

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).

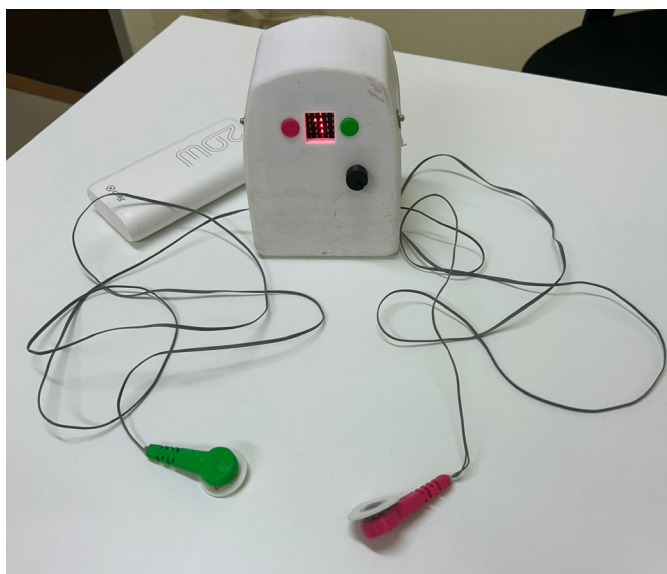


Figura 1. Diseño final del dispositivo de vibración.

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

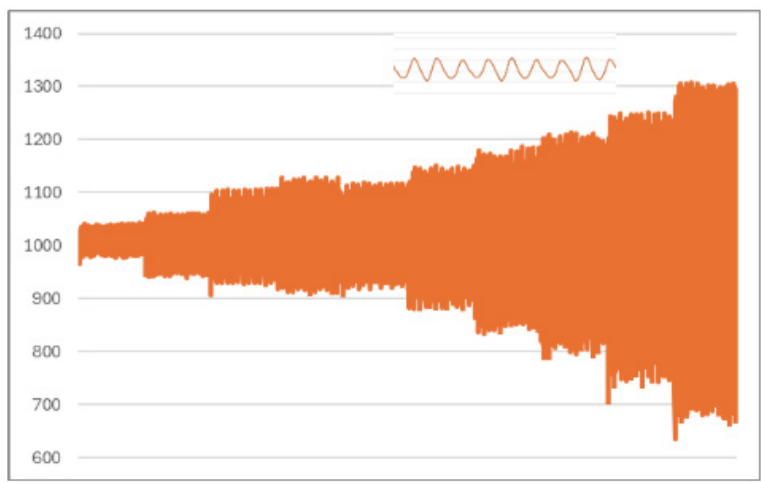


Figura 2. Señal de acelerómetro en el dominio del tiempo del dispositivo de vibración, mostrando la estabilidad y reproducibilidad del patrón oscilatorio a través de los niveles de intensidad.

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.

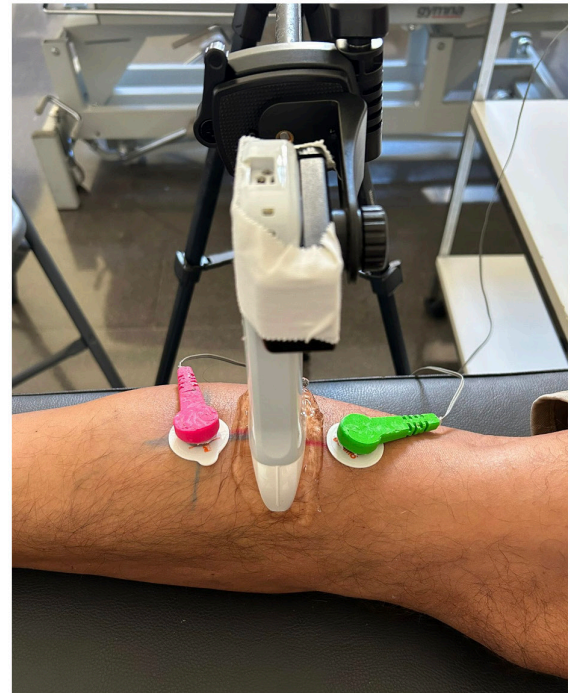


Figura 4. Sonda ecográfica en planos transversales con electrodos colocados longitudinalmente a cada lado (Figura 4A) y con electrodos alineados transversalmente a lo largo del ancho de la sonda (Figura 4B).

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.

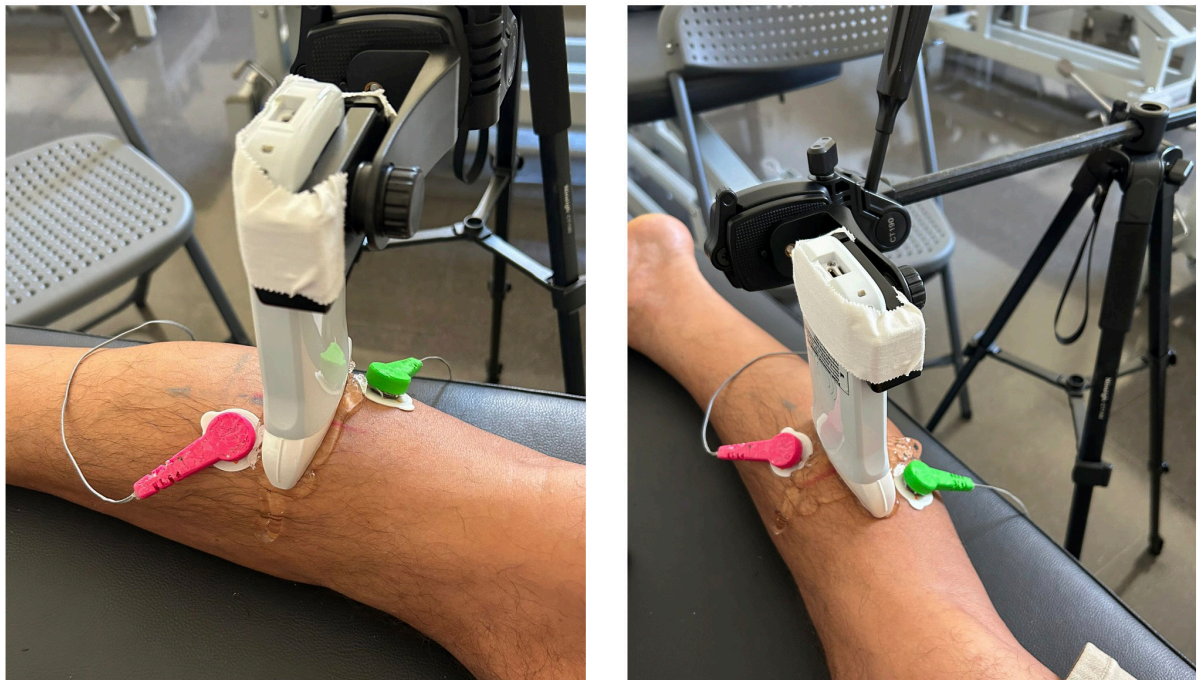


Figura 5. Colocación oblicua de los electrodos con la sonda ecográfica en corte transversal (Figura 5A) y longitudinal (Figura 5B).

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.
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.
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.
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.
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.
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.
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.
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

Actualizado: 13.10.2026. Se añade la declaración sobre la gestión editorial en Conflicto de intereses. Sin otros cambios.

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

Pablo Herrero es Editor Jefe de IPMM. Este manuscrito fue gestionado por otro editor y no participó en la revisión por pares ni en la decisión editorial. El resto de los autores declara no tener conflictos de intereses.

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-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA)

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