,33%

4. Discusión

4.1. Formación y perfil profesional

La interpretación de los resultados muestra que los fisioterapeutas encuestados presentan un perfil relativamente joven ($32,9 \pm 8,4$ años), mayoritariamente del sexo masculino (73,5%) y con una alta concentración de formación en MVClinic (82%). Este dato, más que reflejar una tendencia generalizada en la formación en EP, debe considerarse una posible fuente de sesgo, ya que el presente estudio se difundió principalmente a través de redes asociadas a dicha institución, lo que podría haber condicionado el perfil de los participantes. Por tanto, la elevada concentración de participantes formados en una misma institución no permite considerar la muestra como representativa de todos los fisioterapeutas que utilizan EP, sino más bien como un subconjunto con una base formativa común, de forma que constituye una de las principales limitaciones del estudio y condiciona de manera relevante la interpretación de la aparente homogeneidad observada en los parámetros de aplicación y criterios clínicos. La mayoría de

los encuestados tienen una experiencia clínica de entre 1 y 5 años en el uso de EP, y el 69,4% cuenta con más de 60 horas de formación específica. La distribución de años de experiencia en EP muestra que la mayoría de los participantes se encuentran en etapas iniciales de su recorrido profesional (66,5% con ≤ 5 años de experiencia), mientras que menos del 15% supera los 10 años de experiencia. Este perfil, relativamente joven y con experiencia limitada, puede condicionar la capacidad para identificar efectos adversos poco frecuentes o de aparición tardía, y debe tenerse en cuenta al interpretar los datos de seguridad y de efectividad percibida. Aunque exista una diferencia entre la experiencia profesional, estudios descriptivos recientes señalan que la mayoría de los fisioterapeutas que emplean técnicas invasivas como la PS cuentan con formación específica de posgrado y con varios años de experiencia profesional^(12,14,15).

Además, un resultado importante fue que el 75,5% de los participantes había recibido formación exclusivamente presencial, mientras que solo el 24,5% había recibido formación híbrida. Esto podría tener implicaciones en la transmisión de competencias prácticas, motivo por el cual es probable que para que haya un manejo seguro y eficaz de la EP, se requieran habilidades de localización anatómica y dominio de la técnica, que se adquieren principalmente de manera presencial y supervisada^(12,15,16). Coincidiendo con otros estudios, se refuerza la necesidad de que los programas presenciales incluyan componentes técnicos, así como aspectos de razonamiento clínico y seguridad⁽¹⁴⁾.

En este sentido, cabe señalar que, si bien los criterios de inclusión exigían formación en EP, un 2% de los participantes indicó no contar con formación específica. Estos sucesos en las encuestas abiertas, ya documentados en otros estudios transversales, plantean que los profesionales que acceden al cuestionario sin cumplir estrictamente los criterios establecidos no pueden considerarse una muestra válida, lo que refuerza la necesidad de implementar filtros automáticos en las plataformas de recogida de datos⁽¹⁷⁾.

4.2. Efectos adversos relacionados con el dolor

En cuanto a los efectos adversos relacionados con el dolor, los fisioterapeutas refirieron que sus pacientes experimentan dolor durante la punción de forma frecuente o muy frecuente en el 44,9% de los casos. Este resultado es coherente, ya que el procedimiento habitual es doloroso debido a la inserción de una aguja. Esta frecuencia se asemeja a lo reportado en estudios de punción seca, en los que el dolor durante la intervención fue uno de los eventos más frecuentes⁽¹⁸⁾. Asimismo, el 73,5% de los fisioterapeutas respondió que el dolor pospunción duraba entre 24 y 72 horas, datos similares a los reportados en la literatura previa sobre técnicas invasivas y su efecto inflamatorio⁽¹⁸⁾.

Respecto al empeoramiento de los síntomas tras la sesión, un 54,1% indicó que no había ocurrido nunca o casi nunca, y el 54,1% de los encuestados señaló no haber tenido que interrumpir un tratamiento por intolerancia al dolor alguna vez en su carrera. Por contra, sólo un 2% lo había hecho a veces o a menudo. Estos datos pueden entenderse dentro de la seguridad de la técnica y de la respuesta esperable ante un procedimiento que combina daño controlado y estímulo galvánico. Cabe destacar que una proporción significativa de estos efectos puede deberse a la activación del sistema nervioso autónomo y a fenómenos neurovegetativos relacionados con el dolor y el estrés agudo, como se ha descrito previamente en estudios sobre EP y punción

seca^(5,12,19). Este tipo de respuesta, aunque potencialmente alarmante para el paciente, no suele indicar un evento clínicamente relevante si se resuelve en poco tiempo y no genera secuelas.

4.3. Efectos adversos asociados a la punción y a la EP

En relación con los efectos adversos específicos de la técnica y del proceso de punción, la interpretación de este estudio muestra que los efectos adversos, como el sangrado y el hematoma, son poco frecuentes, aunque relativamente comunes. Estos datos coinciden con otros procedimientos invasivos, que consideran estos efectos como menores y autolimitados, especialmente cuando se utilizan agujas finas y se respetan criterios de asepsia y control ecográfico^(20,21). El 36,7% de los encuestados indicó haber sufrido algún síncope vasovagal a lo largo de su vida laboral, con una media de 2,7 episodios por profesional. Aunque se trata de un porcentaje destacable por su prevalencia, hay que tener en cuenta que el dato analizado es a lo largo de toda una vida laboral, de forma similar a lo documentado en otras técnicas invasivas^(14,17) y por tanto un mayor número de eventos en profesionales con más años de experiencia solo es indicativo de un mayor número de casos acumulados por el mayor número de años de práctica profesional, aunque pudiera preverse que el número de casos realmente disminuya conforme aumente la experiencia laboral. Sin embargo, este aspecto no fue recogido en los cuestionarios y futuros estudios podrían considerarlo. La aparición del síncope vasovagal está relacionada con factores emocionales, hipersensibilidad al dolor o estimulación vagal asociada o no a la provocación de dolor. Es importante que estos eventos se informen en el consentimiento informado y que se adopten medidas preventivas durante la práctica^(22,23).

En relación con efectos adversos graves, como infecciones, quemaduras o reacciones alérgicas, solo se registró un caso de reacción alérgica, lo que se encuentra muy por debajo de las tasas reportadas para procedimientos invasivos no estériles en otras disciplinas, como la acupuntura o la punción seca⁽¹⁹⁾.

4.4. Criterios de aplicación y combinación con otras terapias

Los fisioterapeutas encuestados aplican la EP principalmente en tendones, pero también en músculos, interfases y ligamentos, lo que refleja una expansión del uso más allá del abordaje tendinoso clásico. En este sentido, los hallazgos son coherentes con datos de la literatura similares, donde se destaca la progresiva diversificación de dianas terapéuticas y la reciente evolución de los diferentes tejidos tratados mediante la corriente galvánica, siempre que exista una justificación funcional y estructural basada en hallazgos clínicos y ecográficos, como refirió el 93,9% de los participantes de la muestra^(16,22).

Respecto a la combinación con otras técnicas, el 89,8% de los encuestados integra la EP con técnicas invasivas como neuromodulación, punción seca o electroterapia, y el mismo 89,8% con intervenciones no invasivas, destacando el ejercicio terapéutico, presente como técnica combinada en el 86% de los casos. Este hallazgo refuerza la necesidad de considerar la EP dentro de un modelo de intervención multimodal, en el que el razonamiento clínico permita integrar diferentes herramientas según el tipo de lesión, el perfil del paciente y el objetivo terapéutico, sin abandonar la referencia a protocolos clínicos establecidos ni la importancia del efecto mecánico en el proceso de tratamiento^(24,25).

4.5. Parámetros técnicos y criterios de selección

En relación con los parámetros técnicos, la mayoría de los fisioterapeutas refirió utilizar intensidades de entre 1 y 3 mA (85,7%) y aplicaciones de entre 1 y 3 segundos (70,8%). Estos valores coinciden con las recomendaciones generales de metodologías como MVClinic. En cuanto a la dosificación, el número de sesiones más habitual fue de 1 a 4 por proceso patológico (94%) y el número de impactos más común fue de 1 a 3. Esta uniformidad aparente sugiere un cierto grado de consenso clínico en el uso de la técnica, lo que podría interpretarse como una base para avanzar hacia una estandarización más robusta⁽²²⁾. No obstante, esta homogeneidad puede verse influida por el contexto formativo común de muchos participantes y por el tamaño limitado de la muestra. Con una muestra mayor y más heterogénea, es posible que se hayan obtenido resultados más diversos en la práctica clínica.

Respecto a los criterios para elegir estos parámetros, todos los fisioterapeutas encuestados señalaron que seguían algún tipo de protocolo o criterio clínico, destacando la influencia de factores como la fase evolutiva de la lesión, la tolerancia al dolor y la experiencia previa. Aunque algunos estudios previos defendían el predominio del razonamiento individual sobre los protocolos rígidos, en el contexto actual se observa una tendencia a integrar ambos enfoques. Es decir, se parte de una base protocolizada que se adapta a las características del paciente y de la patología, como se ha planteado en estudios recientes⁽¹⁵⁾. En otra de las preguntas abiertas realizadas respecto a los criterios de frecuencia de tratamiento, las respuestas más frecuentes se han relacionado con la elección de protocolos y con la evolución del paciente, según el dolor y la fisiología de regeneración de los tejidos. Aunque en nuestra muestra se observa una aparente homogeneidad en los parámetros de aplicación, este hallazgo probablemente refleja la influencia de una metodología formativa compartida más que un verdadero consenso entre las distintas escuelas y líneas de formación en EP. Actualmente existe una ausencia de protocolos universalmente aceptados, debido a la coexistencia de distintas propuestas de dosificación según la escuela de referencia.

4.6. Resultados clínicos, percepción del tratamiento y abandono

En los resultados clínicos observados, los fisioterapeutas muestran principalmente una mejora combinada en la reducción del dolor (82%) y en la funcionalidad (76%). Esto refuerza la percepción de la EP como una intervención eficaz en el abordaje de patologías musculoesqueléticas, especialmente en las tendinopatías^(5,12,18). Respecto a los factores que los fisioterapeutas consideran más relevantes para un resultado positivo con la EP, la mayoría de los participantes señaló la combinación de variables como la técnica utilizada, el estado del tejido y la combinación con otras terapias como el principal determinante del éxito. Estos resultados pueden relacionarse con visiones multifactoriales actuales que abogan por la integración de la EP en un enfoque individualizado del paciente, respetando el protocolo clínico⁽²²⁾. A la vez, un 18,8% priorizó exclusivamente los aspectos del procedimiento técnico y un 10,4% priorizó el estado del tejido. Estas diferencias reflejan una variabilidad clínica razonable y la necesidad de seguir avanzando hacia criterios comunes para la evaluación de resultados.

En cuanto al abandono del tratamiento, los principales resultados fueron el miedo a las agujas (41,67%) y la intolerancia al dolor durante la intervención (33,33%). Esto puede relacionarse con

resultados previos en otras técnicas, como la punción seca, donde el componente emocional y perceptivo del paciente influye de forma determinante en la adherencia al tratamiento^(14,19). El 22,83% también señaló el empeoramiento de los síntomas o la falta de percepción de mejoría, lo que subraya la importancia de la educación y la gestión de expectativas antes de iniciar el tratamiento. En relación a la interacción de la EP con condiciones médicas previas, el 20% de los FT reportó haber observado algún empeoramiento clínico en pacientes con enfermedades metabólicas (como diabetes o hipotiroidismo), seguido de casos asociados a enfermedades sistémicas (20%) o dolor crónico (14%). Estas interacciones han sido descritas anteriormente en pacientes con alteraciones en la regulación inflamatoria o procesos de sensibilización central, lo que puede afectar la respuesta al tratamiento^(20,21,26).

Los fisioterapeutas evaluaron la efectividad de la EP frente a otros tratamientos no invasivos. En la reducción del dolor, el 58,3% consideró que la EP es mucho más efectiva y el 31,25% que es algo más efectiva, lo que da un resultado general muy favorable. En cuanto a la mejora funcional, el 52% la percibió como mucho más efectiva y el 37,50% como algo más efectiva. Por último, en lo referente a los cambios estructurales observados por ecografía, el 62,5% opinó que la EP es mucho más efectiva que otras técnicas no invasivas, seguido de un 29,1% que la consideró similar y de un 8,3% que la percibió como algo más efectiva. Estos resultados reflejan una alta confianza clínica en la utilidad de la técnica, especialmente en su capacidad para inducir cambios estructurales⁽¹⁵⁾.

4.7 Futuras líneas de investigación, limitaciones y fortalezas del estudio

Aunque la EP ha demostrado ser una técnica segura y cada vez más utilizada en el ámbito clínico, aún quedan muchos aspectos por explorar. Es interesante que futuras investigaciones comparen su eficacia con la de otras intervenciones en fisioterapia, para así conocer mejor en qué casos aporta un valor añadido real. Es necesaria la estandarización de protocolos que permitan unificar criterios de aplicación, sin perder la capacidad de individualizar la intervención. Por último, el análisis realizado debería aplicarse a una muestra más amplia, lo que permitiría extrapolar estos resultados y seguir construyendo una base científica sólida que refuerce su uso. El tamaño muestral final ($n = 49$) fue muy inferior al calculado inicialmente y la mayoría de los participantes procedían de una misma institución formativa. En consecuencia, los resultados deben interpretarse como exploratorios y no son extrapolables al conjunto de fisioterapeutas que aplican EP. Además, el hecho de que el reclutamiento se realizara predominantemente a través de una base de datos vinculada a una misma institución formativa probablemente ha infrarrepresentado a fisioterapeutas formados en otras escuelas y con protocolos de aplicación distintos. Asimismo, aunque el 95,8% de los fisioterapeutas declaró utilizar la ecografía para guiar la EP, no se recogieron datos sobre el volumen de formación específica ni sobre el nivel de competencia ecográfica. Esta ausencia de información puede influir en la interpretación de los resultados relativos a seguridad y efectos adversos, dado que la calidad del manejo ecográfico es un factor determinante en este ámbito.

Este estudio supone un paso importante en el conocimiento sobre la EP, al ser el primero que analiza de forma específica y estructurada cómo se aplica esta técnica en la práctica clínica. Una de sus principales fortalezas es el enfoque amplio e integrador, que permite recoger información relevante no solo sobre los parámetros técnicos y los tejidos tratados, sino también

sobre la formación de los profesionales, la aparición de efectos adversos y la percepción de la efectividad. Este abordaje global ofrece una imagen clara del uso actual de la técnica en la muestra estudiada y puede servir de base para futuras mejoras clínicas y científicas.

A pesar de su aportación, es importante tener en cuenta algunas limitaciones. Por un lado, el número de participantes fue limitado en relación con el tamaño muestral estimado en el diseño del estudio, lo que limita la capacidad de generalizar los resultados a toda la profesión. Además, la EP es una técnica que, a día de hoy, no está generalizada entre los fisioterapeutas. Su uso requiere necesariamente el uso de ecografía y, dentro de esta, una formación específica en intervenciones invasivas ecoguiadas, lo que limita el número de profesionales capacitados para aplicarla. Esto hace que acceder a una muestra amplia resulte especialmente complejo. También hay que considerar que se trata de una encuesta autoadministrada y anónima, lo que puede implicar sesgos.

5. Conclusiones

Este estudio ha permitido obtener una primera aproximación descriptiva detallada sobre cómo se utiliza la EP en la práctica clínica habitual de la muestra recogida. Los fisioterapeutas encuestados, con una formación mayoritariamente homogénea, presentan una formación sólida y aplican la técnica, combinándola con frecuencia con otras intervenciones. En esta muestra de 49 fisioterapeutas, la EP se percibe como una técnica eficaz, especialmente para reducir el dolor, mejorar la función y favorecer cambios estructurales en los tejidos. Además, los efectos adversos son poco frecuentes y, en su mayoría, leves y autolimitados. No obstante, el tamaño muestral reducido y el sesgo de selección limitan la generalización de estos resultados.

A pesar de la variedad de criterios clínicos, existe una tendencia general hacia el uso de protocolos estandarizados adaptados al paciente. Estos hallazgos suman al valor de la EP como herramienta eficaz y segura en el tratamiento de patologías musculoesqueléticas y abren la puerta a futuras investigaciones que ayuden a seguir mejorando su aplicación clínica. Finalmente, cabe destacar que, si bien el tratamiento con EP se percibe como seguro y eficaz, todavía existe un margen importante de mejora en la estandarización de prácticas, la prevención de efectos adversos y la individualización del abordaje terapéutico, ya que el reducido tamaño muestral, la ausencia de representatividad y la falta de información sobre el nivel de competencia ecográfica obligan a interpretar estos resultados con cautela. Son necesarios estudios con muestras más amplias y heterogéneas que permitan confirmar o matizar estos hallazgos.

Referencias

1. Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Medina-Mirapeix F. Ultrasound-guided percutaneous needle electrolysis in chronic lateral epicondylitis: Short-term and long-term results. *Acupunct Med* [Internet]. 2014 Dec 1 [cited 2025 Jun 17];32(6):446–54. doi:10.1136/acupmed-2014-010619
2. Fakontis C, Iakovidis P, Lytras D, Kasimis K, Koutras G, Ntinou SR, et al. Efficacy of percutaneous needle electrolysis versus dry needling in musculoskeletal pain: A systematic review and meta-analysis. *J Back Musculoskelet Rehabil* [Internet]. 2023 Aug 31 [cited 2025 Jun 17];36(5):1033–46. doi:10.3233/BMR-220408
3. Margalef R, Valera-Garrido F, Minaya-Muñoz F, Bosque M, Ortiz N, Santafe MM. Percutaneous Needle Electrolysis Reverses Neurographic Signs of Nerve Entrapment by Induced Fibrosis in Mice. *Evid Based Complement Alternat Med* [Internet]. 2020 [cited 2025 Jun 17];2020:6615563. doi:10.1155/2020/6615563
4. Mattiussi G, Moreno C. Treatment of proximal hamstring tendinopathy-related sciatic nerve entrapment: presentation of an ultrasound-guided “Intratissue Percutaneous Electrolysis” application. *Muscles Ligaments Tendons J* [Internet]. 2016 Apr 1 [cited 2025 Jun 17];6(2):248. doi: 10.11138/mltj/2016.6.2.248.
5. Peñin-Franch A, García-Vidal JA, Martínez CM, Escolar-Reina P, Martínez-Ojeda RM, Gómez AI, et al. Galvanic current activates the NLRP3 inflammasome to promote Type I collagen production in tendon. *Elife* [Internet]. 2022 Feb 1 [cited 2025 Jun 17];11:e73675. doi:10.7554/eLife.73675
6. Borrella-Andrés S, Malo-Urriés M, Pérez-Bellmunt A, Arias-Buría JL, Rodríguez-Sanz J, Albarova-Corral MI, et al. Application of Percutaneous Needle Electrolysis Does Not Elicit Temperature Changes: An In Vitro Cadaveric Study. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 2022 Dec 1 [cited 2025 Jun 21];19(23):15738. doi:10.3390/ijerph192315738
7. Lopez-Martos R, Gonzalez-Perez L, Ruiz-Canela-Mendez P, Urresti-Lopez F, Gutierrez-Perez J, Infante-Cossio P. Randomized, double-blind study comparing percutaneous electrolysis and dry needling for the management of temporomandibular myofascial pain. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal*. 2018;0–0. doi: 10.4317/medoral.22488.
8. Valera-Calero JA, Sánchez-Mayoral-Martín A, Varol U. Short-term effectiveness of high- and low-intensity percutaneous electrolysis in patients with patellofemoral pain syndrome: A pilot study. *World J Orthop* [Internet]. 2021 Oct 18 [cited 2025 Jun 17];12(10):781–90. doi:10.5312/wjo.v12.i10.781
9. Sánchez-González JL, Navarro-López V, Calderón-Díez L, Varela-Rodríguez S, Fernández-de-las-Peñas C, Sánchez-Sánchez JL. Effectiveness of different percutaneous electrolysis protocols in the endogenous modulation of pain: A Double-Blinded Randomized Clinical Trial. *Musculoskelet Sci Pract* [Internet]. 2023 Nov 1 [cited 2025 Jun 17];68:102872. doi:10.1016/j.msksp.2023.102872
10. Gómez-Chiguano GF, Navarro-Santana MJ, Cleland JA, Arias-Buría JL, Fernández-De-Las-Peñas C, Ortega-Santiago R, et al. Effectiveness of Ultrasound-Guided Percutaneous Electrolysis for Musculoskeletal Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pain Med* [Internet]. 2021 May 21 [cited 2025 Jun 17];22(5):1055–71. doi:10.1093/pm/pnaa342
11. Ferreira MHL, Araujo GAS, De-La-Cruz-Torrez B. Effectiveness of Percutaneous Needle Electrolysis to Reduce Pain in Tendinopathies: A Systematic Review With Meta-Analysis. *J Sport Rehabil* [Internet]. 2024 Jul 1 [cited 2025 Jun 17];33(5):307–16. doi: 10.1123/jsr.2024-0009.
12. Valera-Calero JA, Plaza-Manzano G, Rabanal-Rodríguez G, Díaz-Arribas MJ, Kobylarz MD, Buffet-García J, et al. Current State of Dry Needling Practices: A Comprehensive Analysis on Use, Training, and Safety. *Med*. 2024;60(11):1–12. doi: 10.3390/medicina60111869.

- 13.** Eysenbach G. Improving the Quality of Web Surveys: The Checklist for Reporting Results of Internet E-Surveys (CHERRIES). *J Med Internet Res* [Internet]. 2004 [cited 2025 Jun 21];6(3):e34. doi:10.2196/jmir.6.3.e34.
- 14.** Jenkins LC, Summers SJ, Nasser A, Verhagen A. Dry needling perceptions and experiences: A survey of Australian physiotherapists. *Musculoskelet Sci Pract* [Internet]. 2024;69(August 2023):102895. doi:10.1016/j.msksp.2023.102895.
- 15.** Puentedura EJ, Maywhort K, Pascoe S, Tracy B, Weaver A, Weber M, et al. The utilization of dry needling - a survey of contemporary clinical practice within the USA. *J Man Manip Ther*. 2025; doi:10.1080/10669817.2025.2503999.
- 16.** Secorro N, Calvo S, Guerra R, Lari M, Pecos D. Criterios clínicos de aplicación de la punción seca en el síndrome de dolor miofascial : documento de consenso de expertos y estudio transversal en fisioterapeutas. *Rev Fisioter Invasiva*. 2019;50-4. . DOI:10.1055/s-0039-3402788
- 17.** Gattie E, Cleland JA, Snodgrass S. A survey of American physical therapists' current practice of dry needling: Practice patterns and adverse events. *Musculoskelet Sci Pract* [Internet]. 2020;50(September):102255.doi:10.1016/j.msksp.2020.102255.
- 18.** Brady S, McEvoy J, Dommerholt J, Doody C. Adverse events following trigger point dry needling: a prospective survey of chartered physiotherapists. *J Man Manip Ther* [Internet]. 2014 Aug;22(3):134-40. doi:10.1179/2042618614Y.0000000096.
- 19.** Witt CM, Pach D, Brinkhaus B, Wruck K, Tag B, Mank S, et al. Safety of acupuncture: results of a prospective observational study with 229,230 patients and introduction of a medical information and consent form. *Forsch Komplementmed* [Internet]. 2009 Apr;16(2):91-7. doi:10.1159/000215697.
- 20.** Ernst G, Strzyz H, Hagmeister H. Incidence of adverse effects during acupuncture therapy - A multi-centre survey. *Complement Ther Med*. 2003;11(2):93-7. doi:10.1016/S0965-2299(03)00041-7.
- 21.** Garrido FV, Francisco MM. *Fisioterapia invasiva* [Internet]. 2nd ed. Garrido FV, Francisco MM, editors. Elsevier; 2016. 0-708 p. Available from: <https://tienda.elsevier.es/fisioterapia-invasiva-9788491130994.html> ISBN:9788491130994.
- 22.** Butts R, Dunning J. Peripheral and Spinal Mechanisms of Pain and Dry Needling Mediated Analgesia: A Clinical Resource Guide for Health Care Professionals. *Int J Phys Med Rehabil* [Internet]. 2016;04(02). DOI:10.4172/2329-9096.1000327
- 23.** Yamashita H, Tsukayama H, Tanno Y, Nishijo K. Adverse events in acupuncture and moxibustion treatment: A six-year survey at a national Clinic in Japan. *J Altern Complement Med*. 1999;5(3):229-36. doi:10.1089/acm.1999.5.229.
- 24.** Murtaugh B, Ihm JM. Eccentric training for the treatment of tendinopathies. *Curr Sports Med Rep* [Internet]. 2013;12(3):175-82. doi:10.1249/JSR.0b013e318294d6a5.
- 25.** Ragone F, Pérez-Guillén S, Carrasco-Uribarren A, Cabanillas-Barea S, Ceballos-Laita L, PR RR, et al. The Effects of Soft-Tissue Techniques and Exercise in the Treatment of Patellar Tendinopathy-Systematic Review and Meta-Analysis. *Healthc* (Basel, Switzerland) [Internet]. 2024;12(4). doi: 10.3390/healthcare12040427.
- 26.** Witt CM, Pach D, Reinhold T, Wruck K, Brinkhaus B, Mank S, et al. Treatment of the adverse effects from acupuncture and their economic impact: A prospective study in 73,406 patients with low back or neck pain. *Eur J Pain*. 2011 Feb;15(2):193-7. doi:10.1016/j.ejpain.2010.08.002.

Información editorial

✉ Correspondencia

diegoaznar2000@gmail.com

Fechas

Recibido: 20.11.2025

Aceptado: 14.12.2025

Publicado: 31.12.2025

Contribuciones de autoría

Conceptualización, Diego Aznar.; metodología, Diego Aznar.; software, Diego Aznar.; validación, Diego Aznar.; análisis formal, Diego Aznar.; investigación, Diego Aznar.; recursos, Diego Aznar.; curación de datos, Diego Aznar.; redacción—preparación del borrador original, Diego Aznar y Laura A. de la Cueva.; redacción—revisión y edición, Diego Aznar.; visualización, Diego Aznar y Laura A. de la Cueva.; supervisión, Diego Aznar.; administración del proyecto, Diego Aznar. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Declaración del Comité de Ética

El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki, y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad San Pablo CEU (aprobación otorgada el 6 de mayo de 2025, código 1001-25 TFM).

Declaración de Consentimiento Informado

El consentimiento de los pacientes fue eximido debido a la no obtención de datos personales para elaborar el análisis. Por el contrario se avisó y se explicó a los participantes el método y objetivo del estudio, con fines únicamente de investigación.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los conjuntos de datos generados y/o analizados durante el presente estudio están disponibles a través del autor correspondiente previa solicitud razonable.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Cita sugerida

Aznar D, De la Cueva LA. Análisis, uso y aplicación de la electrolisis percutánea ecoguiada: estudio transversal. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e21. doi: 10.63360/ipmm.v1.e21

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

Las declaraciones, opiniones y datos contenidos en todas las publicaciones son únicamente del o los autores individuales y contribuyentes, y no de IPMM y/o del o los editores. IPMM y/o el o los editores rechazan toda responsabilidad por cualquier daño a personas o propiedades que resulte de ideas, métodos, instrucciones o productos mencionados en el contenido.

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY-NC-SA)

(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>).