

doi: 10.63360/ipmm.v1.e10

Estudio de un caso / Series de Casos

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

Borhan Asadi^{1,2} ✉  0000-0001-7505-7958

Sarkout Abdi³  0009-0005-2627-2113

Luis Pérez-Espallargas^{1,2}  0009-0007-7701-9884

Nouredin Nakhostin Ansari⁴  0000-0003-2742-2273

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

¹Grupo de investigación iHealthy, Instituto de Investigación Sanitaria (IIS) Aragón, Universidad de Zaragoza, 50009 Zaragoza, España.

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

³Departamento de Matemáticas, Rasht Branch, Universidad Islámica Azad, Rasht, Irán.

⁴Departamento de Fisioterapia, Escuela de Rehabilitación, Universidad de Ciencias Médicas de Teherán, Teherán, Irán.

RESUMEN

Introducción: La ecografía es una herramienta ampliamente utilizada para la evaluación muscular debido a su carácter no invasivo y su capacidad para ofrecer imágenes en tiempo real. El análisis de la ecotextura mediante histogramas se ha demostrado útil para cuantificar la composición del tejido muscular, utilizando parámetros como la ecointensidad (EI) y la ecovariación (EV), especialmente en trastornos neuromusculares y neurológicos. Sin embargo, la variabilidad en la selección de la región de interés (ROI, por sus siglas en inglés) y en los métodos de procesamiento de imagen puede afectar significativamente los valores extraídos de ecotextura. Este estudio presenta un nuevo enfoque de análisis basado en histogramas para investigar los efectos de subdividir una única ROI en diferentes tamaños de parches en la evaluación del tejido muscular. Centrándose en la EI y EV del gastrocnemio medial en un paciente post ictus, esta investigación tiene como objetivo perfeccionar el análisis ecográfico cuantitativo para mejorar su aplicabilidad clínica.

Presentación del caso: Se seleccionó aleatoriamente a un paciente post ictus de un conjunto de datos previamente recogido para realizar un análisis complementario. La ROI inicial seleccionada en escala de grises fue extraída y subdividida en parches de distintos tamaños (10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 píxeles). Se calcularon la EI y la EV de cada parche, y sus distribuciones se analizaron mediante estadísticas descriptivas y métodos de correlación.

Resultados: Los valores de EV para los parches de tamaño 10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 fueron 26,48; 24,58; 20,44; 16,78 y 10,38, respectivamente, lo que se desvió significativamente del valor original de la ROI completa, que fue de 45,54. En cambio, los valores de EI se mantuvieron en torno a 81 en todos los tamaños de parches, lo que indica que la variación en el tamaño de los parches no afectó a la EI.

Conclusiones: El análisis de histogramas basado en parches ofrece un método complementario para evaluar la textura muscular mediante ecografía. Mientras que la EI parece ser una medida robusta frente a la subdivisión de la ROI, la EV muestra una variabilidad considerable, lo que plantea dudas sobre su fiabilidad cuando se utilizan parches pequeños. Se requieren métodos estandarizados y futuras investigaciones con conjuntos de datos más amplios para optimizar el análisis de ecotextura y garantizar su reproducibilidad en la práctica clínica.

Palabras clave: Ecografía; Tejido muscular; Análisis de ecotextura; Histograma; Ictus.

1. Introducción

La ecografía es una técnica no invasiva, segura, accesible y rentable, ampliamente utilizada para evaluar la estructura y función muscular. Se emplea en múltiples áreas médicas, incluyendo la medicina deportiva, la rehabilitación y la evaluación de trastornos neuromusculares⁽¹⁻³⁾. Una de sus principales ventajas es que proporciona imágenes de alta resolución en tiempo real, lo que permite visualizar la dinámica muscular y los cambios en el tejido⁽⁴⁾. Además, la ecografía ofrece información cuantitativa y cualitativa valiosa sobre el tejido muscular, lo que la convierte en una herramienta esencial para el diagnóstico y seguimiento de patologías musculares y alteraciones estructurales⁽⁵⁾. Sin embargo, a pesar de los importantes avances tecnológicos, el análisis cuantitativo de imágenes ecográficas sigue representando un reto relevante en la investigación médica y clínica.

La textura de la imagen se define comúnmente como la variación espacial de la intensidad de los píxeles y, en el contexto de la ecografía, este concepto se conoce como ecotextura^(6,7). Esta definición es ampliamente aceptada en el procesamiento de imágenes, donde las técnicas de análisis de textura se utilizan para tareas de clasificación, segmentación y síntesis⁽⁸⁾. Se han desarrollado diversos enfoques computacionales que permiten identificar patrones tisulares complejos a partir de la extracción de características texturales, tales como la matriz de co-ocurrencia de niveles de gris (GLCM, por sus siglas en inglés), la matriz de longitud de recorrido de niveles de gris (GLRLM, por sus siglas en inglés), la transformada rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés) y las redes neuronales⁽⁹⁾.

Entre estos enfoques, el análisis de histogramas ha recibido una atención considerable debido a su simplicidad y utilidad en la evaluación de la composición muscular, especialmente en el análisis de trastornos neuromusculares^(7,10-12). Esta técnica examina la distribución de intensidades de los píxeles dentro de las imágenes ecográficas, lo que permite extraer características estadísticas de primer orden como la media, la desviación estándar, la asimetría, la curtosis, la energía o la entropía⁽¹³⁾. Estudios previos han demostrado que estos parámetros estadísticos derivados del análisis de histogramas pueden caracterizar la calidad del tejido muscular en diferentes condiciones de salud, lo que resalta su potencial aplicación clínica⁽¹⁴⁻¹⁸⁾. La principal ventaja de los parámetros de primer orden basados en histogramas frente a los de segundo orden como GLCM y GLRLM es que pueden calcularse directamente a partir de los valores originales de los píxeles y la matriz de imagen inicial. En cambio, los parámetros de segundo orden requieren previamente la construcción de matrices específicas antes de extraer las características deseadas. No obstante, los parámetros de segundo orden pueden proporcionar información textural adicional que los de primer orden no capturan.

Entre las características cuantitativas clave extraídas del tejido muscular en trastornos neuromusculares y otras afecciones neurológicas como el ictus, la ecointensidad (EI) y la ecovariación (EV) han demostrado ser particularmente relevantes y aplicables a la práctica clínica^(12,19-21). Por un lado, la EI representa la intensidad media de los píxeles, mientras que la EV cuantifica la variación de dicha intensidad. En particular, un estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾ analizó imágenes ecográficas del gastrocnemio medial en personas con ictus y encontró una fuerte correlación inversa entre la EV y la escala modificada de Heckmatt. Sin embargo, esta escala presenta limitaciones importantes debido a su naturaleza subjetiva y a su sistema de puntuación restringido a cuatro

niveles⁽²²⁾, por lo que se propuso la EV como una medida cuantitativa fiable para evaluar la calidad del tejido muscular en personas que han sufrido un ictus⁽²⁰⁾.

En el estudio anteriormente mencionado⁽²⁰⁾, la región de interés (ROI) para la extracción de características de ecotextura se definió como la mayor área posible de tejido muscular entre la fascia superficial y la fascia profunda. Sin embargo, existe una considerable variabilidad en la selección y el tamaño de las ROIs entre los estudios que analizan la ecotextura muscular^(19,23–26). Además de esta variabilidad, cuando se realiza el análisis de histogramas sobre una ROI seleccionada, no está claro en qué medida la metodología utilizada influye en los resultados de las características de ecotextura extraídas. Algunos estudios seleccionan toda la ROI como una única unidad, mientras que otros segmentan la imagen en múltiples ROIs, o incluso dividen cada ROI en parches de diferentes tamaños. Los análisis previos basados en histogramas a menudo consideran una sola ROI sin tener en cuenta la heterogeneidad espacial dentro del músculo^(14–18). Esta limitación puede conducir a una representación excesivamente simplificada de la ecotextura muscular, lo que podría hacer que se pasen por alto cambios patológicos localizados. La metodología propuesta basada en parches podría ofrecer una representación más completa y fiable de la ROI seleccionada, ya que genera una distribución de valores en lugar de un único valor, y también podría mejorar la sensibilidad ante alteraciones tisulares sutiles. Sin embargo, el impacto de este enfoque en características clave del análisis del tejido muscular, como la EI y la EV, sigue siendo desconocido.

Por tanto, el objetivo principal de este estudio fue realizar un análisis complementario de las variaciones de EI y EV en un paciente tras un ictus, utilizando un enfoque de análisis basado en histogramas mediante la división de la ROI original en parches de distintos tamaños. Este estudio pretende investigar si la subdivisión de la ROI en parches influye en el análisis del tejido muscular derivado del histograma, examinando específicamente el impacto del tamaño del parche en la evaluación de la ecotextura en imágenes ecográficas.

2. Descripción del caso

2.1 Información del paciente

Se seleccionó a un único participante del conjunto de datos del estudio realizado por Asadi et al.⁽²⁰⁾. Este paciente con ictus fue reclutado en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa en abril de 2024. Los criterios de inclusión requerían que los participantes tuvieran más de 18 años, un diagnóstico confirmado de ictus verificado mediante tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (RM), y la capacidad de caminar de forma independiente, con o sin ayuda. Los criterios de exclusión incluían la presencia de otros trastornos neurológicos, antecedentes de cirugía en las extremidades inferiores o cualquier condición médica que pudiera interferir con la recogida de datos. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de Aragón (PI24/030) y registrado en ClinicalTrials.gov (NTC06411587). Además, el estudio cumplió con las directrices éticas de la Declaración de Helsinki⁽²⁷⁾.

2.2 Recogida de datos

En el estudio realizado por Asadi et al.⁽²⁰⁾, las imágenes ecográficas se obtuvieron utilizando el sistema portátil Butterfly iQ+, siguiendo un protocolo de imagen estandarizado con un ajuste de ganancia del 50 % y una profundidad de 5 a 7 cm. Un fisioterapeuta entrenado realizó las exploraciones mientras los pacientes estaban sentados, con las rodillas flexionadas a 90°. La sonda ecográfica se colocó aproximadamente en el primer tercio proximal (equivalente al 30%) del recorrido entre el cóndilo medial de la tibia y el maléolo medial, con un ángulo ajustado de aproximadamente 35–45° para optimizar la calidad de la imagen.

Para este estudio de caso, se seleccionó aleatoriamente una única imagen del músculo gastrocnemio medial del conjunto de datos recogido por Asadi et al.⁽²⁰⁾ para su análisis detallado. El método de extracción del tejido muscular fue idéntico al utilizado en el estudio original, y esta área extraída se consideró la ROI principal, elegida cuidadosamente para incluir la mayor cantidad posible de tejido muscular, excluyendo al mismo tiempo la fascia superficial y la fascia profunda⁽²⁸⁾. La ROI original seleccionada se convirtió posteriormente de color a escala de grises mediante un programa basado en Python para su posterior análisis.

2.3 Análisis de datos

En este estudio de caso, la ROI ecográfica en escala de grises fue dividida en parches cuadrados de tamaños predefinidos (10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 píxeles). Cada tamaño de parche se muestra en las Figuras 1 a 5 del Material Suplementario. Para cada tamaño, se calcularon la EI, definida como la intensidad media de los píxeles dentro de la ROI, y la EV, definida como la razón entre la desviación estándar y la intensidad media. Las fórmulas correspondientes son las siguientes:

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{para EI} \qquad \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{\sum_{i=1}^N x_i} \quad \text{para EV}$$

Se calcularon estadísticas descriptivas para caracterizar la distribución de los valores de EI y EV, incluyendo la media, la desviación estándar, la mediana, el rango intercuartílico (IQR, por sus siglas en inglés) y la asimetría. La asimetría se utilizó para clasificar la forma de la distribución como normal, asimétrica a la derecha o asimétrica a la izquierda. Se generaron histogramas de ambas variables para visualizar sus distribuciones, con anotaciones que destacaban las principales medidas estadísticas.

La normalidad de las distribuciones de EI y EV se evaluó inicialmente mediante la inspección visual de los histogramas. Si la distribución mostraba un patrón normal, se utilizaron la media y la desviación estándar para el análisis posterior; en cambio, si la distribución de EI o EV presentaba asimetría (ya fuera a la derecha o a la izquierda), se utilizaron la mediana y el IQR. En ambos casos, la correlación entre la EI o la EV y la dispersión de los datos se calculó mediante el coeficiente tau de Kendall, un método basado en rangos especialmente adecuado para conjuntos de datos pequeños^(29, 30).

Las medidas estadísticas seleccionadas se compararon posteriormente con los valores originales de EI y EV de la ROI completa mediante una representación gráfica, con el objetivo de evaluar los cambios observados y analizar la dispersión de la EV y la EI en función del tamaño

de parche seleccionado para la ROI. Además, para mejorar la visualización y facilitar una comparación más clara y precisa de las variaciones, los cambios en la EV se representaron sobre la función principal de EV para pacientes post ictus, derivada del estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾. Dicha función mostró que valores más altos de EV se asociaban con una mejor calidad del tejido muscular, mientras que valores más bajos correspondían a un mayor deterioro muscular en músculos afectados por el ictus⁽²⁰⁾. Por tanto, los valores medios o medianos de EV extraídos de los histogramas se representaron sobre la función: $y = a \cdot e^{bx} + c \cdot e^{dx} + E$; utilizando los siguientes parámetros: $a = 37.13$, $b = -0.14$, $c = 132,052.16$, $d = -2 \cdot 10^{-6}$, y $E = -131,990.30$. No existe una función equivalente para la EI, lo que impide aplicar el mismo enfoque para esta variable.

3. Resultados

Se calculó el tipo de distribución, la media, la desviación estándar, la mediana y el IQR para la ROI original utilizando cinco tamaños diferentes de parches: 10×10, 20×20, 30×30, 40×40 y 50×50 píxeles. Los resultados indicaron que el histograma presentaba una distribución normal para la variable EI, mientras que la variable EV mostraba una distribución asimétrica a la derecha, lo que sugiere que los datos de EV no se ajustaban a la normalidad. La Figura 1 presenta los histogramas de EI, mientras que la Figura 2 muestra los histogramas de EV para cada tamaño de parche.

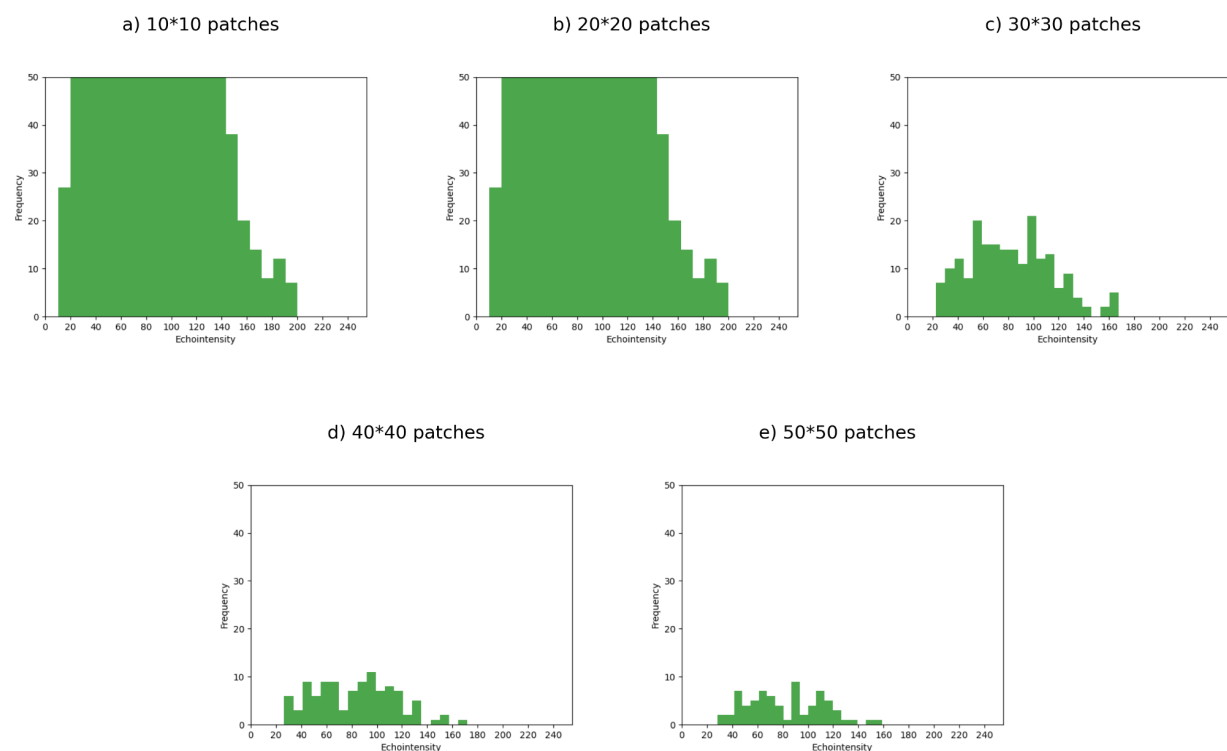


Figura 1. Histogramas de eointensidad derivados de la ROI original de la imagen ecográfica del músculo gastrocnemio medial. El eje X representa los valores de eointensidad, mientras que el eje Y indica la frecuencia de aparición. (a) Histograma para parches de 10×10 píxeles, (b) parches de 20×20 píxeles, (c) parches de 30×30 píxeles, (d) parches de 40×40 píxeles, y (e) parches de 50×50 píxeles.

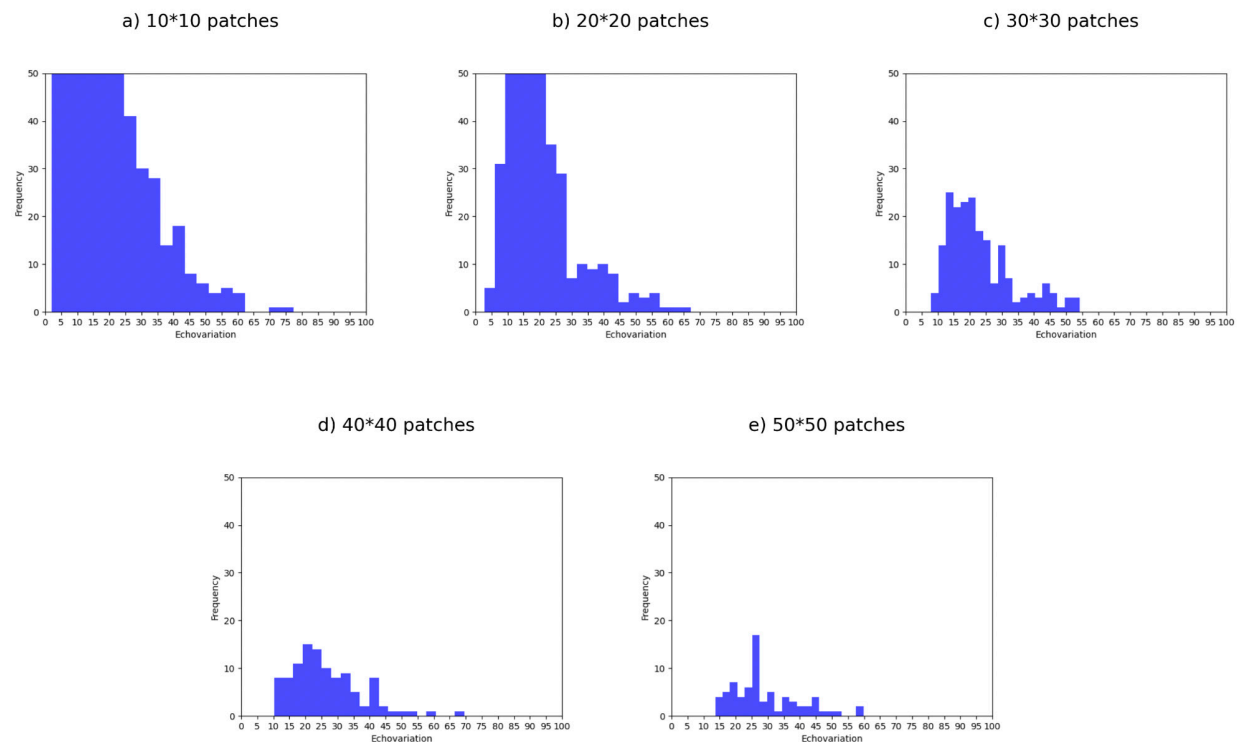


Figura 2. Histogramas de ecovariación derivados de la ROI original de la imagen ecográfica del músculo gastrocnemio medial. El eje X representa los valores de ecovariación, mientras que el eje Y indica la frecuencia de aparición. (a) Histograma para parches de 10×10 píxeles, (b) parches de 20×20 píxeles, (c) parches de 30×30 píxeles, (d) parches de 40×40 píxeles, y (e) parches de 50×50 píxeles.

Por un lado, dado que los valores de EI seguían una distribución normal, se utilizaron la media y la desviación estándar para describir los datos. El coeficiente de correlación de Kendall mostró un valor de -0,4, lo que indica que no existía una correlación significativa entre la media de la EI y su desviación estándar. En la Figura 3 se observan las variaciones de la EI y la desviación estándar para cada tamaño de parche. Ambos parámetros se mantuvieron relativamente estables en los distintos parches, con valores cercanos al valor de EI de la ROI original (81,89).

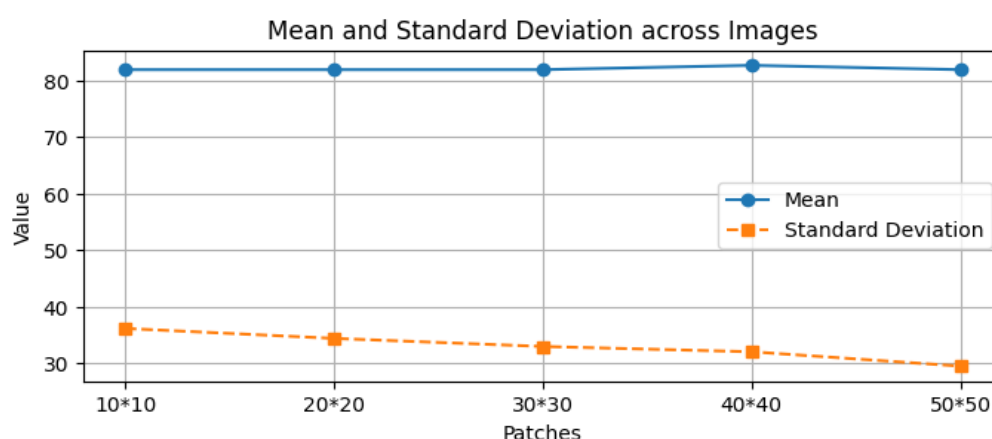


Figura 3. Gráfico de líneas que muestra los valores de media y desviación estándar de la ecointensidad para cada tamaño de parche. El eje X representa los tamaños de los parches, mientras que el eje Y indica los valores correspondientes de la media y la desviación estándar de la ecointensidad. La línea azul representa la media y la línea naranja la desviación estándar.

Por otro lado, los valores de EV no seguían una distribución normal, por lo que fue necesario utilizar la mediana y el IQR para resumir los datos. Además, el coeficiente de correlación de

Kendall fue igual a 1, lo que indica una correlación perfecta entre los valores de mediana de la EV y el IQR. La Figura 4 muestra las variaciones de la mediana y el IQR de la EV en los histogramas correspondientes a los tamaños de parche predefinidos. El valor más alto de mediana de EV (26,48) se observó con parches de 50×50 píxeles, aunque este valor seguía siendo notablemente inferior al valor de EV de la ROI original (45,54). Además, los valores de dispersión indican que los tamaños de parche más pequeños presentaban los IQR más bajos, mientras que los tamaños mayores mostraban un aumento progresivo del IQR (Figura 4). Por tanto, a medida que aumenta el tamaño del parche, tanto la dispersión como la mediana de la EV también aumentan, aproximándose progresivamente al valor de EV de la ROI original.

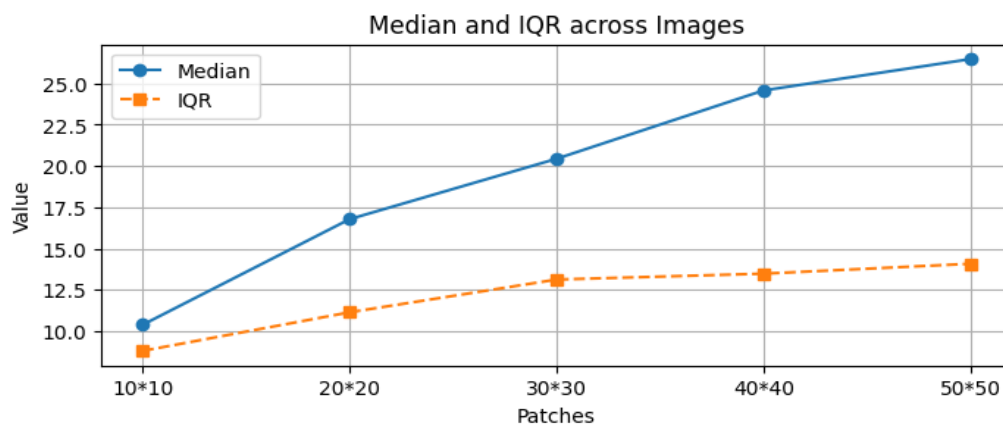


Figura 4. Gráfico de líneas que muestra los valores de la mediana y del IQR de la ecovariación para cada tamaño de parche. El eje X representa los tamaños de los parches, mientras que el eje Y indica los valores correspondientes de la mediana y el IQR de la ecovariación. La línea azul representa la mediana y la línea naranja el IQR.

Los valores de mediana de EV extraídos de los histogramas se representaron sobre la función derivada del estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾. En nuestro estudio de caso, los resultados revelaron una tendencia clara: a medida que disminuía el tamaño del parche, la mediana de la EV se desplazaba hacia valores característicos de regiones más afectadas; por el contrario, al aumentar el tamaño del parche, la mediana de la EV se aproximaba al valor de EV de la ROI original (Figura 5).

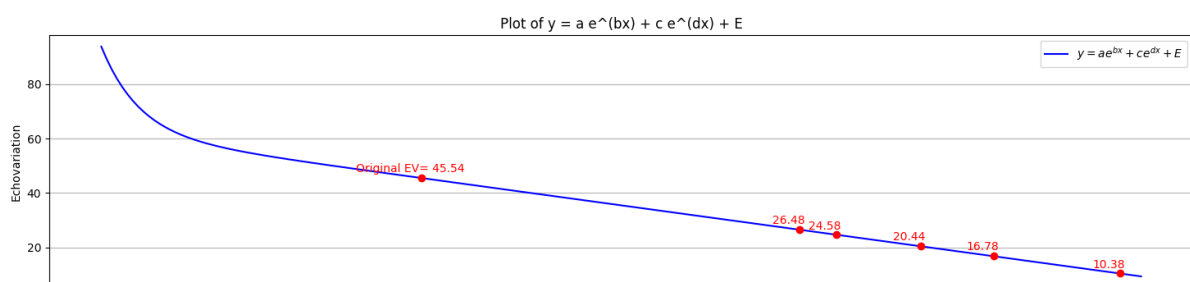


Figura 5. Visualización de los valores medianos de EV extraídos de los histogramas para los diferentes tamaños de parche, representados en la función propuesta por el estudio de Asadi et al.⁽²⁰⁾. De izquierda a derecha: 45,54 representa la ROI original, 26,48 corresponde al parche de 50×50, 24,58 al de 40×40, 20,44 al de 30×30, 16,78 al de 20×20 y 10,38 al de 10×10 píxeles.

4. Discusión

Numerosos estudios han empleado enfoques basados en histogramas para extraer características cuantitativas de imágenes ecográficas. Algunos investigadores han perfeccionado esta

metodología segmentando la imagen en distintas ROIs antes de aplicar el análisis de histogramas, con el objetivo de mejorar la precisión diagnóstica y la interpretabilidad^(31,32). Este enfoque basado en la segmentación permite una evaluación localizada de las características del tejido, lo cual resulta especialmente valioso en el ámbito de la imagen médica. Hasta donde sabemos, ningún estudio previo ha explorado si dividir la ROI en parches produce resultados distintos a los obtenidos al analizar la ROI completa, que sigue siendo el método más comúnmente utilizado en el análisis basado en histogramas. Además, según nuestro conocimiento y nuestros hallazgos, no se ha investigado cómo influye el tamaño del parche en los resultados derivados del histograma al aplicar un enfoque basado en parches. La metodología propuesta podría proporcionar una caracterización más representativa del tejido muscular y mejorar la fiabilidad de las comparaciones entre estudios con objetivos similares.

En este estudio, integramos el análisis basado en histogramas con una estrategia de división en parches de la ROI, la cual incluía la mayor cantidad posible de tejido muscular del gastrocnemio medial. Nuestros resultados indican que los valores medios de EI calculados a partir de los parches reflejan con precisión la EI de la ROI original. En cambio, los valores medianos de EV obtenidos a partir de los parches no representan de manera fiable la EV de la ROI completa. Esta discrepancia es crítica, ya que estudios previos han logrado clasificar con éxito las características del tejido muscular en pacientes con ictus basándose en los valores de EV⁽²⁰⁾. Si los valores de EV de parches pequeños difieren significativamente del valor real de EV de la ROI original, se plantea la duda sobre la fiabilidad de utilizar la mediana de los valores de EV de los parches con fines clínicos o diagnósticos. Nuestros resultados sugieren que confiar en los valores medianos de EV obtenidos de parches pequeños podría dar lugar a interpretaciones erróneas, ya que dichos valores podrían no reflejar con precisión la gravedad del deterioro muscular⁽²⁰⁾.

En cuanto a los valores de desviación estándar o IQR, nuestro análisis demuestra que, para la característica EI, no existen diferencias en los valores de desviación estándar extraídos de la ROI fragmentada en comparación con la ROI original. Sin embargo, para la característica EV, se observa un aumento sistemático del IQR a medida que crece el tamaño del parche. Este hallazgo es relevante, ya que sugiere que los cambios en el tamaño del parche influyen en la representación estadística y, en consecuencia, en la interpretación de la EV en las imágenes ecográficas, la cual ha sido definida como un indicador objetivo ecográfico relevante en estudios previos en distintas poblaciones neurológicas^(19,20). En línea con nuestros resultados, varios estudios anteriores han analizado cómo distintos métodos de segmentación de la ROI dentro de una misma imagen ecográfica pueden afectar, por ejemplo, al rendimiento de algoritmos automáticos de selección de tumores⁽³³⁾ o a la detección del contorno luminal en ecografía intravascular⁽³⁴⁾.

Una limitación de nuestro estudio es que el análisis se realizó sobre una única imagen ecográfica y se analizó únicamente una ROI de tamaño fijo, que incluía la mayor cantidad posible de tejido muscular. Aunque los resultados de esta metodología sugieren un patrón claro e indican que la característica EI puede utilizarse con fiabilidad, a diferencia de la EV, se necesitan más estudios para validar estos hallazgos. Las futuras investigaciones deberían incluir comparaciones utilizando un mayor número de imágenes para cada tamaño de parche y evaluar el impacto de distintos tamaños de ROI dentro de una misma imagen. Además, es fundamental investigar si una estrategia estandarizada de división en parches aplicada a un conjunto de datos completo podría mejorar la clasificación de imágenes ecográficas mediante la correlación de los resulta-

dos con herramientas validadas como la escala de Heckmatt. Un enfoque uniforme podría permitir una extracción de características más consistente y mejorar la diferenciación entre tejidos sanos y afectados. Estos estudios serán esenciales para determinar si este marco metodológico puede mejorar el valor diagnóstico del análisis de ecotextura, particularmente en relación con la característica EV.

5. Conclusiones

Este estudio exploró un análisis complementario basado en histogramas por parches para evaluar las características del tejido muscular en imágenes ecográficas, centrándose en las variables de EI y EV. Nuestros hallazgos indican que los valores de EI obtenidos a partir de los parches divididos se alinean estrechamente con los de la ROI original, lo que respalda su estabilidad como indicador útil para la caracterización del tejido muscular. Sin embargo, los valores de EV derivados de parches pequeños difieren significativamente respecto a los de la ROI original, lo que plantea dudas sobre su fiabilidad en aplicaciones clínicas, ya que las variaciones en la división de la ROI influyen en su representación estadística. Aunque este estudio se limita al análisis de una única imagen ecográfica en una ROI de tamaño único, los resultados destacan la necesidad de metodologías estandarizadas en el análisis basado en histogramas, así como de futuras investigaciones que refinan el uso de la EV en aplicaciones diagnósticas de la ecografía.

Referencias

1. Whittaker JL, Stokes M. Ultrasound imaging and muscle function. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;41(8):572–80. doi:10.2519/jospt.2011.3682
2. Chang KV, Wu WT, Özçakar L. Ultrasound imaging and rehabilitation of muscle disorders: part 1. Traumatic injuries. *Am J Phys Med Rehabil*. 2019;98(12):1133–41. doi:10.1097/PHM.0000000000001307
3. Hodges PW. Ultrasound imaging in rehabilitation: just a fad? *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005;35(6):333–7. doi:10.2519/jospt.2005.0106
4. Stokes M, Hides J, Nassiri DK. Musculoskeletal ultrasound imaging: diagnostic and treatment aid in rehabilitation. *Phys Ther Rev*. 1997;2(2):73–92. doi: 10.1179/ptr.1997.2.2.73
5. Naruse M, Trappe S, Trappe TA. Human skeletal muscle size with ultrasound imaging: a comprehensive review. *J Appl Physiol* (1985). 2022;132(5):1267–79. doi:10.1152/jappphysiol.00041.2022
6. Materka A, Strzelecki M. Texture Analysis Methods - A Review. Technical University of Lodz, Institute of Electronics, COST B11 Report. 1998.
7. Paris MT, Mourtzakis M. Muscle composition analysis of ultrasound images: a narrative review of texture analysis. *Ultrasound Med Biol*. 2021;47(4):880–95. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2020.12.012
8. Nailon WH. Texture analysis methods for medical image characterisation. *Biomed Imaging*. 2010;75:100. doi:10.5772/8912
9. Lubner MG, Smith AD, Sandrasegaran K, Sahani DV, Pickhardt PJ. CT texture analysis: definitions, applications, biologic correlates, and challenges. *Radiographics*. 2017;37(5):1483–503. doi:10.1148/rgr.2017170056

10. Mailloux GE, Bertrand M, Stampfler R, Ethier S. Local histogram information content of ultrasound B-mode echographic texture. *Ultrasound Med Biol*. 1985;11(5):743–50. doi:10.1016/0301-5629(85)90108-5
11. Pillen S, Van Alfen N. Muscle ultrasound from diagnostic tool to outcome measure—Quantification is the challenge. *Muscle Nerve*. 2015;52(3):319–20. doi:10.1002/mus.24613
12. Pillen S, Arts IM, Zwarts MJ. Muscle ultrasound in neuromuscular disorders. *Muscle Nerve*. 2008;37(6):679–93. doi:10.1002/mus.21015
13. Shannon CE. A mathematical theory of communication. *ACM SIGMOBILE Mob Comput Commun Rev*. 2001;5(1):3–55. doi:10.1145/584091.584093
14. Sogawa K, Nodera H, Takamatsu N, Mori A, Yamazaki H, Shimatani Y, et al. Neurogenic and myogenic diseases: quantitative texture analysis of muscle US data for differentiation. *Radiology*. 2017;283(2):492–8. doi:10.1148/radiol.2016160826
15. Ismail C, Zabal J, Hernandez HJ, Woletz P, Manning H, Teixeira C, et al. Diagnostic ultrasound estimates of muscle mass and muscle quality discriminate between women with and without sarcopenia. *Front Physiol*. 2015;6:302. doi:10.3389/fphys.2015.00302
16. Pagán-Conesa A, García-Ortiz MT, Salmerón-Martínez EJ, Moya-Martínez A, López-Prats F. Diagnostic ultrasound shows reversal of supraspinatus muscle atrophy following arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy*. 2021;37(10):3039–48. doi:10.1016/j.arthro.2021.04.039
17. Harris-Love MO, Gonzales TI, Wei Q, Ismail C, Zabal J, Woletz P, et al. Association between muscle strength and modeling estimates of muscle tissue heterogeneity in young and old adults. *J Ultrasound Med*. 2019;38(7):1757–68. doi:10.1002/jum.14864
18. Calvo-Lobo C, Useros-Olmo AI, Almazán-Polo J, Martín-Sevilla M, Romero-Morales C, Sanz-Corbalán I, et al. Quantitative ultrasound imaging pixel analysis of the intrinsic plantar muscle tissue between hemiparesis and contralateral feet in post-stroke patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2018;15(11):2519. doi:10.3390/ijerph15112519
19. Martínez-Payá JJ, Ríos-Díaz J, Del Baño-Aledo ME, Tembl-Ferrairó JI, Vazquez-Costa JF, Medina-Mirapeix F. Quantitative muscle ultrasonography using textural analysis in amyotrophic lateral sclerosis. *Ultrason Imaging*. 2017;39(6):357–68. doi:10.1177/0161734617711370
20. Asadi B, Pujol-Fuentes C, Carcasona-Otal A, Calvo S, Herrero P, Lapuente-Hernández D. Characterizing muscle tissue quality post-stroke: echovariation as a clinical indicator. *J Clin Med*. 2024;13(24). doi:10.3390/jcm13247800
21. Akazawa N, Harada K, Okawa N, Kishi M, Tamura K, Moriyama H. Changes in quadriceps thickness and echo intensity in chronic stroke survivors: a 3-year longitudinal study. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2021;30(3):105543. doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105543
22. Heckmatt JZ, Leeman S, Dubowitz V. Ultrasound imaging in the diagnosis of muscle disease. *J Pediatr*. 1982;101(5):656–60. doi:10.1016/s0022-3476(82)80286-2
23. Molinari F, Caresio C, Acharya UR, Mookiah MR, Minetto MA. Advances in quantitative muscle ultrasonography using texture analysis of ultrasound images. *Ultrasound Med Biol*. 2015;41(9):2520–32. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2015.04.021
24. Sahinis C, Kellis E. Hamstring muscle quality properties using texture analysis of ultrasound images. *Ultrasound Med Biol*. 2023;49(2):431–40. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2022.09.011

- 25.** Escriche-Escuder A, Trinidad-Fernández M, Pajares B, Iglesias-Campos M, Alba E, García-Almeida JM, et al. Responsiveness of the new index muscular echotexture in women with metastatic breast cancer: an exercise intervention study. *Sci Rep.* 2022;12(1):15148. doi:10.1038/s41598-022-19532-7
- 26.** Del-Canto-Fernández A, Calleja-Martínez P, Descalzo-Hoyas B, Rodríguez-Posada S, Cuenca-Zaldívar N, Fernández-Carnero S, et al. The application of image texture analysis techniques on the effects of dry needling versus placebo in low-back pain patients: a pilot study. *Appl Sci.* 2022;12(11):5556. doi:10.3390/app12115556
- 27.** Shrestha B, Dunn L. The declaration of Helsinki on medical research involving human subjects: a review of seventh revision. *J Nepal Health Res Counc.* 2020;17(4):548–52. doi:10.33314/jnhrc.v17i4.1042
- 28.** Caresio C, Molinari F, Emanuel G, Minetto MA. Muscle echo intensity: reliability and conditioning factors. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2015;35(5):393–403. doi:10.1111/cpf.12175
- 29.** Bujang MA. An elaboration on sample size determination for correlations based on effect sizes and confidence interval width: a guide for researchers. *Restor Dent Endod.* 2024;49(2):e21. doi:10.5395/rde.2024.49.e21
- 30.** Hunsberger S, Long L, Reese SE, Hong GH, Myles IA, Zerbe CS, et al. Rank correlation inferences for clustered data with small sample size. *Stat Neerl.* 2022;76(3):309–30. doi:10.1111/stan.12261
- 31.** Kermani A, Ayatollahi A, Talebi M. Segmentation of medical ultrasound image based on local histogram range image. In: 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics; 2010. IEEE. doi:10.1109/BMEI.2010.5639996
- 32.** Zhu Q. Ultrasonic image analysis of cardiac space-occupying diseases based on grey clustering algorithm. In: 2023 International Conference on Telecommunications, Electronics and Informatics (ICTEI); 2023. IEEE. doi:10.1109/ICTEI60496.2023.00173
- 33.** Zhang D, Liu Y, Yang Y, Xu M, Yan Y, Qin Q. A region-based segmentation method for ultrasound images in HIFU therapy. *Med Phys.* 2016;43(6):2975–89. doi:10.1118/1.4950706
- 34.** Dos Santos E, Yoshizawa M, Tanaka A, Saijo Y, Iwamoto T. Detection of luminal contour using fuzzy clustering and mathematical morphology in intravascular ultrasound images. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005;2005:3471–4. doi:10.1109/iembs.2005.1617226

Material suplementario

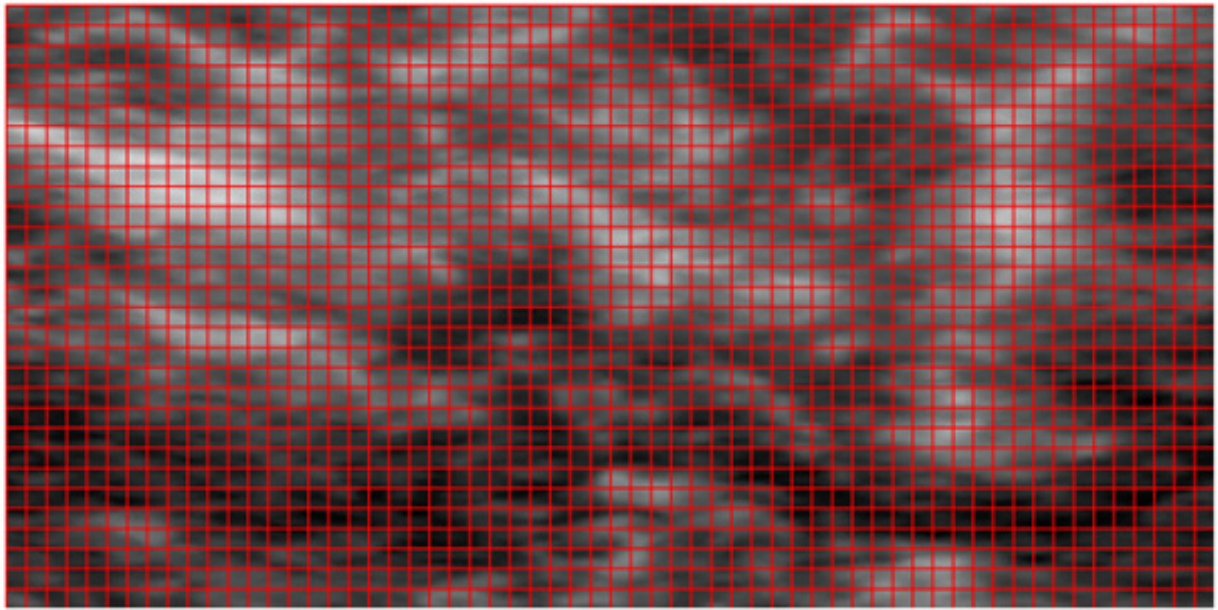


Figura S1. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 10×10 píxeles..

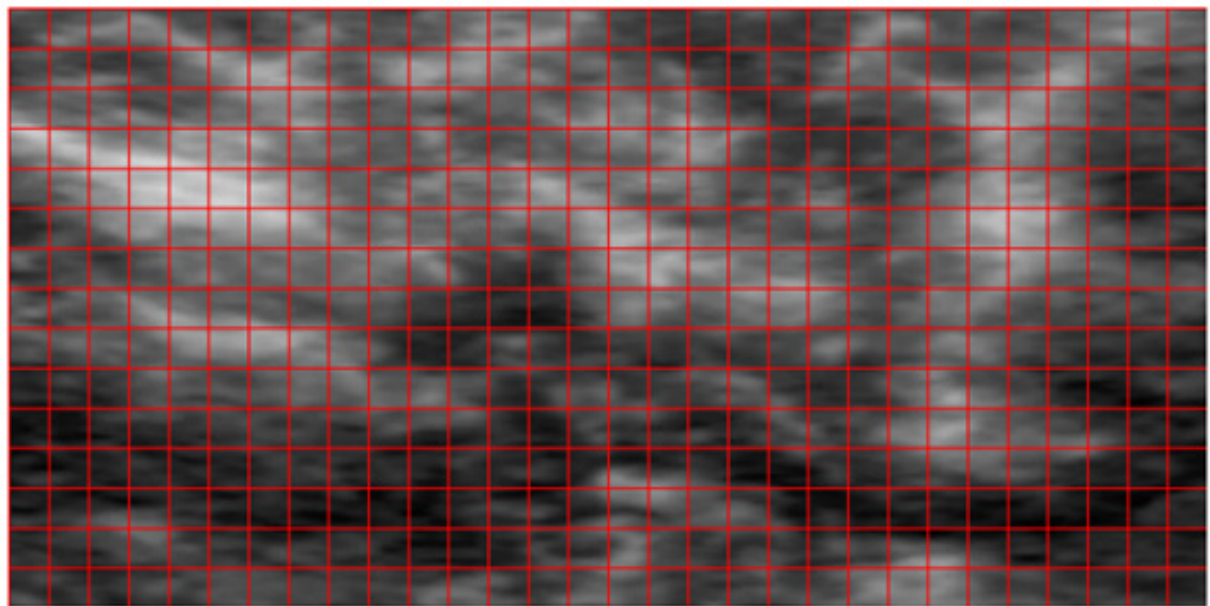


Figura S2. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 20×20 píxeles.

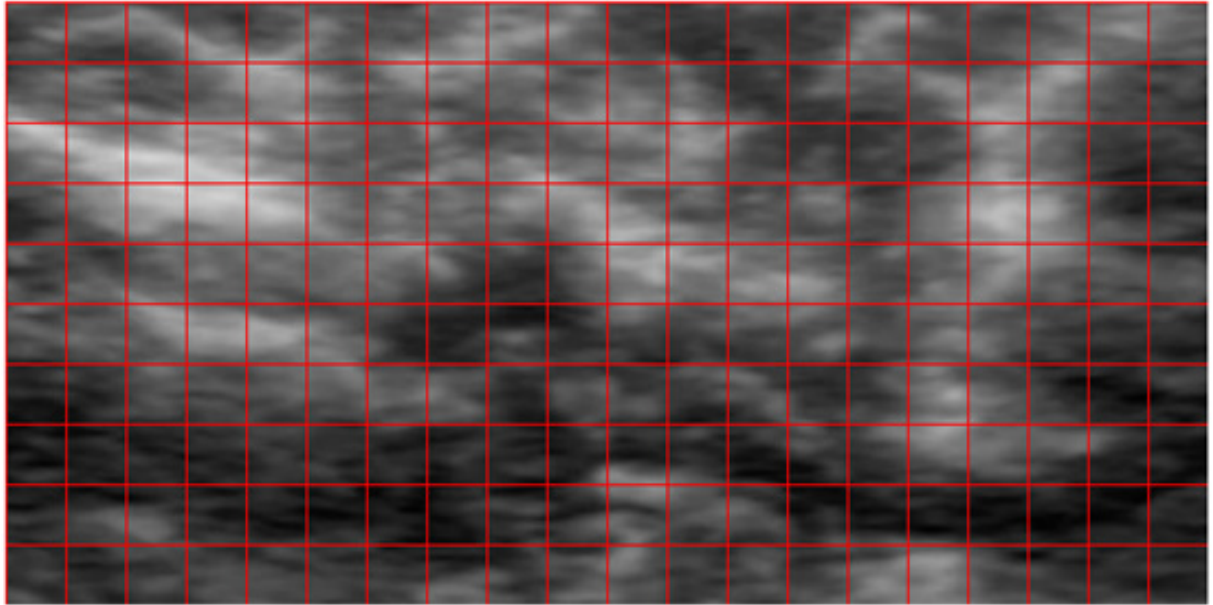


Figura S3. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 30×30 píxeles.

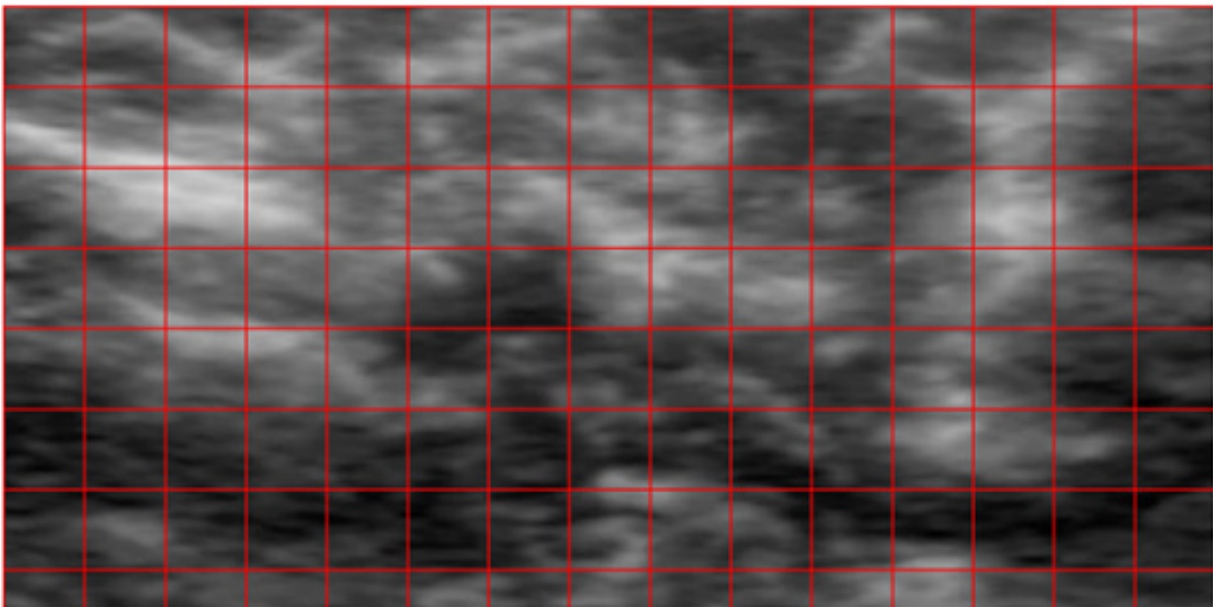


Figura S4. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 40×40 píxeles.

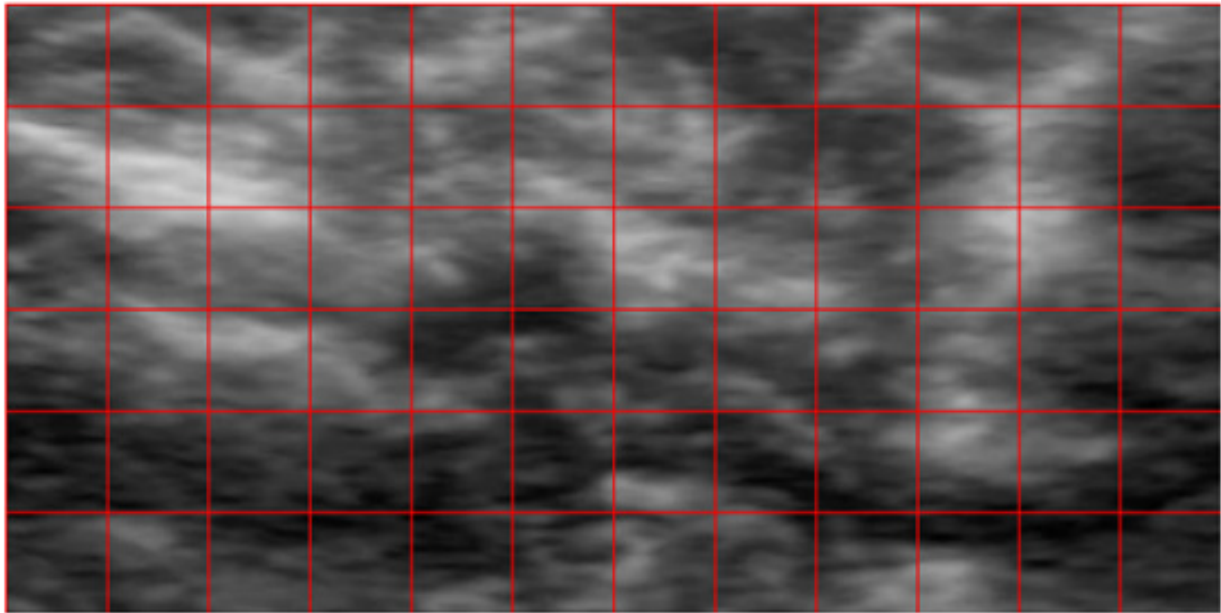


Figura S5. Región de interés (ROI) original de todo el músculo dividida en parches de 50×50 píxeles.

Información editorial

✉ Correspondencia

basadi@iisaragon.es

Fechas

Recibido: 16.03.2025

Aceptado: 12.04.2025

Publicado: 22.04.2025

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

Contribuciones de los Autores

Conceptualización, B.A. y D.L.-H.; metodología, B.A. y D.L.-H.; software, B.A.; validación, D.L.-H.; análisis formal, B.A. y D.L.-H.; investigación, B.A. y D.L.-H.; curación de datos, B.A.; redacción—borrador original, B.A. y D.L.-H.; redacción—revisión y edición, B.A., S.A., L.P., N.N.A. y D.L.-H.; visualización, B.A.; supervisión, D.L.-H.; administración del proyecto, B.A. y D.L.-H. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de Consentimiento Informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos que participaron en este estudio. Los pacientes firmaron un consentimiento informado por escrito para la publicación de este trabajo.

Declaración de Disponibilidad de Datos

Los datos presentados en este estudio están disponibles a través del autor de correspondencia previa solicitud, dado que forman parte de un proyecto más amplio en curso y aún no están completamente disponibles para su difusión pública hasta que el proyecto se haya completado.

Conflicto de intereses

Noureddin Nakhostin Ansari es Editor Asociado 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

Asadi B, Abdi S, Pérez-Espallargas L, Nakhostin Ansari N, Lapuente-Hernández D. A complementary patch-based histogram analysis for quantifying muscle tissue in ultrasound imaging. Invasive Physiother Musculoskelet Med. 2025;1:e10. doi: 10.63360/ipmm.v1.e10

Descargo de responsabilidad/Nota del Editor

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

Copyright

© 2025 Las/os Autoras/es.

Publicado bajo licencia Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA)

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