Invasive Physiotherapy and Musculoskeletal Medicine

eISSN: 3101-0105 invasivephysiotherapy.com

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-Parets[1] 0009-0008-1364-7395

Alberto Carcasona-Otal[2] 0009-0003-8000-7084

David Álvarez Prats[3] 0000-0002-7231-4282

Maria Cortiguera[4]

Daniel Pecos Martín[3] 0000-0001-8690-0998

Borhan Asadi[2] 0000-0001-7505-7958

Oscar Carvajal Fernández[3] 0000-0003-1115-557X

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

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

[3]Universidad Alcalá (Madrid) 28801, España.

[4]Centro 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.

4.0 BY-NC-SA

Correspondencia: fisioceano@hotmail.com

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; Crossfit; 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 Ecoguiada (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 90º 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 µs 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.

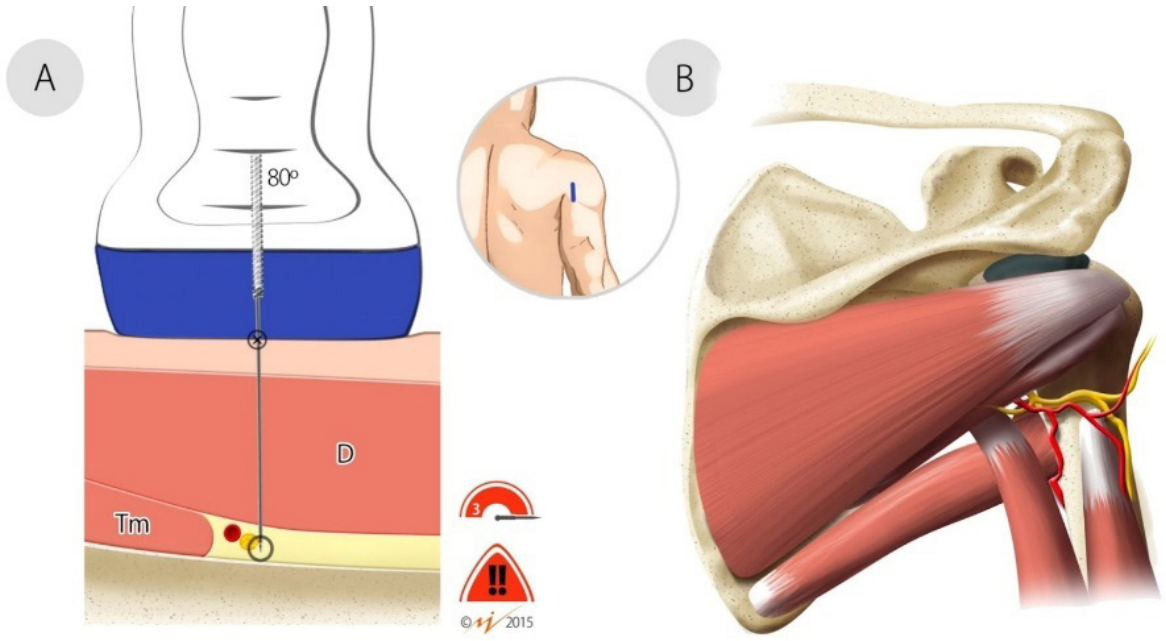

Figura 1. A) Abordaje de NMP-e del nervio axilar. D: músculo deltoides; Tm: músculo redondo menor. B) Recorrido anatómico del nervio axilar. Reproducido con permiso del Material del Curso de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e). Copyright © MVClinic Institute 2015. Abordaje del nervio axilar.

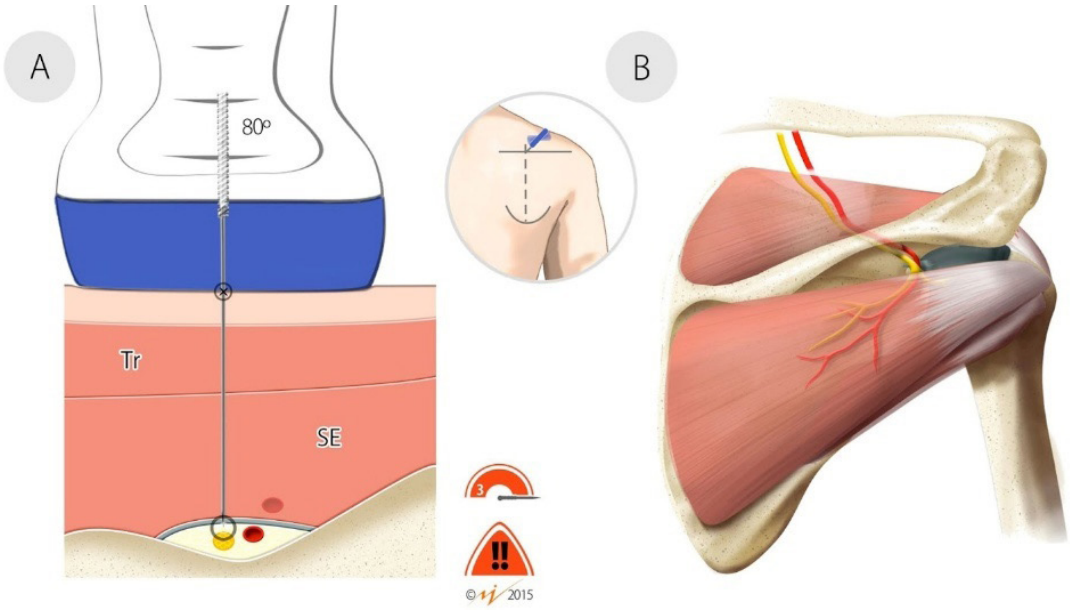

Figura 2. A) Abordaje de NMP-e del nervio supraescapular. Tr: músculo trapecio; SE: músculo supraespinoso. B) Recorrido anatómico del nervio supraescapular. Reproducido con permiso del Material del Curso de Neuromodulación Percutánea Ecoguiada (NMP-e). Copyright © MVClinic Institute 2015. Abordaje del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

2.7 Variables de estudio

Dos evaluadores cegados realizaron las mediciones. En primer lugar, se recopilaron 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 movilizarse. 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 Mdurance, 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).

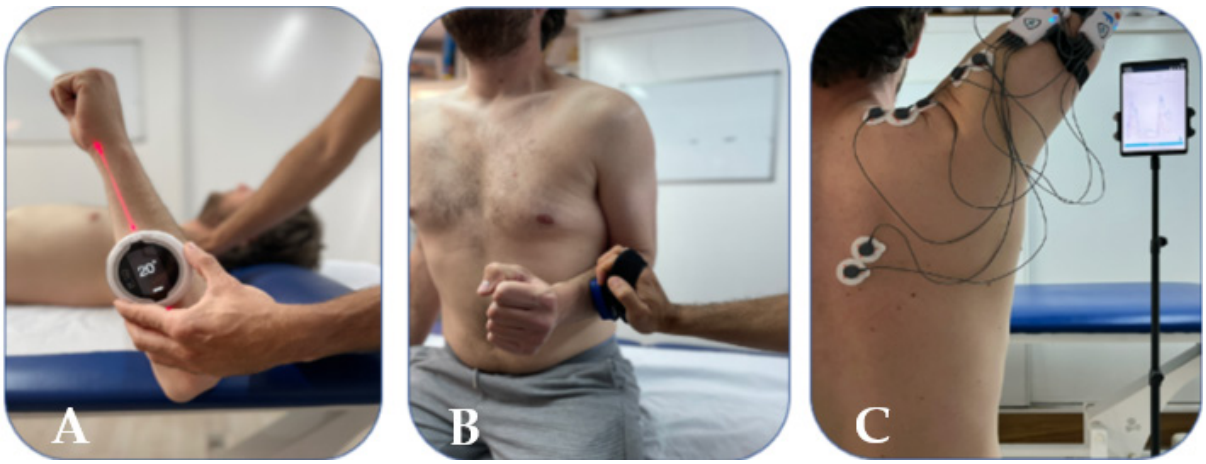

Figura 3. A) Evaluación de la movilidad de rotación glenohumeral con goniómetro HAL. B) Evaluación del ratio de fuerza entre RE/RI con el dinamómetro HHD. C) Evaluación del control motor escapular con electromiógrafo mDurance.

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	Diferencias intra-grupo
			Pre-tratamiento	Post-tratamiento	P-valor[1] (Tamaño de Efecto)[3]	P-valor[2] (Tamaño de Efecto)[3]
Fuerza Rot. Int.	Grupo 1 Hz	Tratado	14.91 (4.64)	14.98 (4.51)	Brazo tratado: 0.722 (0.11) Brazo no tratado: 0.124 (0.24)	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)		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) Brazo no tratado: 0.126 (0.24)	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)		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) Brazo no tratado: 0.336 (0.30)	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)		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	Diferencias intra-grupo
		Pre-tratamiento	Post-tratamiento	P-valor[1] (Tamaño de Efecto)[3]	P-valor[2] (Tamaño de Efecto)[3]
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.

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.

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.

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.

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.

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.

8. Mehrab, M.; Wagner, R.K.; Vuurberg, G.; Gouttebarge, 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.

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.

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.

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.

12. Pribicevic, M. The Epidemiology of Shoulder Pain: A Narrative Review of the Literature. Pain in Perspective 2012, doi:10.5772/52931.

13. Page, P. SHOULDER MUSCLE IMBALANCE AND SUBACROMIAL IMPINGEMENT SYNDROME IN OVERHEAD 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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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/IJERPH18020575.

31. Cools, A.M.; Maenhout, A.G.; Vanderstukken, 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.

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.

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.

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/ijspt20180707.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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 Rodriguez-Parets, David Álvarez Prats y Óscar Carvajal Fernández; análisis formal, Borhan Asadi; investigación, Luis Morales Rodriguez-Parets y Maria Cortiguera; redacción—preparación del borrador original, Luis Morales Rodriguez-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 Rodriguez-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-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA) (https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0).