

REPÚBLICA DE COLOMBIA
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

Señores
UNIVERSIDAD CENTRAL

TÍTULO DE LA SOLICITUD: “MÉTODO Y SISTEMA PARA LA RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL PERSONALIZADA DE LOS MÚSCULOS DEL CUERPO HUMANO”

Como resultado del examen de patentabilidad realizado a la solicitud indicada en la referencia, atendiendo a lo consagrado en el artículo 45 de la Decisión 486 de 2000, se le comunica que esta Dirección ha encontrado que la materia objeto de solicitud no cumple con algunos requisitos establecidos en la Decisión, con fundamento en los siguientes aspectos:

1. Modificaciones presentadas

Revisada la modificación a la solicitud objeto de estudio, la cual fue radicada el 25 de septiembre de 2025 bajo el número NC2025/0013097, y teniendo en cuenta lo señalado en el artículo 34 de la Decisión 486 de 2000 de la Comisión de la Comunidad Andina, esta oficina acepta las modificaciones presentadas por ajustarse a los requisitos legales.

2. Objeto de la invención

El problema planteado consiste en la necesidad de generar modelos tridimensionales personalizados de músculos humanos de manera eficiente, rápida y accesible, superando las limitaciones de los métodos tradicionales como la resonancia magnética, los cuales requieren largos tiempos de procesamiento, equipamiento costoso y la intervención de personal especializado. Además, existe la necesidad de adaptar dichos modelos a las características específicas de cada usuario para permitir un análisis más preciso por parte de profesionales de la salud, investigadores o deportistas.

Para resolver dicho problema técnico, la solicitud en estudio plantea un sistema y método que permite la reconstrucción tridimensional personalizada de músculos del cuerpo humano a partir de datos obtenidos mediante un transductor ultrasónico. Este sistema utiliza un dispositivo de cómputo que procesa las imágenes ultrasónicas y genera un modelo tridimensional adaptado a las particularidades anatómicas del usuario. El proceso descrito permite reducir significativamente el tiempo y costo del modelado muscular, manteniendo la precisión del modelo mediante técnicas de segmentación, interpolación y reconstrucción geométrica automatizada, sin necesidad de recurrir a resonadores magnéticos ni software especializado de alto costo.

3. Reivindicaciones estudiadas

El presente estudio se basa en el capítulo reivindicatorio presentado el 25 de septiembre de 2025.

4. Determinación del Estado de la Técnica

La fecha para determinar el estado de la técnica es el 29 de abril de 2022, que corresponde a la fecha de la presentación de la solicitud.

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

Consultadas las fuentes de información con que se cuenta, se encontraron los siguientes documentos que anticipan el objeto de esta solicitud.

Ítem	Documento	Título	Fecha de Publicación
D1	Duque, V. G., Alchanti, D., Crouzier, M., Nordez, A., Lacourpaille, L., & Mateus, D.	“Low-Limb Muscles Segmentation in 3D Freehand Ultrasound Using Non-Learning Methods and Label Transfer”	3 de noviembre del 2020
D2	CN112168211	“Fat Thickness and Muscle Thickness Measurement Method and System for Abdominal Ultrasonic Image”	5 de marzo de 2021

D1¹ divulga un artículo, donde pretenden ayudar a medir el volumen de los músculos de las extremidades inferiores a partir de imágenes de ultrasonido 3D a mano alzada. La estimación del volumen suele requerir un paso de segmentación manual que lleva mucho tiempo. Para facilitar y acelerar las mediciones de volumen, en este artículo propone un enfoque sin aprendizaje que, partiendo de anotaciones dispersas de músculos en imágenes 2D, propaga las etiquetas de todo el volumen. A demás nos basamos en el registro basado en imágenes 3D-3D para combinar etiquetas de diferentes adquisiciones ecográficas del mismo músculo con diferentes calidades (...) (Resumen).

D2² un método para medir el espesor de la grasa y el espesor muscular de una imagen ecográfica abdominal. El método comprende los siguientes pasos: recopilar la imagen ecográfica abdominal, seleccionar una parte como imagen para procesar, aplicar zoom para obtener una imagen a segmentar, segmentar la estructura tisular de la imagen a segmentar, obtener una primera imagen de la estructura tisular, aplicar zoom a la primera imagen de la estructura tisular, obtener una segunda imagen de tejido de tamaño similar al de la imagen a procesar, y calcular el espesor de la capa grasa y el espesor de la capa muscular utilizando una segunda imagen de la capa grasa y una segunda imagen de la capa muscular en la segunda imagen de la estructura tisular; y aplicar pseudocoloración a la imagen a procesar y a la segunda imagen de la estructura tisular para obtener un diagrama visual de la estructura (...) (Resumen).

5. Examen de patentabilidad

De acuerdo con lo establecido en el artículo 14 de la Decisión 486 de 2000 de la Comisión de la Comunidad Andina, en el cual se establecen los requisitos de patentabilidad objeto de la solicitud en estudio, esta Oficina presenta a continuación el análisis de los requisitos de patentabilidad.

5.1. Nivel Inventivo

Teniendo en cuenta lo señalado en el artículo 18 de la Decisión 486 de 2000 de la Comisión de la Comunidad Andina, la reivindicación independiente 1 (NC2025/0013097 del 25 de septiembre de 2025) refiere a: *“Un método para generar una reconstrucción tridimensional personalizada del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario*

1 Duque, V. G., Alchanti, D., Crouzier, M., Nordez, A., Lacourpaille, L., & Mateus, D. (2020, November). Low-limb muscles segmentation in 3D freehand ultrasound using non-learning methods and label transfer. In *16th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis* (Vol. 11583, pp. 154-163). SPIE.
Recuperado de: <https://vgonzalezd.github.io/files/Duque2020SIPAIM.pdf>
2 <https://patentimages.storage.googleapis.com/4d/dd/38/2e45aec0f2e42b/CN112168211A.pdf>

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

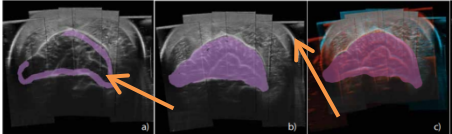
caracterizado porque comprende (...)”. A continuación, se presenta la tabla comparativa entre el objeto reivindicado y los documentos encontrados en el estado de la técnica:

CARACTERÍSTICAS ESENCIALES	D1	D2
Un método para generar una reconstrucción tridimensional personalizada del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario caracterizado porque comprende las siguientes instrucciones implementadas en un dispositivo de cómputo (300):	En este artículo, pretendemos ayudar a medir el volumen de los músculos de las extremidades inferiores a partir de imágenes de ultrasonido 3D a mano alzada (...) (Pág. 1, Párr. 1). (...) proponemos un método de segmentación semiautomático, útil para acelerar la anotación de adquisiciones 3D de ultrasonido a mano alzada (...) (Pág. 2, Párr. 4). Aunque el documento no mencione explícitamente un dispositivo de cómputo, hace parte del conocimiento del técnico medio que las figuras muestran información o resultados a través de una pantalla, y los softwares utilizados suelen ser instalables únicamente en un ordenador.	La invención se refiere (...) a un método y sistema para medir el espesor de la grasa y el espesor del músculo en imágenes de ultrasonidos abdominales (Pág. 1, Párr. 0004). La presente invención también proporciona un (...) medio de almacenamiento legible por computadora que almacena un programa de computadora, y cuando el programa de computadora es ejecutado por un procesador (...) (Pág. 6, Párr. 0034).
▪ capturar por medio de un transductor de ultrasonido (200), una imagen de corte transversal del músculo de interés del usuario en la posición medial; (...)	Los volúmenes ecográficos 3D se compusieron utilizando las matrices de seguimiento de la sonda[†] (...) (Pág. 4, Párr. 1). [†]Grabado con una sonda lineal VERMON de 40 mm: 2-10Mhz (...) (Pág. 4, Pie de página). La segmentación corte a corte sobre el área de la sección transversal (CSA) ha demostrado ser la más fiable para realizar la cuantificación muscular del volumen esquelético sobre las imágenes de IRM (...) (Pág. 4, Párr. 4).	A1. Adquirir imágenes de ultrasonido abdominal, seleccionar parte de las imágenes para procesar y escalar las imágenes para obtener imágenes que se segmentarán con el mismo tamaño (Pág. 4, Párr. 0008).
▪ calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo, tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del mismo; (...)	(...) Se realizaron de cuatro a seis barridos paralelos desde la rodilla hasta el tobillo, y la sonda fue rastreada con punto reflejados ópticamente (...) (Pág. 3, Párr. 4). No se menciona calcular el espesor muscular.	El espesor de la capa muscular es: (Pág. 5, Párr. 0086). El grosor de la capa muscular = $\text{Muscle_Count} / W \times \text{mm_píxel}$ (Pág. 5, Párr. 0087). Entre ellos, Muscle_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa muscular; W es el ancho de la imagen de la segunda capa muscular; mm_píxel es el milímetro correspondiente a un píxel (Pág. 5, Párr. 0088).
▪ cargar modelos anatómicos generales del músculo de interés, donde los modelos corresponden a una reconstrucción tridimensional genérica de dicho músculo y permiten ajustar sus parámetros a las características musculares del usuario; (...)	(...) en caso de límites poco claros, utilice la información de forma de otras estructuras anatómicas en el contexto cercano, Rastree esas estructuras hasta el corte problemático para disminuir las ambigüedades (...) (Pág. 4, Párr. 4). (...) Los volúmenes resultantes también pueden ser útiles para construir bases de datos anotadas aumentadas para desarrollar enfoques de segmentación basados en el	No se menciona.



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

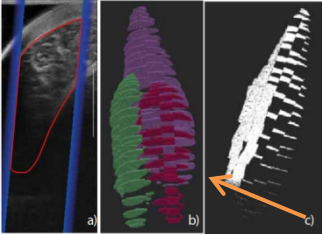
Ref. Expediente N° NC2022/0005577

	aprendizaje automático (Pág. 1, Párr. 1).	
▪ seleccionar la cantidad de planos transversales del modelo teniendo en cuenta el número de músculos por cada plano y el área total de músculos por cada plano, donde la selección se realiza identificando planos donde se represente la mayor cantidad de músculos y la mayor área por cada músculo; (...)	(...) se registran 2 secuencias de imágenes US a mano alzada con diferentes parámetros (véase la Fig. 2). Se realizaron de cuatro a seis barridos paralelos desde la rodilla hasta el tobillo, y la sonda fue rastreada con puntos reflejados ópticamente* (...) (Pág. 3, Párr. 4). El registro rígido basado en imágenes se utiliza para alinear los 2 volúmenes US reconstruidos del mismo paciente, colocando estructuras similares en la misma posición espacial en una cuadrícula común (...) (Pág. 4, Párr. 3).	No se menciona.
▪ identificar sobre los planos una serie de puntos de interés que definen los tejidos musculares y que controlan el crecimiento de estos al momento de ajustarse a las medidas requeridas; (...)	La segmentación corte a corte sobre el área de la sección transversal (CSA) ha demostrado ser el método más fiable para realizar la cuantificación muscular del volumen esquelético sobre imágenes de IRM (...) para armonizar las máscaras de los distintos participantes se siguieron las siguientes recomendaciones: identificar las estructuras más brillantes como huesos (peroné y tibia) y ligamentos. Utilizar el conocimiento de que los músculos se separan del hueso a dos tercios de la pierna (...) (Pág. 4, Párr. 4).	No se menciona.
▪ organizar los puntos identificados generando una curva cerrada que define una geometría del músculo; (...)	(...) En primer lugar, proceda a realizar anotaciones sobre los cortes con alta certeza, con un pincel esférico 3D. Cuando sea posible, realice anotaciones suaves con cortes hacia adelante y hacia atrás. En caso de límites poco claros, utilice el corte problemático para disminuir las ambigüedades (...) (Pág. 4, Párr. 4).	No se menciona.
▪ ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa, donde este ajuste además implica (...)	 (Pág. 5, Fig. 3). La figura demuestra cómo delimita el espesor de los músculos y el espesor de la grasa. A partir de la segmentación propagada y alineada, es posible por conocimiento del técnico medio calcular métricas morfológicas individuales como el espesor del músculo y la presencia de capas subcutáneas, lo cual permite ajustar los contornos del modelo general al usuario específico. No se menciona el tener en cuenta el cálculo del espesor muscular y espesor de la capa de grasa.	El espesor de la capa de grasa es: (Pág. 5, Párr. 0083). El grosor de la capa de grasa = $\text{Fat_Count} / W * \text{mm_pixel}$ (Pág. 5, Párr. 0084). Entre ellos, Fat_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa de grasa; W es el ancho de la imagen de la segunda capa de grasa; mm_pixel es a cuántos milímetros corresponde un píxel. (Pág. 5, Párr. 0085). El espesor de la capa muscular es: (Pág. 5, Párr. 0086). El grosor de la capa muscular = $\text{Muscle_Count} / W \times \text{mm_píxel}$ (Pág. 5, Párr. 0087). Entre ellos, Muscle_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa muscular; W es el ancho de la imagen de la



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

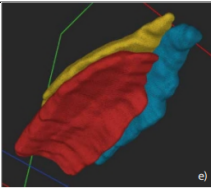
Ref. Expediente N° NC2022/0005577

		segunda capa muscular; mm_pixel es el milímetro correspondiente a un píxel (Pág. 5, Párr. 0088).
▪ generar un crecimiento escalar de los tejidos del modelo a través de la modificación de los puntos de interés hasta alcanzar el espesor identificado para el músculo analizado; (...)	por medio del conocimiento medio de técnico promedio se puede aplicar un escalado geométrico sobre los puntos segmentados para alcanzar el espesor requerido, utilizando transformaciones conocidas en procesamiento de imágenes médicas.	El tamaño de la imagen de la estructura de organización de cada capa obtenida por segmentación es el mismo después del proceso de escalado, por lo que la información de ancho de la imagen de la estructura de organización de cada capa es la misma, es decir, el ancho de la estructura de organización de cada capa es el mismo (Pág. 5, Párr. 0089).
▪ eliminar las interferencias intermusculares existentes como resultado del crecimiento de los tejidos del modelo, donde dicha eliminación se realiza identificando los puntos de intersección para generar una línea de interpolación entre ellos y enseguida producir una separación entre los músculos por medio de un desplazamiento normal; (...)	El registro rígido basado en imágenes se utiliza para alinear los 2 volúmenes US reconstruidos del mismo participante, colocando estructuras similares en la misma posición espacial en una cuadrícula común (...) Tras el registro, las estructuras musculares se solapan y la segmentación puede realizarse indistintamente sobre un registro u otro (Pág. 4, Párr. 3). La detección y corrección de solapamientos en modelos tridimensionales es una tarea habitual en la segmentación. Para un técnico con conocimientos intermedios, estas operaciones son sencillas de aplicar, ya que se basan en soluciones estándar del campo.	El filtrado de paso bajo se utiliza para suavizar las estructuras de los bordes de la imagen de la segunda capa de piel, la imagen de la segunda capa de grasa, la imagen de la segunda capa de fascia, la imagen de la segunda capa muscular y la imagen de la segunda capa de fondo (Pág. 9, Párr. 0097).
▪ igualar la cantidad de puntos de interés en cada plano; (...)	(...) cuando sea posible, realice anotaciones suaves con cortes hacia adelante y hacia atrás (...) (Pág. 4, Párr. 4).	No se menciona.
▪ realizar la reconstrucción tridimensional del modelo alineando los puntos de interés de cada plano del modelo ajustado; (...)	(...) Los volúmenes ecográficos 3D se compusieron utilizando las matrices de seguimiento de la sonda, rellenando una cuadrícula de Vóxeles de 564x632x1443 ± (49 x 38 x 207). Con un espaciado entre píxeles de 0.276993 mm/Pixel ±0.015 (Pág. 4, Párr. 1).	No se menciona.
▪ apilar cada una de las capas para conformar la totalidad de la geometría del músculo; (...)	 (Pág. 5, Fig. 4) La figura 4 detalla el apilamiento de las anotaciones parciales iniciales del método de propagación de etiquetas para formar la totalidad del músculo.	No se menciona.



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

▪ presentar a través de un dispositivo de visualización (302) el modelo reconstruido y adaptado a las características del usuario.	 (Pág. 6, Fig. 6. Resultado e.) La figura 6 muestra la reconstrucción 3D del método implementado en este artículo. Nuestro método ZOI propuesto no sufre fugas y sigue más de cerca la forma general del músculo. No obstante, tiende a suavizar demasiado los resultados y pueden faltar algunos detalle de los bordes (Pág. 6, Párr. 6).	El método descrito (...) permite obtener el espesor de la capa de grasa y el espesor de la capa muscular. Consulte la Figura 7, que muestra un diagrama visual de la estructura de esta realización. permite distinguir claramente entre la capa de piel (S1), la capa de grasa (S2), la capa de fascia (S3), la capa muscular (S4) y la capa de fondo (S5) (Pág. 9, Párr. 0099).
---	--	--

D1 es considerado como el estado de la técnica más cercano a la invención definida en la reivindicación 1, ya que divulga un artículo, donde pretenden ayudar a medir el volumen de los músculos de las extremidades inferiores a partir de imágenes de ultrasonido 3D a mano alzada. La estimación del volumen suele requerir un paso de segmentación manual que lleva mucho tiempo. Para facilitar y acelerar las mediciones de volumen, en este artículo propone un enfoque sin aprendizaje que, partiendo de anotaciones dispersas de músculos en imágenes 2D, propaga las etiquetas de todo el volumen. A demás nos basamos en el registro basado en imágenes 3D-3D para combinar etiquetas de diferentes adquisiciones ecográficas del mismo músculo con diferentes calidades (...) (Resumen).

La diferencia entre la invención definida en la reivindicación 1 y el método divulgado en D1 consiste en calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo tomando en cuenta el punto de inicio y el punto de finalización del mismo, y ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta tanto el valor de espesor muscular identificado como el espesor de la capa de grasa.

El efecto que se logra al incluir específicamente calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo tomando en cuenta el punto de inicio y el punto de finalización del mismo, y ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta tanto el valor de espesor muscular identificado como el espesor de la capa de grasa es que el modelo tridimensional generado no solo representa de forma genérica la morfología del músculo, sino que se ajusta con precisión a la anatomía individual del usuario, considerando tanto la proporción muscular como la grasa subcutánea. Esto permite obtener mediciones morfológicas específicas y confiables, lo que mejora significativamente la exactitud clínica, la personalización del análisis y la aplicabilidad en contextos deportivos, terapéuticos y de investigación biomédica.

Por lo tanto, el problema técnico objetivo que pretende resolver esta invención se puede formular así: ¿Cómo modificar el método divulgado en D1 para proporcionar un modelo tridimensional muscular adaptado a las características anatómicas individuales del usuario, mediante la integración de valores de espesor muscular y de la capa de grasa obtenidos de las imágenes de ultrasonido?

Sin embargo, el incluir calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo tomando en cuenta el punto de inicio y el punto de finalización del mismo, y ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta tanto el valor de espesor muscular identificado como el espesor de la capa de grasa ya está divulgado en D2, que se refiere a que el espesor de la capa de grasa es:” (Pág. 5, Párr. 0083), el grosor de la capa de grasa = Fat_Count/W*mm_pixel” (Pág. 5, Párr. 0084).

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

También, entre ellos, Fat_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa de grasa; W es el ancho de la imagen de la segunda capa de grasa; mm_píxel es a cuántos milímetros corresponde un píxel” (Pág. 5, Párr. 0085). Adicionalmente, el espesor de la capa muscular es:” (Pág. 5, Párr. 0086), el grosor de la capa muscular = Muscle_Count / W x mm_píxel” (Pág. 5, Párr. 0087). Además, entre ellos, Muscle_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa muscular; W es el ancho de la imagen de la segunda capa muscular; mm_píxel es el milímetro correspondiente a un píxel” (Pág. 5, Párr. 0088).

En consecuencia, la persona normalmente versada en la materia estaría motivada a incluir tanto el cálculo del espesor muscular como el ajuste del modelo general en función del espesor de la capa muscular y de la grasa, divulgado en D2, en el método de D1, para así llegar al objeto de la reivindicación 1. Por lo cual se considera obvia.

Así mismo, D1 divulga las características de las reivindicaciones dependientes de la siguiente manera:

- Reivindicación 2: La segmentación corte a corte sobre el área de la sección transversal (CSA) ha demostrado ser la más fiable para realizar la cuantificación muscular del volumen esquelético sobre las imágenes de IRM (...) (Pág. 4, Párr. 4). Además, la captura del plano medial constituye un procedimiento obvio para el técnico en la materia al momento de obtener imágenes de ultrasonido con fines de reconstrucción tridimensional.

La reivindicación dependiente 2 no menciona alguna característica que, junto con las características de la reivindicación independiente, aporte nivel inventivo al método de la reivindicación 1, por lo cual se considera que carece de nivel inventivo.

Teniendo en cuenta lo señalado en el artículo 18 de la Decisión 486 de 2000 de la Comisión de la Comunidad Andina, la reivindicación independiente 3 (NC2025/0013097 del 25 de septiembre de 2025) refiere a: “Un sistema (100) para generar una reconstrucción tridimensional del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario caracterizado porque comprende (...)”. A continuación, se presenta la tabla comparativa entre el objeto reivindicado y los documentos encontrados en el estado de la técnica:

CARACTERÍSTICAS ESENCIALES	D1	D2
Un sistema (100) para generar una reconstrucción tridimensional del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario caracterizado porque comprende:	En este artículo, pretendemos ayudar a medir el volumen de los músculos de las extremidades inferiores a partir de imágenes de ultrasonido 3D a mano alzada (...) (Pág. 1, Párr. 1).	La invención se refiere (...) a un método y sistema para medir el espesor de la grasa y el espesor del músculo en imágenes de ultrasonidos abdominales (Pág. 1, Párr. 0004).
- un transductor de ultrasonido (200);	Los volúmenes ecográficos 3D se compusieron utilizando las matrices de seguimiento de la sonda [†] (...) (Pág. 4, Párr. 1). [†] Grabado con una sonda lineal VERMON de 40 mm: 2-10Mhz (...) (Pág. 4, Pie de página).	Módulo de adquisición de imágenes: se utiliza para adquirir imágenes de ultrasonido abdominal (...) (Pág. 5, Párr. 0023).
- un dispositivo de cómputo (300) que cuenta con un microprocesador (303) y un dispositivo de visualización (302);	Aunque el documento no mencione explícitamente un ordenador con microprocesador y un medio de visualización, estos componentes están implícitamente incluidos. Esto se debe a que las figuras muestran información o	La presente invención también proporciona un medio de almacenamiento legible por computadora, el medio de almacenamiento legible por computadora almacena un



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

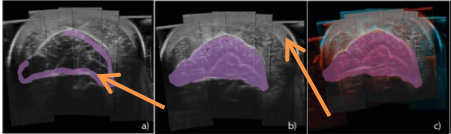
Ref. Expediente N° NC2022/0005577

	resultados a través de una pantalla, y los softwares utilizados suelen ser instalables únicamente en un ordenador.	programa de computadora, y cuando el programa de computadora es ejecutado por un procesador (...) (Pág. 6, Párr. 0034). el sistema incluye además un módulo de visualización para mostrar el diagrama de estructura visual, el espesor de la capa de grasa y el espesor de la capa muscular (Pág. 6, Párr. 0032).
- donde el microprocesador (303) del dispositivo de cómputo (300) está configurado para: ▪ capturar por medio de un transductor de ultrasonido (200), una imagen de corte transversal del músculo de interés del usuario en la posición medial;	Los volúmenes ecográficos 3D se compusieron utilizando las matrices de seguimiento de la sonda [†] (...) (Pág. 4, Párr. 1). [†] Grabado con una sonda lineal VERMON de 40 mm: 2-10Mhz (...) (Pág. 4, Pie de página). La segmentación corte a corte sobre el área de la sección transversal (CSA) ha demostrado ser la más fiable para realizar la cuantificación muscular del volumen esquelético sobre las imágenes de IRM (...) (Pág. 4, Párr. 4).	A1. Adquirir imágenes de ultrasonido abdominal, seleccionar parte de las imágenes para procesar y escalar las imágenes para obtener imágenes que se segmentarán con el mismo tamaño (Pág. 4, Párr. 0008).
▪ calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo, tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del mismo;	(...) Se realizaron de cuatro a seis barridos paralelos desde la rodilla hasta el tobillo, y la sonda fue rastreada con punto reflejados ópticamente (...) (Pág. 3, Párr. 4). No se menciona calcular el espesor muscular.	El espesor de la capa muscular es: (Pág. 8, Párr. 0086). El grosor de la capa muscular = $\text{Muscle_Count} / W \times \text{mm_pixel}$ (Pág. 8, Párr. 0087). Entre ellos, Muscle_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa muscular; W es el ancho de la imagen de la segunda capa muscular; mm_pixel es el milímetro correspondiente a un píxel (Pág. 8, Párr. 0088).
▪ cargar modelos anatómicos generales del músculo de interés, donde los modelos corresponden a una reconstrucción tridimensional genérica de dicho músculo y permiten ajustar sus parámetros a las características musculares del usuario;	(...) en caso de límites poco claros, utilice la información de forma de otras estructuras anatómicas en el contexto cercano, Rastree esas estructuras hasta el corte problemático para disminuir las ambigüedades (...) (Pág. 4, Párr. 4). (...) Los volúmenes resultantes también pueden ser útiles para construir bases de datos anotadas aumentadas para desarrollar enfoques de segmentación basados en el aprendizaje automático (Pág. 1, Párr. 1).	No se menciona.
▪ seleccionar la cantidad de planos transversales del modelo teniendo en cuenta el número de músculos por cada plano y el área total de músculos por cada plano, donde la selección se realiza identificando planos donde se represente la mayor cantidad de	(...) se registran 2 secuencias de imágenes US a mano alzada con diferentes parámetros (véase la Fig. 2). Se realizaron de cuatro a seis barridos paralelos desde la rodilla hasta el tobillo, y la sonda fue rastreada con puntos reflejados ópticamente* (...) (Pág. 3, Párr. 4). El registro rígido basado en imágenes se utiliza para alinear los 2 volúmenes US reconstruidos del mismo paciente,	No se menciona.



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

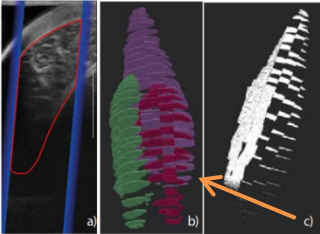
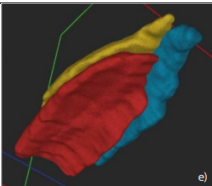
Ref. Expediente N° NC2022/0005577

músculos y la mayor área por cada músculo;	colocando estructuras similares en la misma posición espacial en una cuadrícula común (...) (Pág. 4, Párr. 3).	
▪ identificar sobre los planos una serie de puntos de interés que definen los tejidos musculares y que controlan el crecimiento de estos al momento de ajustarse a las medidas requeridas;	La segmentación corte a corte sobre el área de la sección transversal (CSA) ha demostrado ser el método más fiable para realizar la cuantificación muscular del volumen esquelético sobre imágenes de IRM (...) para armonizar las máscaras de los distintos participantes se siguieron las siguientes recomendaciones: identificar las estructuras más brillantes como huesos (peroné y tibia) y ligamentos. Utilizar el conocimiento de que los músculos se separan del hueso a dos tercios de la pierna (...) (Pág. 4, Párr. 4).	No se menciona.
▪ organizar los puntos identificados generando una curva cerrada que define una geometría del músculo;	(...) En primer lugar, proceda a realizar anotaciones sobre los cortes con alta certeza, con un pincel esférico 3D. Cuando sea posible, realice anotaciones suaves con cortes hacia adelante y hacia atrás. En caso de límites poco claros, utilice el corte problemático para disminuir las ambigüedades (...) (Pág. 4, Párr. 4).	No se menciona.
▪ ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa, donde este ajuste además implica (...)	 (Pág. 5, Fig. 3). La figura demuestra cómo delimita el espesor de los músculos y el espesor de la grasa. A partir de la segmentación propagada y alineada, es posible por conocimiento del técnico medio calcular métricas morfológicas individuales como el espesor del músculo y la presencia de capas subcutáneas, lo cual permite ajustar los contornos del modelo general al usuario específico. No se menciona el tener en cuenta el cálculo del espesor muscular y espesor de la capa de grasa.	El espesor de la capa de grasa es: (Pág. 8, Párr. 0083). El grosor de la capa de grasa = $\text{Fat_Count} / W * \text{mm_pixel}$ (Pág. 8, Párr. 0084). Entre ellos, Fat_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa de grasa; W es el ancho de la imagen de la segunda capa de grasa; mm_pixel es a cuántos milímetros corresponde un píxel. (Pág. 8, Párr. 0085). El espesor de la capa muscular es: (Pág. 8, Párr. 0086). El grosor de la capa muscular = $\text{Muscle_Count} / W \times \text{mm_píxel}$ (Pág. 8, Párr. 0087). Entre ellos, Muscle_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa muscular; W es el ancho de la imagen de la segunda capa muscular; mm_pixel es el milímetro correspondiente a un píxel (Pág. 8, Párr. 0088).
▪ generar un crecimiento escalar de los tejidos del modelo a través de la modificación de los puntos de interés hasta alcanzar el espesor identificado para el músculo analizado;	por medio del conocimiento medio de técnico promedio se puede aplicar un escalado geométrico sobre los puntos segmentados para alcanzar el espesor requerido, utilizando transformaciones conocidas en procesamiento de imágenes médicas.	El tamaño de la imagen de la estructura de organización de cada capa obtenida por segmentación es el mismo después del proceso de escalado, por lo que la información de ancho de la imagen de la estructura de organización de cada capa es la misma, es decir, el ancho de la



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

		estructura de organización de cada capa es el mismo (Pág. 5, Párr. 0089).
eliminar las interferencias intermusculares existentes como resultado del crecimiento de los tejidos del modelo, donde dicha eliminación se realiza identificando los puntos de intersección para generar una línea de interpolación entre ellos y enseguida producir una separación entre los músculos por medio de un desplazamiento normal;	El registro rígido basado en imágenes se utiliza para alinear los 2 volúmenes US reconstruidos del mismo participante, colocando estructuras similares en la misma posición espacial en una cuadrícula común (...) Tras el registro, las estructuras musculares se solapan y la segmentación puede realizarse indistintamente sobre un registro u otro (Pág. 4, Párr. 3). La detección y corrección de solapamientos en modelos tridimensionales es una tarea habitual en la segmentación. Para un técnico con conocimientos intermedios, estas operaciones son sencillas de aplicar, ya que se basan en soluciones estándar del campo.	El filtrado de paso bajo se utiliza para suavizar las estructuras de los bordes de la imagen de la segunda capa de piel, la imagen de la segunda capa de grasa, la imagen de la segunda capa de fascia, la imagen de la segunda capa muscular y la imagen de la segunda capa de fondo (Pág. 9, Párr. 0097).
igualar la cantidad de puntos de interés en cada plano;	(...) cuando sea posible, realice anotaciones suaves con cortes hacia adelante y hacia atrás (...) (Pág. 4, Párr. 4).	No se menciona.
realizar la reconstrucción tridimensional del modelo alineando los puntos de interés de cada plano del modelo ajustado;	(...) Los volúmenes ecográficos 3D se compusieron utilizando las matrices de seguimiento de la sonda, rellenando una cuadrícula de Vóxeles de 564x632x1443 ± (49 x 38 x 207). Con un espaciado entre píxeles de 0.276993 mm/Pixel ±0.015 (Pág. 4, Párr. 1).	No se menciona.
apilar cada una de las capas para conformar la totalidad de la geometría del músculo;	 (Pág. 5, Fig. 4) La figura 4 detalla el apilamiento de las anotaciones parciales iniciales del método de propagación de etiquetas para formar la totalidad del músculo.	No se menciona.
presentar a través de un dispositivo de visualización (302) el modelo reconstruido y adaptado a las características del usuario.	 (Pág. 6, Fig. 6. Resultado e.) La figura 6 muestra la reconstrucción 3D del método implementado en este artículo. Nuestro método ZOI propuesto no sufre fugas y sigue más de cerca la forma general del músculo. No obstante, tiende a suavizar demasiado los resultados y pueden faltar algunos detalle de los bordes (Pág. 6, Párr. 6).	El método descrito (...) permite obtener el espesor de la capa de grasa y el espesor de la capa muscular. Consulte la Figura 7, que muestra un diagrama visual de la estructura de esta realización. permite distinguir claramente entre la capa de piel (S1), la capa de grasa (S2), la capa de fascia (S3), la capa muscular (S4) y la capa de fondo (S5) (Pág. 9, Párr. 0099).



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

D1 es considerado como el estado de la técnica más cercano a la invención definida en la reivindicación 3, ya que divulga un artículo, donde pretenden ayudar a medir el volumen de los músculos de las extremidades inferiores a partir de imágenes de ultrasonido 3D a mano alzada. La estimación del volumen suele requerir un paso de segmentación manual que lleva mucho tiempo. Para facilitar y acelerar las mediciones de volumen, en este artículo propone un enfoque sin aprendizaje que, partiendo de anotaciones dispersas de músculos en imágenes 2D, propaga las etiquetas de todo el volumen. A demás nos basamos en el registro basado en imágenes 3D-3D para combinar etiquetas de diferentes adquisiciones ecográficas del mismo músculo con diferentes calidades (...) (Resumen).

La diferencia entre la invención definida en la reivindicación 3 y el sistema divulgado en D1 consiste en calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo, tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del mismo y ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa.

El efecto que se logra al incluir específicamente calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo, tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del mismo y ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa es que el modelo tridimensional generado no solo representa de forma genérica la forma del músculo, sino que se ajusta con precisión a la anatomía individual del usuario, permitiendo obtener mediciones morfológicas específicas como el espesor muscular y la grasa subcutánea, lo que mejora significativamente la exactitud clínica, la personalización del análisis y la aplicabilidad en contextos como el deportivo, terapéutico o de investigación.

Por lo tanto, el problema técnico objetivo que pretende resolver esta invención se puede formular así: ¿Cómo modificar el sistema divulgado en D1 para proporcionar un modelo tridimensional muscular adaptado a las características anatómicas individuales del usuario, mediante la integración de valores de espesor muscular y de grasa extraídos de las imágenes de ultrasonido?

Sin embargo, el incluir calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo, tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del mismo y ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa para mejorar la personalización del modelo tridimensional ya está divulgado en D2, que se refiere a indicar que el espesor de la capa de grasa es: (Pág. 5, Párr. 0083). Además, el grosor de la capa de grasa = $\text{Fat_Count} / W * \text{mm_pixel}$ (Pág. 5, Párr. 0084). También, entre ellos, Fat_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa de grasa; W es el ancho de la imagen de la segunda capa de grasa; mm_pixel es a cuántos milímetros corresponde un píxel. (Pág. 5, Párr. 0085). Adicionalmente, el espesor de la capa muscular es: (Pág. 5, Párr. 0086). También, el grosor de la capa muscular = $\text{Muscle_Count} / W * \text{mm_pixel}$ (Pág. 5, Párr. 0087). Asimismo, entre ellos, Muscle_Count es el número de píxeles con un valor de píxel de 1 en la imagen de la segunda capa muscular; W es el ancho de la imagen de la segunda capa muscular; mm_pixel es el milímetro correspondiente a un píxel (Pág. 5, Párr. 0088). Finalmente, el tamaño de la imagen de la estructura de organización de cada capa obtenida por segmentación es el mismo después del proceso de escalado, por lo que la información de ancho de la imagen de la estructura de organización de cada capa es la misma, es decir, el ancho de la estructura de organización de cada capa es el mismo (Pág. 5, Párr. 0089).

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

En consecuencia, la persona normalmente versada en la materia estaría motivada a incluir calcular el espesor muscular, ajustar el modelo a las características individuales del usuario, y generar un crecimiento escalar del modelo tridimensional a partir del valor de espesor del músculo del D2 en el sistema de D1, para así llegar al objeto de la reivindicación 1. Por lo cual se considera obvia.

Así mismo, D1 divulga las características de las reivindicaciones dependientes de la siguiente manera:

- Reivindicación 4: Los volúmenes ecográficos 3D se compusieron utilizando las matrices de seguimiento de la sonda[†] (...) (Pág. 4, Párr. 1). También, [†]Grabado con una sonda lineal VERMON de 40 mm: 2-10Mhz (...) (Pág. 4, Pie de página). Además, Por conocimiento técnico medio, se entiende que la frecuencia de operación y el tipo de transductor pueden ajustarse o sustituirse según las necesidades de resolución y profundidad de imagen, siendo común utilizar un transductor de matriz lineal de 12 MHz para alcanzar profundidades aproximadas de 70 mm en aplicaciones musculares.

La reivindicación dependiente 4 no menciona alguna característica que, junto con las características de la reivindicación independiente, aporte nivel inventivo al sistema de la reivindicación 3, por lo cual se considera que carece de nivel inventivo.

6. Conclusión

Los requisitos de patentabilidad de la presente solicitud están afectados así:

Ítem	Documento	Reivindicaciones afectadas	Requisito que afecta
D1	Duque, V. G., Alchanti, D., Crouzier, M., Nordez, A., Lacourpaille, L., & Mateus, D.	1 a 4	Nivel inventivo
D2	CN112168211	1 a 4	Nivel inventivo

7. Respuesta a los argumentos del solicitante

Sobre el considerarla invención y la claridad de las reivindicaciones

El solicitante manifiesta que “(...) Se modifico el preámbulo de las reivindicaciones 1 y 2, para aclarar que las etapas características se tratan de instrucciones implementadas por computador, más precisamente instrucciones implementadas en un dispositivo de cómputo (300) (...)”.

Al respecto, esta Oficina aclara que, tras la revisión del capítulo reivindicatorio presentado, se verifica que efectivamente ha sido modificado el preámbulo de la reivindicación 1. Por lo tanto, se considera atendida la observación formulada en la sección 3 del oficio anterior, toda vez que la modificación realizada cumple con el propósito de considerar invención la reivindicación 1 al ya ser una metodología como una invención por computador, quedando superada dicha objeción.

El solicitante afirma que “(...) Atendiendo las observaciones allegadas por su oficina, se aclararon las unidades en la reivindicación 4: transductor de matriz lineal de 12 MHz. Las unidades en cuestión son MHz (Mega Hertz) unidades de frecuencia en el Sistema Internacional de Unidades. Lo anterior corresponde a las características de los equipos presentadas en el capítulo descriptivo, específicamente en la página 18, línea 8 (...)”.



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

Al respecto, esta Oficina aclara que, tras la revisión del capítulo reivindicatorio presentado, se verifica que efectivamente ha sido modificado las unidades de medida respecto al Sistema Internacional de unidades. Por lo tanto, se considera atendida la observación formulada en la sección 4.1. del oficio anterior, toda vez que la modificación realizada cumple con el propósito de facilitar la comprensión de las unidades de medida en la materia reivindicada.

El solicitante indica que “(...) la restricción en el uso de marcas o nombres comerciales aplica de manera específica para las reivindicaciones, dado que estas determinan el alcance de la protección solicitada. Sin embargo, la presente objeción se refiere únicamente a la descripción de la invención, la cual tiene un propósito diferente (...)

En este sentido, en la descripción de la presente solicitud los programas informáticos mencionados mediante sus nombres comerciales se incluyen únicamente como ejemplos ilustrativos y de referencia técnica, con el fin de describir de manera precisa cómo se implementa el procedimiento reivindicado. Estos programas no hacen parte de la materia reclamada, ni constituyen elementos esenciales de la invención (...)

Por lo anterior, la mención de nombres comerciales en la descripción no afecta la claridad, suficiencia ni completitud del documento (...)”.

Al respecto, esta Oficina aclara que, tras la revisión del capítulo descriptivo, se verifica que las marcas o nombres comerciales mencionados se han empleado únicamente con fines explicativos y de referencia técnica, sin incorporarse en el capítulo reivindicatorio ni afectar el alcance de la protección solicitada. Por lo tanto, se considera atendida la observación formulada en la sección 4.2 del oficio anterior, toda vez que la descripción presentada cumple con el requisito de ser clara, completa y suficiente conforme a lo dispuesto en el Artículo 28 de la Decisión 486. En consecuencia, la objeción queda superada.

Sobre el nivel inventivo

El solicitante argumenta que “(...) el documento D1 únicamente segmenta y propaga etiquetas sobre imágenes adquiridas, pero no menciona la existencia de un modelo anatómico genérico ni su ajuste a datos personalizados. La reconstrucción se limita a la información adquirida por ultrasonido y no integra plantillas o modelos previos.

El uso de modelos anatómicos genéricos ajustables es un componente innovador, que introduce una etapa técnica que va más allá de la mera segmentación. Esto aporta precisión y reproducibilidad clínica (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que el documento D1 sí divulga la característica relativa a la utilización de información anatómica de referencia para la reconstrucción y ajuste en procesos de segmentación. En efecto, D1 enseña que “(...) en caso de límites poco claros, utilice la información de forma de otras estructuras anatómicas en el contexto cercano, rastree esas estructuras hasta el corte problemático para disminuir las ambigüedades (...)” (Pág. 4, Párr. 4), así como que “(...) los volúmenes resultantes también pueden ser útiles para construir bases de datos anotadas aumentadas para desarrollar enfoques de segmentación basados en el aprendizaje automático (...)” (Pág. 1, Párr. 1). Dichas enseñanzas evidencian que D1 contempla el uso de referencias anatómicas y volúmenes previos como base para afinar y ajustar la reconstrucción más allá de la segmentación directa, lo que permite al experto en la materia implementar modelos de referencia que se adapten a los datos individuales del usuario.

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

En consecuencia, el argumento presentado no resulta suficiente para desvirtuar lo concluido en el examen, puesto que la característica señalada ya se encuentra divulgada en D1, manteniéndose la objeción de falta de nivel inventivo frente a dicho documento.

El solicitante procede a señalar que “(...) la presente solicitud incluye una etapa específica para seleccionar estratégicamente planos transversales con base en: i) cantidad de músculos por plano, y ii) área total de músculos representada, (...)”

El documento D1 no describe ningún criterio cuantitativo o proceso automatizado de selección de planos. Los barridos y adquisiciones se realizan de forma estándar (2 secuencias de imágenes US a mano alzada, el registro rígido basado en imágenes), sin optimización en la representación de estructuras. De esta manera, la presente solicitud introduce inteligencia en la etapa de reconstrucción, optimizando la representatividad anatómica, lo cual no está sugerido ni anticipado en D1 (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que el documento D1 sí divulga la característica relativa a la selección de planos transversales en el proceso de adquisición y reconstrucción. En efecto, D1 enseña que “(...) se registran 2 secuencias de imágenes US a mano alzada con diferentes parámetros (véase la Fig. 2). Se realizaron de cuatro a seis barridos paralelos desde la rodilla hasta el tobillo, y la sonda fue rastreada con puntos reflejados ópticamente (...)” (Pág. 3, Párr. 4), y además que “(...) el registro rígido basado en imágenes se utiliza para alinear los 2 volúmenes US reconstruidos del mismo paciente, colocando estructuras similares en la misma posición espacial en una cuadrícula común (...)” (Pág. 4, Párr. 3). Lo anterior evidencia que D1 contempla la selección y disposición de planos transversales con fines de reconstrucción anatómica, de manera que se optimice la representación espacial de las estructuras musculares.

En consecuencia, el argumento presentado no resulta suficiente para desvirtuar lo concluido en el examen, puesto que la característica señalada ya se encuentra divulgada en D1, manteniéndose la objeción de falta de nivel inventivo frente a dicho documento.

El solicitante procede a señalar que “(...) la presente solicitud propone un procedimiento específico para resolver interferencias entre músculos, identificando puntos de intersección y separando estructuras mediante desplazamientos normales (...)”

Aunque el documento D1 menciona el registro rígido de volúmenes basado en imágenes, no describe técnicas para corregir conflictos geométricos entre estructuras segmentadas (...) la etapa de desplazamiento normal para separación de músculos es totalmente novedosa, pues automatiza la corrección de errores derivados del crecimiento geométrico del modelo (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que el documento D1 sí divulga la problemática y las soluciones asociadas a la detección y manejo de estructuras solapadas en procesos de reconstrucción. En particular, D1 enseña que “(...) el registro rígido basado en imágenes se utiliza para alinear los 2 volúmenes US reconstruidos del mismo participante, colocando estructuras similares en la misma posición espacial en una cuadrícula común (...) Tras el registro, las estructuras musculares se solapan y la segmentación puede realizarse indistintamente sobre un registro u otro (...)” (Pág. 4, Párr. 3). Asimismo, la eliminación de solapamientos constituye una operación estándar en segmentación y reconstrucción 3D, reconocida como parte del conocimiento general de un técnico medio en el área, quien cuenta con herramientas habituales para corregir interferencias geométricas entre tejidos a partir de transformaciones y ajustes de contorno.

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

En consecuencia, el argumento presentado no resulta suficiente para desvirtuar lo concluido en el examen, puesto que la característica señalada ya se encuentra comprendida en lo divulgado por D1 y en el conocimiento técnico medio, manteniéndose la objeción de falta de nivel inventivo frente a dicho documento.

El solicitante procede a señalar que “(...) la solicitud incluye un paso para normalizar la cantidad de puntos de interés en cada plano, lo que estandariza la reconstrucción tridimensional y mejora la precisión geométrica (...) este paso asegura consistencia geométrica y mejora la calidad final del modelo, siendo un aporte técnico adicional. No existe ninguna referencia en D1 a este proceso, el método que presenta este documento se limita a la propagación de etiquetas y segmentación parcial (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que el documento D1 sí divulga procedimientos orientados a la consistencia de la segmentación entre planos consecutivos, a través de técnicas de anotación y propagación de etiquetas que permiten mantener uniformidad en la reconstrucción. En particular, D1 enseña que “(...) cuando sea posible, realice anotaciones suaves con cortes hacia adelante y hacia atrás (...)” (Pág. 4, Párr. 4), lo cual refleja un procedimiento dirigido precisamente a mantener la coherencia y la continuidad entre planos sucesivos durante el proceso de segmentación. Dicho mecanismo resulta equivalente a garantizar la correspondencia de puntos de interés entre planos para mejorar la precisión de la reconstrucción.

En consecuencia, el argumento presentado no resulta suficiente para desvirtuar lo concluido en el examen, puesto que la característica señalada ya se encuentra divulgada en D1, manteniéndose la objeción de falta de nivel inventivo frente a dicho documento.

El solicitante indica que “(...) la materia reivindicada define explícitamente la entrega de resultados a través de un dispositivo de visualización, permitiendo la interacción clínica inmediata (...) aunque D1 muestra imágenes como ejemplo, no especifica un flujo de visualización ni integración en sistemas médicos. Su objetivo se limita a validación experimental. La reivindicación contempla la integración práctica en un flujo clínico, mientras que D1 es meramente académico (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que el documento D1 sí divulga la presentación de los resultados obtenidos a través de un dispositivo de visualización. En efecto, D1 enseña que “(...) la figura 6 muestra la reconstrucción 3D del método implementado en este artículo. Nuestro método ZOI propuesto no sufre fugas y sigue más de cerca la forma general del músculo (...)” (Pág. 6, Párr. 6), lo cual evidencia que los resultados de la reconstrucción son visualizados en un dispositivo de presentación, tal como lo reivindicado. La visualización constituye parte inherente de cualquier procedimiento de reconstrucción tridimensional, ya que sin esta etapa no sería posible validar ni utilizar los resultados obtenidos.

De este modo, el planteamiento del solicitante no logra desvirtuar lo concluido en el examen, dado que la característica señalada ya se encuentra divulgada en D1, motivo por el cual se mantiene la objeción de falta de nivel inventivo frente a dicho documento.

El solicitante procede a manifestar que “(...) combinar D1 y D2 para llegar a la invención carece de motivación lógica y técnica, ya que D1 trabaja con ultrasonido 3D para segmentación y cálculo de volúmenes, mientras que D2 se limita a análisis lineal 2D para medir espesores abdominales. No existe relación explícita ni implícita que sugiera que un experto usaría el método de D2 dentro del método expuesto en D1 (...) En conclusión, las enseñanzas de los documentos D1 y D2 no proporcionan por sí mismos ni en

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

combinación, ningún incentivo para que experto en la técnica pueda llegar a la solución según el objeto reivindicado (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que, si bien D1 divulga la reconstrucción tridimensional de estructuras musculares a partir de ultrasonido, D2 sí enseña métodos para calcular espesores de capas anatómicas (piel, grasa, fascia y músculo) a partir de imágenes ecográficas, así como el uso de un programa ejecutado en un procesador para realizar dicho procesamiento (Pág. 6, Párr. 0034; Pág. 5, Párrs. 0083-0088). Estas enseñanzas son técnicas y complementarias, no meramente lineales, y resultan aplicables para ajustar modelos o validar medidas dentro de un esquema de reconstrucción.

En consecuencia, el señalamiento del solicitante no desvirtúa lo concluido en el examen, puesto que la información de la invención no necesita estar totalmente contenida en D2. Lo relevante es que D1 ya menciona la reconstrucción 3D y D2 aporta procedimientos de cálculo de espesores y medios de procesamiento por computador que el técnico medio estaría motivado a integrar. Por lo tanto, se mantiene la objeción de falta de actividad inventiva frente a la combinación de los documentos D1 y D2.

El solicitante procede a señalar que “(...) el documento D1 describe únicamente la sonda utilizada en su estudio, con un rango de 2–10 MHz, sin divulgar en forma directa o implícita un transductor de matriz lineal de 12 MHz ni la profundidad de captura de 70 mm. La afirmación del examinador sobre el supuesto carácter común de estos parámetros carece de sustento documental y constituye un razonamiento retrospectivo. Además, la configuración reclamada aporta un efecto técnico concreto, permitiendo la captura precisa de estructuras musculares profundas para la reconstrucción tridimensional personalizada (...)”.

Con respecto al argumento del solicitante, esta Oficina aclara que el documento D1 sí describe de manera explícita el uso de una sonda lineal para la captura de imágenes de ultrasonido, señalando: “Grabado con una sonda lineal VERMON de 40 mm: 2–10 MHz (...)” (Pág. 4, Pie de página). Si bien no se menciona de manera literal una frecuencia de 12 MHz ni la profundidad de 70 mm, por conocimiento técnico medio es sabido que la selección del transductor y de la frecuencia de operación depende de las necesidades de resolución y penetración tisular. En aplicaciones musculares es común el uso de transductores de matriz lineal de 12 MHz para lograr profundidades aproximadas de 70 mm, lo cual constituye un ajuste rutinario en la práctica clínica y de investigación para mejorar la definición o alcanzar estructuras más profundas.

De este modo, la característica reivindicada no introduce un elemento técnico inventivo, puesto que se deriva directamente de la aplicación de parámetros de uso generalizado por el técnico medio en la materia, al momento de implementar el método descrito en D1. En consecuencia, se mantiene la objeción de falta de actividad inventiva frente a la reivindicación dependiente 4.

Finalmente, el solicitante indica que “(...) al tener en cuenta el nuevo capítulo reivindicatorio, solicito muy respetuosamente a su Despacho, continuar el trámite de rigor, se realice el estudio del capítulo reivindicatorio modificado y se emita un nuevo oficio si el examinador lo considere, o de lo contrario solicito sea otorgado el privilegio de invención (...)”.

Esta Oficina aclara que, si bien el solicitante manifiesta que se han atendido las objeciones formuladas, tras el examen integral de patentabilidad aún persisten observaciones que impiden el otorgamiento de la protección a la solicitud en este

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

momento. En particular, pese a las modificaciones realizadas al capítulo reivindicatorio, las características técnicas de la invención continúan estando anticipadas y/o resultan evidentes a partir de las enseñanzas de los documentos D1 y D2 del estado de la técnica, lo cual afecta el nivel inventivo de la misma.

En cumplimiento del artículo 45 de la Decisión 486 de 2000, se le indica que debe dar respuesta dentro del término de sesenta (60) días contados a partir de la fecha de notificación de la presente comunicación. En caso de no dar respuesta al presente requerimiento, o si a pesar de la respuesta subsistieran los impedimentos para la concesión, se denegará la patente.

Si como respuesta a este requerimiento, el solicitante modifica el capítulo reivindicatorio, deberá observar las instrucciones contenidas en el numeral 1.2.2.1.1., del Capítulo Primero del Título X de la Circular Única de esta Superintendencia. De igual forma, deberá tener presente que de conformidad con el literal a) del numeral 1.2.2.5.1. de la norma ibidem, será necesario acreditar el pago de la tasa por concepto de modificación a solicitudes en trámites, de conformidad con el valor establecido en la resolución de tasas vigentes.

Notifíquese el presente oficio conforme a lo dispuesto en el numeral 6.2 del Capítulo Sexto del Título I de la Circular Única, informándoles que contra el mismo no procede recurso alguno en actuación administrativa.



Sandra Isabel Calderon Rodriguez
DIRECTORA DE NUEVAS CREACIONES

Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

INFORME DE BÚSQUEDA
EXAMEN DE PATENTABILIDAD

Solicitud No.		Examen de patentabilidad							
NC2022/0005577		1°	-	2°	X	3°	-	Revoca	-
Fecha de determinación estado de la técnica (DD/MM/AÑO)				Prioridad		Presentación			
29/04/2022				-		X			
Solicitante									
UNIVERSIDAD CENTRAL									
Reivindicaciones que no son objeto de búsqueda por:									
Art. 14	-	Art. 15	-	Art. 20	-	Art. 25 (Falta de unidad de invención)		-	

CRITERIOS DE BÚSQUEDA	
Reivindicaciones objeto de búsqueda	1 a 4
Palabras clave utilizadas	3D reconstruction, Three-dimensional reconstruction, 3D Modelling, 3D Model, Three-dimensional Model, Muscle, Muscle tissue, Muscles, ultrasound, ultrasound transducer, ultrasound scan, computing device, microprocessor, computer system.
Clasificaciones utilizadas para la búsqueda	CIP: G06K 9/00, G06T 1/00, G06T 7/00, G06T 15/00, A61N 5/10, G06F 19/00, A61B 5/00, A61B 17/00

DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES (Documentos patente, Literatura no patente (LNP): Artículos, catálogos, etc.)					
Informes de búsqueda / Bases de datos consultadas	N° de solicitud de patente / N° de patente / Autor LNP ⁽¹⁾	Fecha de Publicación /Presentación (DD/MM/AAAA)	Reivindicaciones /Secuencias afectadas	Citas relevantes del estado de la técnica	Categoría del documento citado ⁽²⁾
SIPI	13044010	31/05/2013	-	-	A
Patbase	US2020000433	02/01/2020	-	-	A
	US2018214118	02/08/2018	-	-	A
	US2013144135	06/06/2013	-	-	A
	US2021338204	04/11/2021	-	-	A
Orbit	US20210219947	22/07/2021	-	-	A
	US10537304	21/01/2020	-	-	A
Google Escolar	Duque, V. G., Alchanti, D., Crouzier, M., Nordez, A., Lacourpaille, L., & Mateus, D. ¹	03/11/2020	1 a 4	(Pág. 1, Párr. 1), (Pág. 3, Párr. 4), (Pág. 4, Párr. 1), (Pág. 4, Párr. 3), (Pág. 4, Párr. 4), (Pág. 6, Párr. 6).	Y
Googlepatent	CN112168211	10/04/2013	1 a 4	(Pág. 4, Párr. 0004), (Pág. 4, Párr. 0008), (Pág. 5, Párr. 0023), (Pág. 6, Párr. 0032), (Pág. 6, Párr. 0034), (Pág. 8, Párr. 0083), (Pág. 8, Párr. 0084), (Pág. 8, Párr. 0085), (Pág. 8, Párr. 0086), (Pág. 8, Párr. 0087), (Pág. 8, Párr. 0088), (Pág. 8, Párr. 0089), (Pág. 9, Párr. 0097), (Pág. 9, Párr. 0099).	Y
⁽¹⁾ Cita completa literatura no patente (LNP)		¹ Duque, V. G., Alchanti, D., Crouzier, M., Nordez, A., Lacourpaille, L., & Mateus, D. (2020, November). Low-limb muscles segmentation in 3D freehand ultrasound using non-learning methods and label transfer. In <i>16th International Symposium on</i>			



Oficio N° 18109 de 16 de octubre de 2025

Ref. Expediente N° NC2022/0005577

Apellido, A. A. (Fecha). Título del artículo. Nombre de la revista. Volumen(Número), pp-pp.	Medical Information Processing and Analysis (Vol. 11583, pp. 154-163). SPIE. Recuperado de: https://vgonzalezd.github.io/files/Duque2020SIPAIM.pdf
O	
Apellido, A. A. (Fecha). Título del artículo. Nombre de la revista. Recuperado de http://xxxxxxx.	
(²) Categorías de documentos citados	
“A” Documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante. “E” Solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior. “L” Documento citado para llamar la atención sobre, por ejemplo, dudas acerca de una reivindicación de prioridad o para determinar la fecha de publicación de otra cita, siempre van acompañados de una explicación, por la cual se citan. “O” Documento del tipo actas de conferencia, este tipo de documentos siempre estará acompañado por otra letra que indique la pertinencia del documento, por ejemplo, O,X, O,Y o bien O,A. “P” Documento publicado antes de la fecha de presentación internacional, pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada. “T” Documento publicado en fecha posterior a la de presentación o la de prioridad de la solicitud internacional y no entra en conflicto con dicha solicitud, pero puede ser útil para la mejor comprensión del principio o teoría en que se basa la invención, o para demostrar que el razonamiento o los hechos en los que se basa dicha invención son incorrectos. “X” Documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado. “Y” Documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.	
Fecha del reporte de búsqueda: (30/09/2025)	

