

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 805 008**

51 Int. Cl.:

<b>G06T 7/00</b>	(2007.01) <b>A61B 17/00</b>	(2006.01)
<b>G06T 7/12</b>	(2007.01)	
<b>G06T 7/62</b>	(2007.01)	
<b>G06T 7/194</b>	(2007.01)	
<b>A61B 5/00</b>	(2006.01)	
<b>A61B 17/04</b>	(2006.01)	
<b>A61B 17/32</b>	(2006.01)	
<b>A61B 17/068</b>	(2006.01)	
<b>A61B 5/026</b>	(2006.01)	
<b>A61B 34/10</b>	(2006.01)	

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.02.2015 PCT/US2015/016358**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **20.08.2015 WO15123699**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.02.2015 E 15749662 (1)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.03.2020 EP 3108447**

54 Título: **Procedimiento y sistema para proporcionar recomendaciones para la ejecución óptima de procedimientos quirúrgicos**

30 Prioridad:

**17.02.2014 US 201461940664 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**10.02.2021**

73 Titular/es:

**CHILDREN'S NATIONAL MEDICAL CENTER  
(100.0%)  
111 Michigan Avenue N.W.  
Washington, DC 20010-2970 , US**

72 Inventor/es:

**SHADEMAN, AZAD;  
KRIEGER, AXEL;  
CHA, JAEPYEONG;  
KIM, PETER y  
KANG, JIN, U.**

74 Agente/Representante:

**PONS ARIÑO, Ángel**

ES 2 805 008 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Procedimiento y sistema para proporcionar recomendaciones para la ejecución óptima de procedimientos quirúrgicos

### 5 REFERENCIA CRUZADA A SOLICITUDES RELACIONADAS

Esta solicitud se basa y reivindica el beneficio de prioridad de conformidad con 35 U.S.C. § 119(e) respecto al documento de EE.UU. N° de serie 61/940.664, presentado el 17 de febrero de 2014.

### 10 CAMPO DE LA INVENCION

Esta descripción está relacionada con el campo de los dispositivos médicos inteligentes, concretamente un sistema y procedimiento para la ejecución inteligente y óptima de procedimientos quirúrgicos en todo tipo de tejidos, incluyendo tejidos blandos y óseos, que usan información multimodal que incluye imágenes ópticas y/o información anatómica.

15 Específicamente, la presente descripción está relacionada con un procedimiento y sistema para proporcionar recomendaciones a un cirujano o un sistema quirúrgico con respecto a partes de la anatomía de un paciente que son apropiadas para el procedimiento quirúrgico y partes de la anatomía del paciente que no son apropiadas para el procedimiento quirúrgico.

### 20 ANTECEDENTES

Varios procedimientos e intervenciones quirúrgicas requieren la manipulación precisa del tejido o la inserción de instrumentos quirúrgicos y/o accesorios en el cuerpo. Para llevar a cabo las tareas técnicas y de procedimiento óptimas, se deben tener en cuenta varios factores para colocar los instrumentos quirúrgicos y/o accesorios en tejido blando o hueso, o realizar procedimientos como incisión, cortes, extracciones, sutura, costura, etc. Estos factores incluyen, pero no se limitan a minimizar el riesgo de complicaciones, reducir el dolor y acelerar el tiempo de recuperación. Para ayudar a un cirujano o un sistema quirúrgico (por ejemplo, un robot) a tomar una mejor decisión sobre dónde interactuar con el tejido, se deben desarrollar sistemas de formación de imágenes avanzados y software de análisis que proporcionen apoyo para la toma de decisiones para un resultado óptimo.

30 La adquisición de imágenes multiespectrales es una técnica de formación de imágenes avanzada para captar información de la escena a diferentes longitudes de onda espectrales. Las imágenes multiespectrales proporcionan propiedades estructurales de los objetos de la escena que pueden no ser visibles desde un solo canal (es decir, un solo canal que corresponde a una imagen obtenida usando una longitud de onda espectral particular). Las imágenes multiespectrales también pueden revelar estructuras subsuperficiales a longitudes de onda más altas (longitudes de onda infrarroja cercana e infrarroja). En medicina, la formación de imágenes multiespectrales se ha usado ampliamente en la detección de cáncer y las observaciones de saturación de oxígeno en la sangre de la piel. La formación de imágenes sensible a la polarización es otra técnica de formación de imágenes avanzada que utiliza las propiedades de dispersión y polarización de la luz que se propaga en el tejido. Ajustando los estados de polarización dependiendo de la profundidad de penetración de la luz, se pueden usar técnicas de control de polarización para la medición selectiva de profundidad. Una ventaja de la formación de imágenes sensible a la polarización es la eliminación de la reflexión especular de la superficie del tejido y la identificación clara de las estructuras de tejido profundo, lo cual es útil para los procedimientos e intervenciones quirúrgicas.

45 La patente de EE.UU. N° 8.285.015 describe un dispositivo de adquisición de imágenes que forma imágenes multiespectrales a partir de la descomposición de una imagen en múltiples partes componentes en función del tipo de formación de imágenes, pero no describe ningún procesamiento posterior cuantificado de las imágenes adquiridas. Si bien se ha trabajado en el desarrollo de sistemas de formación de imágenes multiespectrales y sensibles a la polarización, actualmente no hay sistemas que analicen y cuantifiquen las imágenes procedentes de sistemas de formación de imágenes multiespectrales y sensibles a la polarización para proporcionar recomendaciones respecto a partes de la anatomía de un paciente que sean apropiadas para el procedimiento quirúrgico y otras partes de la anatomía del paciente que no sean apropiadas para el procedimiento quirúrgico.

Se deberían evitar los vasos sanguíneos durante la sutura para mitigar el daño tisular y fomentar una recuperación más rápida. La patente de EE.UU. N° 8.611.629 describe un procedimiento interactivo para el análisis de vasos sanguíneos. Un usuario indica una posición en un vaso de la estructura tubular, que a continuación se usa para identificar una parte de la estructura tubular situada alrededor de la posición indicada, incluyendo cualquier bifurcación, y que se extiende hasta una distancia predeterminada medida desde la posición indicada, para obtener una parte identificada. Otros algoritmos de segmentación de vasos sanguíneos se han descrito en la bibliografía. Bankhead y col., incluido junto con la declaración de descripción de información, describe un algoritmo no supervisado rápido y

exacto para detectar vasos sanguíneos en función de la transformada de ondículas sin diezmado. La segmentación de los vasos sanguíneos proporciona información estructural limitada de la anatomía de un paciente y, por lo tanto, no se ha usado para proporcionar recomendaciones a un cirujano o un sistema quirúrgico con respecto a partes de la anatomía del paciente que sean apropiadas para el procedimiento quirúrgico y partes de la anatomía del paciente que  
5 no sean apropiadas para el procedimiento quirúrgico.

El documento WO2010/066827 describe la detección de diferentes características anatómicas, por ejemplo, vasos, usando formación de imágenes visibles e infrarrojas: se usan relaciones de diferentes canales para determinar diferentes mapas de vasos, y se realiza la fusión de los diferentes mapas en una única máscara de vasos global  
10 mostrada durante el procedimiento quirúrgico. El documento WO2010/120769 describe la detección de anastomosis arteria-vena usando la combinación de bandas visuales y de infrarrojo cercano para detectar la absorción de oxígeno y desoxihemoglobina.

La descripción de "antecedentes" proporcionada en esta invención tiene el propósito de presentar generalmente el contexto de la descripción. El trabajo de los inventores actualmente nombrados, en la medida en que se describe en esta sección de antecedentes, así como los aspectos de la descripción que de otro modo no podrían calificarse como técnica anterior en el momento de la presentación, no se admiten ni expresa ni implícitamente como técnica anterior en contra de la presente invención.  
15

## 20 **RESUMEN**

La invención se refiere a un procedimiento según la reivindicación 1.

El procedimiento puede comprender una o más de las características enumeradas en cualquiera de las  
25 reivindicaciones dependientes de la reivindicación 1.

Según otro aspecto, la invención se refiere a un aparato según la reivindicación 12.

Según otro aspecto, la invención se refiere a un programa informático según la reivindicación 13.  
30

Una realización ejemplar de la presente descripción describe un procedimiento y aparato para proporcionar recomendaciones para un procedimiento médico quirúrgico. Por ejemplo, una realización ejemplar de la presente descripción describe la ejecución óptima de procedimientos quirúrgicos y la colocación óptima de instrumentos y accesorios quirúrgicos, incluyendo, pero no limitados a implantes y prótesis en el tejido a partir de formación de  
35 imágenes multimodales e indicaciones anatómicas para cirugía manual, semiautomatizada y automatizada.

Los instrumentos y herramientas quirúrgicas, implantes y prótesis incluyen, pero no se limitan a suturas, agujas, clips, grapas, tornillos, válvulas y marcadores de guía. Deben colocarse en el tejido de manera óptima para reducir complicaciones y acelerar el tiempo de recuperación.  
40

Los procedimientos e intervenciones incluyen, pero no se limitan a cortes quirúrgicos, incisiones, suturas, costuras y otros procedimientos de manipulación de tejidos sensibles al tejido vulnerable.

Las indicaciones múltiples provienen de diferentes modalidades de formación de imágenes, incluyendo, pero no limitadas a imágenes multiespectrales, resonancia magnética, tomografía computarizada, así como la cuantificación de descripciones anatómicas y formas geométricas.  
45

En una realización ejemplar de la presente invención, se proporciona un sistema de formación de imágenes multiespectrales que es capaz de generar y mostrar un mapa de vasos sanguíneos e información sobre la densidad del tejido y del tejido subsuperficial y esbozar recomendaciones para regiones de tejido no vulnerables para procedimientos quirúrgicos e intervenciones que deberían evitar los vasos sanguíneos.  
50

En una realización ejemplar de la presente invención, un sistema y procedimiento multiespectral están diseñados para generar automáticamente ubicaciones de colocación de sutura óptimas para la anastomosis intestinal evitando regiones de tejido vulnerables incluyendo tejido delgado, mesenterio y vasos sanguíneos.  
55

En otra realización ejemplar, la descripción permite en su decisión el soporte de información de tejido objetivo precisa y exacta en tiempo real de tejido deformable móvil.

## 60 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

Una apreciación más completa de las realizaciones descritas y muchas de las ventajas que conlleva se obtendrán fácilmente a medida que la misma se entienda mejor con referencia a la siguiente descripción detallada cuando se considere en relación con los dibujos adjuntos, donde:

5

La Figura 1 ilustra la generación y segmentación de imágenes multiespectrales.

La Figura 2 ilustra la segmentación y el procesamiento de imágenes de imágenes multiespectrales.

10 La Figura 3 ilustra los resultados de la segmentación de imágenes multiespectrales supervisada.

La Figura 4 ilustra la segmentación de vasos sanguíneos.

La Figura 5A ilustra la determinación de la especificación de un intestino y puntos de sutura óptimos.

15

La Figura 5B ilustra un gráfico de reflectancia espectral ejemplar.

La Figura 6 ilustra un sistema de recomendación de parámetros óptimos que corresponde a la Figura 2.

20 La Figura 7 ilustra la generación de un primer mapa de gradiente a partir de un primer mapa de valores.

La Figura 8 ilustra la generación de un segundo mapa de gradiente a partir de un segundo mapa de valores.

La Figura 9 ilustra la generación de un tercer mapa de gradiente a partir de un tercer mapa de valores.

25

La Figura 10 ilustra un operador de fusión de mapas para generación de un mapa de recomendaciones para determinar puntos óptimos para un procedimiento médico quirúrgico.

30 La Figura 11 ilustra un procedimiento para proporcionar recomendaciones a un cirujano o un sistema quirúrgico para un procedimiento quirúrgico.

La Figura 12 ilustra un sistema informático ejemplar.

### **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

35

La presente invención está relacionada con un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, comprendiendo el procedimiento adquirir, usando circuitería, una pluralidad de imágenes multiespectrales que representan una parte de la anatomía de un paciente, realizar procesamiento de imágenes en cada una de la pluralidad de imágenes multiespectrales para formar una pluralidad de mapas de valores, identificando cada mapa de valores aspectos de la parte de la anatomía del paciente mediante valores asignados, combinar la pluralidad de mapas de valores en un mapa de recomendaciones único, determinar puntos óptimos para realizar el procedimiento médico quirúrgico en función del mapa de recomendaciones único y mostrar los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico superponiendo los puntos óptimos en una imagen original de la parte de la anatomía del paciente o aplicando los puntos óptimos a un procedimiento médico quirúrgico robótico.

45

El procedimiento comprende además calcular valores de reflectancia difusa para la pluralidad de imágenes multiespectrales, seleccionar un valor de reflectancia difusa de referencia a partir de los valores de reflectancia difusa y determinar las relaciones correspondientes entre los valores de reflectancia difusa correspondientes y el valor de reflectancia difusa de referencia, y determinar un mapa de grosor, como uno de la pluralidad de mapas de valores, que corresponde al grosor de diferentes partes de la anatomía del paciente en función de las relaciones correspondientes determinadas.

50

El procedimiento comprende además extraer un primer plano y un fondo de la pluralidad de imágenes multiespectrales para extraer vasos sanguíneos, y determinar un mapa de vasos, como uno de la pluralidad de mapas de valores, que corresponde a vasos en diferentes partes de la anatomía del paciente en función de dicha extracción.

55

El procedimiento comprende además analizar proporciones de la intensidad de señal correspondiente de la pluralidad de imágenes multiespectrales, y determinar un mapa de perfusión, como uno de la pluralidad de mapas de valores, que corresponde a una cantidad de perfusión sanguínea en diferentes partes de la anatomía del paciente en función de dicho análisis.

60

La presente invención está relacionada con un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, donde dicha extracción de dicho primer plano incluye aplicar un algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos a la pluralidad de imágenes multiespectrales, y extraer una línea central o un esqueleto de vasos de la pluralidad de imágenes multiespectrales en función de dicho algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos.

La presente invención está relacionada con un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, donde los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico se determinan en función del cálculo de máximos locales en el mapa de recomendaciones único, que incluye el mapa de grosor, donde los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico se determinan en función del cálculo de máximos locales en el mapa de recomendaciones único, que incluye el mapa de vasos, y donde la pluralidad de imágenes multiespectrales son imágenes de polarización cruzada, donde la pluralidad de imágenes multiespectrales son imágenes de polarización paralela.

La presente invención está relacionada con un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, donde la pluralidad de mapas de valores incluye partes oscuras de la anatomía del paciente y partes claras de la anatomía del paciente, y donde las partes oscuras de la anatomía del paciente indican partes de la anatomía del paciente que deben evitarse durante el procedimiento médico quirúrgico y las partes claras de la anatomía del paciente indican otras partes de la anatomía del paciente que son apropiadas para el procedimiento médico quirúrgico, y donde la pluralidad de mapas de valores incluye una escala que indica valores de 0 a 1, donde los valores más cercanos a 0 corresponden a las partes oscuras de la anatomía del paciente y los valores más cercanos a 1 corresponden a las partes claras de la anatomía del paciente.

La presente invención está relacionada con un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, donde cada uno de la pluralidad de mapas de valores corresponde a una parte diferente de la anatomía del paciente, y donde cada uno de la pluralidad de mapas de valores corresponde a una característica anatómica diferente de la anatomía del paciente.

El procedimiento comprende además segmentar la representación de la parte de la anatomía de un paciente para formar una pluralidad de imágenes segmentadas en función de información anatómica o geométrica predeterminada, donde el procedimiento médico quirúrgico es al menos uno de suturar y grapar y los puntos óptimos son al menos uno de puntos óptimos de sutura y grapado, y donde el procedimiento médico quirúrgico es cortar.

La presente invención también está relacionada con un aparato para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico que comprende circuitería para adquirir una pluralidad de imágenes multiespectrales que representan una parte de la anatomía de un paciente, realizar procesamiento de imágenes en cada una de la pluralidad de imágenes segmentadas para formar una pluralidad de mapas de valores, identificando cada mapa de valores aspectos de la parte de la anatomía del paciente mediante valores asignados, combinar la pluralidad de mapas de valores en un mapa de recomendaciones único, determinar puntos óptimos para realizar el procedimiento médico quirúrgico en función del mapa de recomendaciones único y mostrar los puntos óptimos para el procedimiento quirúrgico médico superponiendo los puntos óptimos en una imagen original de la parte de la anatomía del paciente o aplicando los puntos óptimos a un procedimiento quirúrgico médico robótico.

El aparato comprende además circuitería configurada para calcular valores de reflectancia difusa para la pluralidad de imágenes multiespectrales, seleccionar un valor de reflectancia difusa de referencia a partir de los valores de reflectancia difusa y determinar las relaciones correspondientes entre los valores de reflectancia difusa correspondientes y el valor de reflectancia difusa de referencia, y determinar un mapa de grosor, como uno de la pluralidad de mapas de valores, que corresponde al grosor de diferentes partes de la anatomía del paciente en función de la relación correspondiente determinada.

El aparato comprende además circuitería configurada para extraer un primer plano y un fondo de la pluralidad de imágenes multiespectrales para extraer vasos sanguíneos, y determinar un mapa de vasos, como uno de la pluralidad de mapas de valores, que corresponde a vasos en diferentes partes de la anatomía del paciente en función del primer plano y el fondo extraídos.

El aparato comprende además circuitería configurada para analizar proporciones de la intensidad de señal correspondiente de la pluralidad de imágenes multiespectrales, y determinar un mapa de perfusión, como uno de la pluralidad de mapas de valores, que corresponde a una cantidad de perfusión sanguínea en diferentes partes de la anatomía del paciente en función de dichas proporciones analizadas.

60

El aparato comprende además circuitería configurada para aplicar un algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos a la pluralidad de imágenes multiespectrales, y extraer una línea central o un esqueleto de vasos de la pluralidad de imágenes multiespectrales en función de dicho algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos para extraer el primer plano.

5

La presente invención está relacionada con un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, donde los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico se determinan en función del cálculo de máximos locales en el mapa de recomendaciones único, que incluye el mapa de grosor, donde los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico se determinan en función del cálculo de máximos locales en el mapa de recomendaciones único, que incluye el mapa de vasos, y donde la pluralidad de imágenes multiespectrales son al menos uno de imágenes de polarización cruzada e imágenes de polarización paralela.

La presente invención está relacionada con un aparato para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, donde la pluralidad de mapas de valores incluye partes oscuras de la anatomía del paciente y partes claras de la anatomía del paciente, y donde las partes oscuras de la anatomía del paciente indican partes de la anatomía del paciente que deben evitarse durante el procedimiento médico quirúrgico y las partes claras de la anatomía del paciente indican otras partes de la anatomía del paciente que son apropiadas para el procedimiento médico quirúrgico, y donde la pluralidad de mapas de valores incluye una escala que indica valores de 0 a 1, donde los valores más cercanos a 0 corresponden a las partes oscuras de la anatomía del paciente y los valores más cercanos a 1 corresponden a las partes claras de la anatomía del paciente.

La presente invención también está relacionada con un medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio que incluye instrucciones legibles por ordenador que, cuando son ejecutadas por un ordenador, hacen que el ordenador ejecute un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, comprendiendo el procedimiento adquirir una pluralidad de imágenes multiespectrales que representan una parte de la anatomía de un paciente, realizar procesamiento de imágenes en cada una de la pluralidad de imágenes multiespectrales para formar una pluralidad de mapas de valores, identificando cada mapa de valores aspectos de la parte de la anatomía del paciente mediante valores asignados, combinar la pluralidad de mapas de valores en un mapa de recomendaciones único, determinar puntos óptimos para realizar el procedimiento médico quirúrgico en función del mapa de recomendaciones único y mostrar los puntos óptimos para el procedimiento quirúrgico médico superponiendo los puntos óptimos en una imagen original de la parte de la anatomía del paciente o aplicando los puntos óptimos a un procedimiento quirúrgico médico robótico.

En muchos procedimientos e intervenciones quirúrgicas, es necesario eliminar una región de tejido blando y las regiones restantes deben volver a conectarse. La recuperación de este tipo de procedimiento depende del flujo sanguíneo máximo y la oxigenación sanguínea adecuada en el tejido sin cortar. La práctica actual es evitar que los principales vasos sanguíneos sean visibles a simple vista o a través de cámaras de alcance visible, pero se ignoran muchos otros factores. Por ejemplo, no hay sistemas para cuantificar la vulnerabilidad de los tejidos y clasificarlos en función del grosor. Tampoco hay pautas ni dispositivos comerciales para minimizar la cantidad de microvasos cortados para acelerar la recuperación. Los cirujanos usan su experiencia y años de capacitación para tomar decisiones. A veces, incluso manipulan manualmente un tejido para evaluar si es lo suficientemente fuerte y estable como para ser cortado y/o reconectado. La presente descripción describe un sistema y procedimiento que proporciona información cuantitativa relevante para ayudar a los cirujanos o sistemas quirúrgicos a tomar mejores decisiones sobre dónde manipular el tejido (por ejemplo, cortar y volver a conectar el tejido). El sistema y el procedimiento aquí descritos podrían aplicarse a procedimientos de tejidos blandos como la anastomosis intestinal o procedimientos de tejidos duros como los reemplazos óseos.

Un ejemplo de una operación de tejidos blandos es la anastomosis intestinal, un procedimiento quirúrgico común para volver a conectar el intestino después de la eliminación de una afección patológica que lo afecta. La anastomosis intestinal se puede realizar en escenarios de cirugía abierta o cirugía mínimamente invasiva (MIS). La mayoría de las cirugías abiertas se realizan mediante la percepción visual y el reconocimiento de un cirujano sin un sistema de formación de imágenes intermediario. La capacidad visual humana tiene limitaciones para distinguir las estructuras anatómicas subsuperficiales de la anatomía de un paciente. Está claro que sistemas de formación de imágenes adecuados que permiten la visualización de las estructuras subsuperficiales de la anatomía de un paciente mejorarían la percepción de los cirujanos y los ayudarían a realizar la cirugía. En MIS, el cirujano percibe lo que está disponible a través de un sistema de formación de imágenes endoscópico o por medio de otros sistemas de formación de imágenes no invasivos. Los procedimientos MIS podrían beneficiarse de los sistemas de formación de imágenes de múltiples modalidades que proporcionan información sensorial cuantitativa además de lo que el cirujano puede ver. Esto incluye visualizar lo que está debajo de la superficie de un tejido y evitar regiones de tejido vulnerables.

60

Sin embargo, los sistemas de endoscopios comerciales actuales tienen limitaciones en el análisis espectral y en la formación de imágenes sensible a la polarización, ya que existen materiales birrefringentes en las ventanas de entrada y salida sin filtros espectrales que dificultan la aplicación de formación de imágenes multiespectrales y de polarización.

La birrefringencia es la propiedad óptica de un material que tiene un índice de refracción que depende de la polarización y la dirección de propagación de la luz. Si bien ha habido avances notables en los sistemas de formación de imágenes quirúrgicos que están orientados a mejorar la visión quirúrgica y el resultado de los procedimientos quirúrgicos, existe un vacío claro para sistemas que sean capaces de análisis cuantitativos y generar recomendaciones para mejores resultados quirúrgicos. Esta descripción aborda el sistema y los procedimientos que pueden ayudar a un cirujano o un sistema quirúrgico a lograr mejores resultados quirúrgicos proporcionando un análisis cuantitativo de la escena quirúrgica desde múltiples fuentes y medios de entrada.

En una realización, se describe un sistema de formación de imágenes que recomienda colocaciones de anastomosis a los cirujanos. El sistema de la presente descripción implementa un sistema de formación de imágenes multiespectrales y procedimientos de análisis de imágenes. Se identifican y segmentan regiones de tejidos vulnerables que incluyen vasos sanguíneos. Se recomiendan al cirujano puntos de coordenadas óptimos para la colocación de suturas. Esto se visualiza generando mapas de sutura, que mapean el campo de visión óptico a un mapa de valores 2D (o 3D) en el intervalo  $[0, 1]$ , donde 0 se refiere al tejido más vulnerable u otras regiones que el cirujano debe evitar y 1 se refiere a la región de tejido más deseable y menos vulnerable. Se obtiene un mapa de sutura fusionando diferentes mapas, obtenidos de varias indicaciones diferentes. Estas indicaciones provienen del procesamiento de imágenes de imágenes multiespectrales y/o codificación numérica de información anatómica y estructuras geométricas. Las descripciones anatómicas pueden derivarse de un atlas de anatomía o de la descripción de un cirujano.

Un ejemplo de indicaciones obtenidas a partir del procesamiento de imágenes multiespectrales es la segmentación de fondo de tejido y no tejido comparando valores de píxeles en diferentes longitudes de onda. Otro ejemplo de indicaciones obtenidas del procesamiento de imágenes multiespectrales es el cálculo de límites para diferentes secciones de tejido en función del grosor del tejido. Esto es posible porque la absorción y dispersión de la luz es una función de la longitud de onda y del material de la superficie. En el caso de los órganos internos, los diferentes tipos de tejido reflejan la luz de manera diferente, lo que puede codificarse en números procesando imágenes multiespectrales. Las longitudes de onda más altas penetran más profundamente en el tejido y, como resultado, las imágenes captadas en una banda espectral más alta revelan las estructuras subsuperficiales de la anatomía de un paciente que pueden segmentarse usando procedimientos de procesamiento de imágenes de rutina. Además, el grosor del tejido puede parametrizarse en función de los valores de intensidad de píxeles medidos en bandas de longitud de onda más alta.

Similar a la enumeración de indicaciones a partir de imágenes multiespectrales, la información sobre formas geométricas y estructuras de la anatomía de un paciente también puede enumerarse y usarse como indicaciones geométricas y mapearse en imágenes de color falso para integración en la salida de algoritmos procesamiento de imágenes multiespectrales. La información geométrica y estructural se deriva de expertos clínicos, que describen una ubicación típica de puntos de referencia anatómicos, geométricos o estructurales, o de atlas médicos, que tabulan la ubicación anatómica, geométrica, el tamaño y otra información estructural y/o geométrica de órganos y otras estructuras corporales en relación con otras estructuras. Por ejemplo, para enumerar la información geométrica que corresponde a un mapa para la ubicación aproximada de las colocaciones de sutura para que estén a aproximadamente 2 mm de la línea de corte del lumen, se podría usar una superficie lisa en forma de campana para enumerar esta información, donde el pico de la superficie en forma de campana está a 2 mm de la línea de corte, atenuándose gradualmente desde el pico hasta cero a medida que se aleja del pico. La pendiente y la ubicación de picos de la curva en forma de campana son funciones del tamaño del lumen. La información geométrica se usará junto con la información del tejido obtenida de la información obtenida del procesamiento de imágenes multiespectrales.

En una realización ejemplar, la línea de corte del lumen se calcula primero mediante segmentación de imágenes multiespectrales y segmentación de límites a partir del algoritmo de procesamiento de imágenes de primer plano/fondo aplicado a imágenes multiespectrales. La longitud de la línea de corte está relacionada con el tamaño del lumen, que se puede calcular a partir del recuento de los píxeles de la línea de corte segmentada. La ubicación de picos de la curva en forma de campana es una función del tamaño y el grosor del lumen. En una realización ejemplar, se usaron aproximadamente 2 mm como un ejemplo. Sin embargo, el valor real se calcula dentro del algoritmo de procesamiento de imágenes multiespectrales. El pico identifica a un candidato fuerte para la colocación de suturas, pero los valores fuera de pico no se descartan. Por el contrario, a los valores fuera de pico se les da menos peso que, junto con otras indicaciones, podrían ser mejores candidatos para la colocación de suturas.

En una realización, como se ilustra en la Figura 1, se ilustra la segmentación de imagen de imágenes con polarización cruzada 106 recibidas de un sistema de formación de imágenes multiespectrales 101. El sistema de formación de

imágenes multiespectrales 101 incluye radiómetros de detección remota y otra circuitería para adquirir imágenes multiespectrales de una parte de la anatomía de un paciente. Además, el sistema de formación de imágenes multiespectrales 101 también incluye circuitería para adquirir imágenes con polarización cruzada e imágenes con polarización paralela en diversas bandas espectrales/longitudes de onda 103. La polarización cruzada o la polarización paralela de las imágenes multiespectrales mejora las imágenes multiespectrales, por ejemplo, al eliminar el resplandor. Los canales de imágenes con polarización cruzada 102 se obtienen de varias bandas espectrales 103 en  $w_1, w_2, \dots, w_n$  longitudes de onda de luz. Los canales con polarización cruzada incluyen imágenes con polarización cruzada 106 representadas a diferentes longitudes de onda de luz (es decir,  $w_1, w_2, \dots, w_n$ ).

10 Aunque la Figura 1 ilustra los canales de imagen de polarización cruzada 102, debería entenderse que los canales de imagen de polarización paralela también pueden implementarse con el sistema de formación de imágenes multiespectrales 101. Los canales de imagen de polarización paralela incluirían imágenes de polarización paralela 105, como se ilustra en la Figura 1. Las imágenes de polarización paralela 105 y las imágenes con polarización cruzada 106 representadas en la Figura 1 ilustran una sección cortada de un intestino porcino representada en cuatro diferentes longitudes de onda visibles e infrarrojas cercanas (es decir, 445 nm, 470 nm, 600 nm, 770 nm).

Después de que las imágenes con polarización cruzada 106 se representan en cuatro longitudes de onda diferentes visibles e infrarrojas cercanas, se introducen en un sistema de segmentación de imágenes multiespectrales 104. El sistema de segmentación de imágenes multiespectrales 104 incluye circuitería que realiza la segmentación de las imágenes con polarización cruzada 106. La segmentación de las imágenes con polarización cruzada 106 se puede realizar usando diversos procedimientos. Ejemplos de segmentación de imágenes con polarización cruzada 106 incluyen, pero no se limitan a segmentación de vasos sanguíneos, segmentación en función del grosor del tejido, segmentación de diferentes tipos de tejido (por ejemplo, grasa, músculo) y segmentación de diferentes capas/partes de la anatomía de un paciente (por ejemplo, capa interna, capa externa, parte superior, parte inferior).

Los canales de imagen con polarización cruzada 102, que incluyen las imágenes con polarización cruzada correspondientes 106, son las señales de entrada al sistema de segmentación multiespectral 104 para segmentar las imágenes con polarización cruzada 106 y generar mapas, como se ilustra en la Figura 2. Se pueden usar diversos procedimientos diferentes para segmentar las imágenes con polarización cruzada 106 (véase arriba para ejemplos de segmentación) y para generar mapas (que se discutirán con más detalle a continuación con respecto a las Figuras 2 y 6-9). La segmentación de las imágenes con polarización cruzada 106 da como resultado una o más imágenes segmentadas 201-203 (véase la Figura 2) que corresponden al fondo, el primer plano, diferentes tipos de tejido y diferentes estructuras anatómicas.

La Figura 2 ilustra un resultado de segmentación multiespectral, mediante el sistema de segmentación de imágenes multiespectrales 104, de las imágenes con polarización cruzada 106 que da como resultado diversas imágenes segmentadas 201, 202 y 203, donde cada imagen segmentada corresponde a diferentes tejidos y/o estructuras anatómicas. Estas imágenes segmentadas 201, 202 y 203 de la anatomía de un paciente se producen en función de una sola imagen con polarización cruzada 106 o múltiples imágenes con polarización cruzada 106. Aunque en la Figura 2 solo se ilustran tres imágenes segmentadas 201, 202 y 203, Cabe señalar que se pueden producir muchas más imágenes segmentadas en función de diferentes procedimientos de segmentación (es decir, segmentación en función de diferentes tipos de tejido, segmentación en función de vasos sanguíneos, segmentación en función del grosor del tejido y diferenciación de perfusión).

El objetivo del algoritmo de segmentación de imágenes multiespectrales es procesar dos o más imágenes de la misma escena captadas en diferentes longitudes de onda y generar información sobre la información contextual sobre la escena. Por ejemplo, las imágenes de luz visible de escenas de niebla al aire libre no proporcionan tanta información sobre la escena como la combinación de dos imágenes captadas en las bandas espectrales infrarrojas de onda corta e infrarroja de onda larga. En un sitio quirúrgico, los tejidos y dispositivos médicos a menudo están cubiertos de sangre. Por lo tanto, las imágenes de luz visible normales no proporcionan información adecuada sobre el tejido. Además, ciertas bandas espectrales de gran ancho de banda son capaces de visualizar estructuras subsuperficiales poco profundas.

La segmentación de imágenes multiespectrales se puede realizar usando procedimientos supervisados o no supervisados. En la segmentación supervisada, una pequeña región de interés (ROI) es especificada por un usuario como datos de entrenamiento etiquetados para un tejido deseado que ha de ser segmentado. Esta ROI es una matriz numérica de números para cada banda espectral en la entrada. Cada píxel multiespectral, por lo tanto, contiene un vector de valores de intensidad con el tamaño del vector igual al número de bandas espectrales. Un algoritmo de segmentación supervisado analiza los datos de entrenamiento para producir mapeo inferido para nuevos ejemplos. El algoritmo de segmentación usa el análisis de componentes principales (PCA) o un algoritmo derivado para encontrar

los componentes principales (PC) de todos los vectores en cada ROI. Otros vectores fuera de la ROI que están cerca de los PC están etiquetados como el mismo segmento. Este procedimiento puede repetirse para varios tipos de tejidos supervisados por el usuario. Cada región segmentada puede representarse como una máscara binaria (por ejemplo, la imagen segmentada 201), donde 1 denota pertenecer a la región de interés y 0 denota lo contrario.

5

En la segmentación no supervisada, se usa un algoritmo de aprendizaje no supervisado para encontrar los vectores de características que representan cada segmento en los datos de imágenes multiespectrales. El resultado es similar al aprendizaje supervisado, pero los datos de entrenamiento no necesitan ser etiquetados. Aunque anteriormente se describieron diferentes procedimientos de segmentación, la presente descripción está dirigida a usar la información obtenida de algoritmos de segmentación multiespectral para proporcionar recomendaciones para la ejecución óptima de procedimientos quirúrgicos.

Las tres imágenes segmentadas 201, 202 y 203 corresponden a una sola imagen con polarización cruzada 106 o a múltiples imágenes con polarización cruzada 106 y tales imágenes segmentadas 201, 202 y 203 también se pueden crear para imágenes de polarización paralela individuales/múltiples 105. Por ejemplo, la imagen segmentada 201 ilustra las capas internas de un intestino porcino, concretamente la mucosa, el mesenterio y algunas venas y arterias sanguíneas. La imagen segmentada 202, por ejemplo, ilustra principalmente la capa externa del intestino porcino, concretamente la serosa y la imagen segmentada 203, por ejemplo, ilustra la capa mesentérica y otras características vulnerables alrededor de una línea de corte. La línea de corte, por ejemplo, se refiere a un corte previo hecho a la anatomía del paciente que necesita ser suturado. Específicamente, la línea de corte se refiere a una línea de borde entre dos tipos de tejidos diferentes, por ejemplo, capa interna y externa, o capa externa y fondo. Por ejemplo, la línea de corte puede determinarse intersectando la imagen segmentada de capa interna 201 y la imagen segmentada de capa externa 202.

Además, el procesamiento de imágenes 204 se realiza en las imágenes segmentadas 201, 202 y 203 para producir mapas de valores 205, 206 y 207. El procesamiento de imágenes 204 puede realizarse usando un procesador y/o circuitería. El mapa de valores 205 corresponde a una capa interna de la anatomía del paciente y el mapa de valores 206 corresponde a una capa externa de la anatomía del paciente. El mapa de valores 207 es un mapa que corresponde a la línea de corte mencionada anteriormente y puede determinarse en función de una intersección del mapa de valores 205 y el mapa de valores 206. Los mapas de valores pueden corresponder a un mapa de grosor de tejido, mapa de vasos, y/o mapa de perfusión. Se puede determinar un mapa de perfusión, como un mapa de valores, que corresponde a una cantidad de perfusión sanguínea en diferentes partes de la anatomía de un paciente analizando proporciones de intensidad de señal de una pluralidad de imágenes multiespectrales. Aunque la Figura 2 ilustra que las imágenes segmentadas 201, 202 y 203 se procesan para generar mapas de valores 205, 206 y 207, cabe señalar que los mapas de valores 205, 206 y 207 pueden generarse sin segmentación de las imágenes multiespectrales. En otras palabras, las imágenes multiespectrales se pueden procesar directamente para generar mapas de valores 205, 206 y 207.

A cada uno de los píxeles en cada uno de los mapas de valores 205, 206 y 207 se les asigna un valor entre 0 y 1 para cada parámetro de tejido que ha sido calculado. Por ejemplo, al tejido grueso que se puede suturar bien se le asigna un valor de 1 y al tejido tan delgado como el papel se le asigna un valor de 0 y los valores entre 0 y 1 se asignan al tejido en función del grosor del tejido. Aunque los mapas de valores 205, 206 y 207 ilustrados en la Figura 2 corresponden a diferentes capas de tejido de la anatomía de un paciente, los mapas de valores también se pueden crear para determinar los vasos sanguíneos dentro de la anatomía del paciente. Por ejemplo, a los vasos sanguíneos que deberían evitarse se les asigna un valor de 0 y si no hay vasos sanguíneos presentes, a esa parte de la anatomía del paciente se le asigna un valor de 1. Se pueden asignar valores entre 0 y 1 a los vasos pequeños que pueden causar poco sangrado durante un procedimiento quirúrgico.

Se puede realizar procesamiento de imágenes adicional cuando un procesador y/o circuitería multiplican diferentes mapas de valores 205, 206 y 207 para generar un mapa combinado (véanse las Etapas 1107 y 1109 en la Figura 11) con valores finales para cada píxel para determinar lo bueno que es un píxel particular para la sutura (o cualquier otro procedimiento quirúrgico). Además, durante el procesamiento de imágenes 204, se pueden asignar diferentes ganancias (constantes que se multiplican con valores de píxel) a cada valor de parámetro para destacar o restar importancia a un parámetro de tejido.

55

La generación de mapas de valores 205, 206 y 207 permite que un cirujano o un sistema quirúrgico identifique partes de la anatomía de un paciente que son adecuadas para el procedimiento quirúrgico y otras partes que no son apropiadas para el procedimiento quirúrgico. Como se ilustra anteriormente, la Figura 2 proporciona un ejemplo de una característica anatómica de un paciente que puede procesarse automáticamente a partir de imágenes de entrada sin procesar. Por lo tanto, la Figura 2 ilustra la generación de imágenes segmentadas 201, 202 y 203 usando diversos

60

procedimientos de segmentación multiespectral discutidos anteriormente y la generación de mapas de valores 205, 206 y 207 que corresponden a la anatomía de un paciente para permitir que un cirujano o un sistema quirúrgico identifiquen partes de la anatomía del paciente que son adecuadas para el procedimiento quirúrgico y otras partes que no son apropiadas para el procedimiento quirúrgico.

5

La Figura 3 ilustra la segmentación de imágenes multiespectrales supervisada para segmentar regiones de tejido según lo especificado por un usuario en el entrenamiento fuera de línea. Se usan imágenes multiespectrales (es decir, imágenes con polarización cruzada 106 y/o imágenes de polarización paralela) como entrada y se muestran en un color falso en la imagen 301. Las imágenes multiespectrales pueden segmentarse en diferentes regiones, como se ilustra en la imagen 302. Además, las imágenes multiespectrales pueden segmentarse de modo que la anatomía del paciente (por ejemplo, el intestino porcino) se pueda distinguir del fondo (es decir, segmentación de primer plano-fondo, como se ilustra en la imagen 303). Además, las imágenes multiespectrales pueden segmentarse de modo que la región vulnerable se ilustre en la imagen 304, la región de tejido estable se ilustre en la imagen 305 y el tejido mesentérico se ilustre en la imagen 306. Aunque lo anterior describe la segmentación manual, la segmentación de las imágenes multiespectrales para formar imágenes 302, 303, 304, 305 y 306 puede realizarse usando un procesador y/o circuitería particularmente programados.

La Figura 4 ilustra la extracción de vasos sanguíneos del procesamiento posterior de una imagen de un solo canal 401. La imagen de un solo canal 401 corresponde a una de las imágenes de polarización paralela 105 e imágenes con polarización cruzada 106 generadas por el sistema de formación de imágenes multiespectrales 101. Por ejemplo, una imagen con polarización cruzada 401 de 470 nm muestra alto contraste de vasos sanguíneos en comparación con otras bandas de longitud de onda. La imagen de un solo canal 401 se procesa previamente en primer lugar para extraer el primer plano del fondo (véase la imagen 402). El procesamiento del primer plano para extraer vasos sanguíneos contiene dos etapas principales. La primera etapa aplica un algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos, por ejemplo, la transformada de ondículas sin diezmado isotrópica (IUWT) que extrae la segmentación de vasos procesando los coeficientes de ondícula, como se ilustra en la imagen 403. La segunda etapa incluye la extracción de las líneas centrales o del esqueleto de vasos. Esto puede lograrse mediante un algoritmo basado en gráficos que extrae las líneas centrales utilizando el ajuste de "spline" para descubrir las orientaciones de los vasos y los cruces por cero de la segunda derivada perpendicular a los vasos sanguíneos y la localización de los bordes de los vasos sanguíneos a partir de los perfiles de imagen 404 y 405. En la imagen 404, los vasos se segmentan eliminando objetos conectados y rellenando agujeros.

Para eliminar el ruido y los píxeles dispersos del cálculo de la línea central, se utiliza un algoritmo de adelgazamiento morfológico estándar. Esto da como resultado un mapa de valores (por ejemplo, un mapa binario ilustrado en la imagen 405) de vasos sanguíneos que pueden superponerse en la imagen original para visualización, como se ilustra en la imagen 406. El mapa binario (por ejemplo, la imagen 405) es convolucionado a una función curva en forma de campana suave para obtener un mapa de evitación de vasos sanguíneos, como se ilustra en la imagen 406, donde un valor de 1 indica que no hay vasos sanguíneos y el valor de 0 indica vasos sanguíneos. Los valores más cercanos a 1 se refieren a una región menos vulnerable, mientras que los valores más cercanos a 0 se refieren a la proximidad a vasos sanguíneos. Este mapa de evitación de vasos ilustrado en la imagen 406 es fusionado además con otros mapas usando un operador de fusión, que se describirá con más detalle con respecto a las Figuras 10 y 11. El procesamiento de las imágenes 401-406 puede realizarse usando un procesador y/o circuitería particularmente programados.

La Figura 5A ilustra una realización para la especificación de criterios de colocación de suturas para anastomosis intestinal. Algunos de los criterios se implementan a partir del procesamiento numérico de las imágenes multiespectrales de entrada. Por ejemplo, el grosor  $t$  de un intestino se calcula a partir de las imágenes multiespectrales. Parte de la información se obtiene de otras fuentes. Por ejemplo, el diámetro intestinal  $d$  se obtiene a partir de datos de atlas específicos de la edad. La distancia de mordida desde el borde del intestino es proporcionada por el cirujano experto y depende del tipo de tejido.

En una realización ejemplar, se determina un mapa de grosor de tejido a partir de imágenes multiespectrales. En muchos procedimientos, el grosor de tejido contribuye al éxito general de la operación. Un ejemplo es la anastomosis intestinal, donde cuanto más gruesas son las áreas de tejido, mayor es la fuerza de retención de la sutura. Esto significa que las regiones de tejido más grueso son candidatas de colocación de sutura más adecuadas. El grosor de tejido se puede hallar empíricamente a partir de imágenes multiespectrales. La luz reflejada desde la superficie del tejido retiene la polarización inicial, pero la parte restante de la luz penetra profundamente en el tejido y pierde su polarización original debido a varios eventos de dispersión. La profundidad de penetración de la radiación óptica en los tejidos depende de la longitud de onda de la luz.

60

La reflectancia difusa ( $R$ ) del tejido proporciona información morfológica de diferentes profundidades, y usando formación de imágenes multiespectrales es posible extraer información de grosor. La cantidad de reflectancia difusa (brillo) se mide a diferentes longitudes de onda. El tejido más grueso refleja más luz que el tejido más delgado porque la luz penetra fácilmente a través del tejido más delgado y no se refleja. Las distribuciones de parámetros estructurales y morfológicos se pueden hallar en función de la relación entre diferentes imágenes espectrales como se describe en la ecuación siguiente:

$$\frac{R(x, y, \lambda_k)}{R(x, y, \lambda_{referencia})}$$

10 Por ejemplo, una imagen espectral con polarización cruzada de 470 nm se selecciona como una imagen de reflectancia de referencia. Las relaciones de reflectancia entre diferentes imágenes espectrales se calculan y comparan para la diferenciación de grosor. En la ecuación anterior,  $x$  e  $y$  corresponden a coordenadas de píxeles horizontales y verticales, respectivamente,  $\lambda_k$  corresponde a la anchura de banda multiespectral para la banda  $k$ , y  $\lambda_{referencia}$  corresponde a una anchura de banda de referencia de, por ejemplo, una imagen espectral con polarización  
15 cruzada de 470 nm.

Una reflectancia global  $R$  sobre todo el intervalo espectral en las imágenes de muestras de tejido puede describirse mediante la siguiente ecuación:

$$R = \sum_{\lambda_k} R(x, y, \lambda_k)$$

La variabilidad espectral intrínseca dentro del tejido puede analizarse eliminando la reflectancia global ( $R$ ), lo que lleva a la 'reflectancia espectral'  $S(x, y, \lambda_k)$  en el tejido en función de la ecuación siguiente:

$$S(\lambda_k) = R(\lambda_k) - R$$

El comportamiento espectral de  $S(\lambda_k)$  depende del grosor del tejido. Por ejemplo, cuando el tejido se vuelve más grueso, la reflectancia espectral disminuye en los intervalos del espectro azul y aumenta en la región del infrarrojo cercano, lo que lleva a la denominada "rotación espectral" alrededor de 600 nm como una función del grosor del tejido  
30 (véase el gráfico a continuación). Por lo tanto, el gradiente (relación) de la reflectancia espectral entre las longitudes de onda inferior y superior se puede usar para proporcionar información de grosor en la reflectancia difusiva del tejido. Véase también la Figura 5B.

La Figura 3 ilustra un sistema de recomendación de parámetros óptimos según una realización ejemplar. El sistema  
35 adquiere imágenes multiespectrales (por ejemplo, imágenes con polarización cruzada 106 y/o imágenes de polarización paralela 105) a diferentes longitudes de onda similares a las descritas anteriormente con respecto a la Figura 1. En función de las especificaciones de procedimiento quirúrgico 601 que se pueden obtener de los cirujanos o aprender de múltiples repeticiones de un procedimiento o tarea quirúrgica usando aprendizaje automático, información numérica y las imágenes se procesan y se hallan argumentos óptimos de un problema de optimización.  
40 Por ejemplo, el sistema de procesamiento y optimización de imágenes 602 incluye un procesador y/o circuitería para procesar las imágenes multiespectrales y determinar argumentos óptimos del problema de optimización.

El problema de optimización describe la tarea de hallar las ubicaciones de sutura óptimas (u otros puntos para la cirugía). El sistema de procesamiento y optimización de imágenes 602 procesa, por ejemplo, las imágenes con  
45 polarización cruzada 106 para determinar un mapa combinado, discutido anteriormente con respecto a la Figura 2 (véase también la Figura 11 para la descripción de un mapa combinado que resulta de un operador de fusión). El mapa combinado descrito con respecto a las Figuras 2 y 11 se usa para determinar, por ejemplo, puntos de sutura óptimos. Por ejemplo, el mapa combinado puede incluir un valor asignado para cada píxel en función de lo adecuado que sea para la sutura. Un algoritmo de optimización (ejecutado usando un procesador y/o circuitería particularmente  
50 programados en el sistema de procesamiento y optimización de imágenes 602 y/o el sistema de recomendación de parámetros óptimos 603) halla una serie de puntos con los valores más altos para crear la línea de sutura óptima. Las partes que se introducen en el algoritmo de optimización son el espaciado de sutura nominal y los tamaños de mordida. Usando el tamaño de mordida, el algoritmo de optimización halla un área adecuada alrededor del tamaño de mordida nominal lejos de la línea de corte (véase la imagen 704 en la Figura 7 y la imagen 1003 en la Figura 10). En una

realización, el algoritmo de optimización se inicializa en el píxel de valor más alto en el área de imagen, y a continuación halla iterativamente el mejor punto de sutura siguiente seleccionando el punto de valor más alto que está alejado del punto anterior el espaciado de sutura nominal. La desviación del espaciado nominal y el tamaño de mordida alimentan negativamente el algoritmo de optimización.

5

En función del resultado de optimización del algoritmo de optimización descrito anteriormente, el sistema de recomendación de parámetros de procedimiento óptimo 603 recomienda un conjunto de parámetros de procedimiento aceptables que son óptimos en el sentido de la función objetivo usada para definir el problema de optimización en el sistema de procesamiento y optimización de imágenes 602. Por ejemplo, las recomendaciones para la colocación óptima de suturas se generan y se muestran al usuario mediante la superposición de imágenes 604. Aunque el procesamiento de imágenes de imágenes multispectrales se describe generalmente con respecto a la Figura 6, las etapas de procesamiento de imágenes y la recomendación de parámetros óptimos para el procedimiento quirúrgico se describen con más detalle con respecto a la Figura 11.

10

15 En una realización ejemplar, como se ilustra en la Figura 7, la información anatómica y la información geométrica se enumeran usando gradientes suaves. Por ejemplo, aproximadamente 2 cm a la izquierda de un punto de referencia anatómico (por ejemplo, la línea de corte intestinal en la imagen 701) se enumera por una función que tiene un pico a 2 cm y cae gradualmente a medida que se aleja del pico. Un ejemplo es una curva en forma de campana 703 que enumera distancias inciertas alrededor del pico. Por ejemplo, un algoritmo detecta la línea de corte. Las suturas generalmente se colocan a un tamaño nominal de mordida alejadas de la línea de corte, lo que crea una línea de sutura. Convolucionando esta línea de sutura con una curva de campana, se puede generar un mapa de gradiente 704 que describe las áreas para buenas suturas geoméricamente (es decir, en el centro de la línea los valores son más altos y apropiados para sutura y alejándose de la línea los valores son más bajos y no apropiados para sutura).

20

25 Además, cuando hay dos puntos de referencia anatómicos, se determina una función donde se determina que un mínimo de la función está en los puntos de referencia y se determina que un pico de la función está aproximadamente entre los puntos de referencia. Esto permite la enumeración de la distancia aproximada. El punto de referencia anatómico mostrado en la imagen 701 es la línea de corte intestinal. Las ubicaciones de sutura ideales se describen como aproximadamente 1,5 veces el grosor medio del tejido proporcionado en la descripción geométrica 702 y codificado por un filtro suave implementado por el operador de convolución 703. El resultado es un mapa de gradiente (o mapa de evitación) que ilustra una distancia ideal desde la línea de corte (véase el mapa de evitación 704) para un procedimiento quirúrgico, donde los valores oscuros corresponden a 0 y los valores claros corresponden a 1 como se muestra en una escala 705. Como se indicó anteriormente, los valores más cercanos a 1 se refieren a una región menos vulnerable, mientras que los valores más cercanos a 0 se refieren a regiones más vulnerables. La imagen 701 corresponde a la imagen 207 en la Figura 2 y es procesada por un procesador y/o circuitería para formar un mapa de gradiente 704 en función de descripciones geométricas/anatómicas 702 y una operación de convolución 703 (por ejemplo, un archivador suave).

30

35

La Figura 8 ilustra una realización ejemplar para codificación de información anatómica y generación de un mapa de gradiente correspondiente 804. Un procesador procesa un mapa de valores 801, donde los píxeles blancos son mesenterio y los píxeles negros no son mesenterio y/o circuitería para formar un mapa de gradiente 804 en función de descripciones geométricas/anatómicas 802 y una operación de convolución 803 (por ejemplo, un archivador uniforme). En la Figura 8, el mapa de valores 801 corresponde a características anatómicas que corresponden al tejido mesentérico y otros tejidos vulnerables. La convolución del mapa de valores 801 con un filtro suave apropiado 803 da como resultado un mapa de gradiente 804 (o un mapa de evitación normalizado), donde los valores oscuros corresponden a 0 e indican áreas que deben evitarse y los valores claros corresponden a 1, como se muestra en una escala 805. La convolución, en este caso, suaviza el mapa de valores 801 para generar el mapa de gradiente 804. Como resultado, se pueden evitar grandes regiones del mesenterio en las áreas del mesenterio más fuertes y muy pequeñas, o no es necesario evitar tan fuertemente los bordes.

50

De manera similar, la Figura 9 ilustra otra realización para codificación de la descripción anatómica/geométrica 902 y generación de un mapa de gradiente correspondiente 904. El mapa de valores 901 es una salida del conducto de segmentación (es decir, correspondiente al mapa de valores 205 en la Figura 2) y se describe como un tejido estable (a través de la descripción anatómica/geométrica 902). La convolución del mapa de valores 901 con un filtro suave apropiado 903 da como resultado un mapa de gradiente 904 (o un mapa de evitación normalizado), donde los valores oscuros corresponden a 0 (es decir, regiones que deberían evitarse durante un procedimiento quirúrgico) y los valores claros corresponden a 1 (es decir, regiones que son apropiadas para el procedimiento quirúrgico), como se muestra en una escala 905.

55

60 Cabe señalar que las imágenes, mapas, especificaciones del procedimiento quirúrgico y descripciones

geométricas/anatómicas descritas a lo largo de la memoria descriptiva pueden almacenarse en una sola memoria o en múltiples memorias. Además, pueden adquirirse desde una memoria separada del aparato que realiza procesamiento de imágenes de las imágenes multispectrales o pueden ser parte del aparato que realiza procesamiento de imágenes de las imágenes multispectrales. Además, las imágenes, mapas, especificaciones del procedimiento quirúrgico y descripciones geométricas/anatómicas pueden mostrarse en una pantalla.

En una realización ejemplar ilustrada en la Figura 10, diferentes mapas de gradiente 1001 (que corresponden a los mapas de gradiente 704, 804 y 904 en las Figuras 7, 8 y 9, respectivamente) derivados del procesamiento y segmentación de imágenes multispectrales son fusionados por un operador de fusión matemática 1002 para obtener un mapa de recomendaciones 1003 (por ejemplo, un mapa de sutura). Un ejemplo del operador que fusiona estos mapas en un mapa de recomendaciones único 1003 es el operador de multiplicación matricial por elementos. El operador de fusión de mapas 1002 incluye un procesador y/o circuitería para realizar la operación de multiplicación matricial por elementos. Aunque la Figura 10 ilustra la fusión de mapas de gradiente múltiples 1001, debería entenderse que pueden fusionarse entre sí múltiples mapas de valores (véase la Figura 2) para formar el mapa de recomendaciones 1003. Además, los mapas de valores descritos en la Figura 2 pueden derivarse de imágenes multispectrales sin segmentar las imágenes multispectrales. En otras palabras, puede realizarse procesamiento de imágenes en imágenes multispectrales para generar mapas de valores (sin necesidad de segmentación), que se pueden fusionar entre sí para formar un mapa de recomendaciones 1003.

En función del mapa de recomendaciones obtenido 1003, por ejemplo, los puntos de sutura óptimos 1004 pueden calcularse automáticamente con respecto a una función de coste definida sobre las variables del mapa. El punto óptimo (o puntos o coordenadas)  $p^*$  puede definirse como la solución del siguiente problema de optimización definido como:

$$p^* = \operatorname{argmax}_{b,t,m} J(b, t, m),$$

donde la función J es una función de coste basada en entradas como el mapa de vasos sanguíneos, el mapa de grosor y los mapas de segmentación multispectral. El procedimiento, que aborda el problema anterior usando un procesador y/o circuitería, calcula los máximos locales del mapa de recomendaciones 1003 y genera un conjunto de recomendaciones para la colocación de suturas 1004 y las muestra por superposición de imágenes en una imagen original 1005. Las colocaciones de sutura 1004 en una imagen original 1005 (de la anatomía del paciente) salen del sistema y se proporcionan al cirujano o al sistema quirúrgico. Este problema de optimización no es convexo y no tiene un máximo global. Pueden hallarse máximos locales y se muestran al cirujano como recomendaciones para la colocación de suturas.

El procedimiento anterior formaliza un problema de optimización matemática de hallar las coordenadas óptimas,  $p^*$ , resolviendo un problema de optimización numérica. La función objetivo, J, es un mapeo a partir parámetros del mapa de sutura (b - para el parámetro de tamaño de mordida de sutura, t - para el parámetro de grosor y m - para el parámetro de suavidad) a una matriz normalizada del tamaño de la altura de la imagen multiplicada por la anchura de la imagen, que se ha definido anteriormente como el mapa de sutura.

En su forma más básica, el operador de fusión 1002 y 1107 es la multiplicación matricial por elementos entre todas las imágenes segmentadas y/o todos los mapas de valores y/o todos los mapas de gradiente de las etapas anteriores. Por ejemplo, si uno de los mapas describe los vasos sanguíneos, '0' corresponde a donde hay un vaso sanguíneo que debería evitarse. Una multiplicación por partes asegura que cualquier elemento de la matriz con un "evitar fuerte" (es decir, '0') definitivamente se evitaría. Si un elemento de matriz tiene un valor de 0,1 en el mapa de vasos sanguíneos (es decir, muy cerca de un vaso sanguíneo), pero es una región gruesa con un valor de 0,75 en el mapa de grosor, la multiplicación por partes para ese píxel sería 0,075 (es decir,  $0,1 \cdot 0,75$ ) que será seleccionado por la optimización. Regiones relativamente gruesas con, por ejemplo, una puntuación de grosor de 0,6, pero lejos de los vasos sanguíneos con una puntuación de vasos sanguíneos de 0,8, daría como resultado una puntuación combinada de  $0,6 \cdot 0,8 = 0,48$  que es mucho mayor que un tejido más grueso más cerca de un vaso sanguíneo (es decir, 0,075 indicado anteriormente). Estos ejemplos numéricos se proporcionan para una mejor comprensión del procedimiento para proporcionar recomendaciones para regiones óptimas para un procedimiento quirúrgico. Un operador de fusión se puede definir como una función multivariable que toma valores numéricos en el intervalo de 0 a 1 como entradas y genera un valor numérico en el intervalo de 0 a 1. La presente descripción no se limita al uso de la multiplicación matricial por elementos como operador de fusión. Se pueden usar otros operadores de fusión.

Si J fuera una función convexa, habría un máximo global. La función J indicada anteriormente es no convexa, lo que significa que se pueden hallar varios máximos locales (es decir, se pueden hallar varios picos). Un aspecto de la presente descripción es resolver el problema de optimización hallando los picos locales (uno de ellos sería un máximo

global). Las coordenadas de estos picos se generan de tal manera que proporcionan recomendaciones para regiones óptimas para un procedimiento quirúrgico.

Las regiones de tejido grueso pueden programarse para que tengan un espaciado mayor (3,5 mm), mientras que las áreas delgadas pueden tener un espaciado menor (2 mm) entre suturas para compensar la fragilidad con más sutura. Este procedimiento está diseñado básicamente para evitar vasos sanguíneos y otras áreas de tejidos vulnerables para colocaciones de suturas eficientes. En una realización ejemplar, se forman imágenes de los nervios y se enumera el mapa correspondiente para evitar procedimientos quirúrgicos alrededor del sistema nervioso. En otra realización ejemplar, el sistema de formación de imágenes multimodales usa ultrasonido, tomografías computarizadas, imágenes de rayos X, resonancia magnética, resonancia magnética funcional u otras técnicas de formación de imágenes médicas.

La Figura 11 ilustra un diagrama de flujo de un procedimiento para proporcionar recomendaciones para un procedimiento quirúrgico. En la Etapa 1101, se adquieren imágenes multimodalidad (es decir, imágenes multiespectrales) de un sistema de formación de imágenes multiespectrales (véase la Figura 1). Las imágenes multiespectrales adquiridas pueden corresponder a una anatomía única de un paciente o diversas anatomías diferentes de un paciente. Información anatómica en la Etapa 1102 y/o la información geométrica en la Etapa 1104 que corresponden a la anatomía de un paciente se describen y enumeran si es necesario.

En la Etapa 1103, las imágenes multiespectrales son segmentadas usando descripciones anatómicas y/o geométricas de la anatomía del paciente para generar imágenes segmentadas (véase la Figura 2) que ilustran características o regiones o secciones de interés de la anatomía de un paciente. Por ejemplo, la región de interés puede incluir capas internas de un intestino porcino, concretamente la mucosa, el mesenterio y algunas venas y arterias sanguíneas, una capa externa del intestino porcino, concretamente la serosa, y/o una capa mesentérica y otras características vulnerables alrededor de una línea de corte (véanse las imágenes segmentadas 201, 202 y 203 en la Figura 2). Además, la Etapa 1105 también incluye una etapa de realizar procesamiento de imágenes en la pluralidad de imágenes segmentadas para generar una pluralidad de mapas de valores que corresponden a una parte diferente de la anatomía del paciente (véanse los mapas de valores 205 y 206 en la Figura 2). Aunque la Figura 11 ilustra la segmentación de las imágenes multiespectrales antes de determinar los mapas de valores, cabe señalar que los mapas de valores pueden generarse a partir de imágenes multiespectrales sin la etapa de segmentación 1103. Además, los mapas de valores pueden corresponder a diferentes mapas (es decir, mapa de grosor, mapa de vasos sanguíneos, mapa de nervios o cualquier otro mapa que ilustre diferentes partes/características anatómicas de la anatomía de un paciente).

Los mapas de valores junto con información anatómica y geométrica se usan para generar mapas de gradiente en la Etapa 1106. Los mapas de gradiente (también denominados un mapa de evitación o un mapa numérico) están formados por la convolución de mapas binarios y un filtro suave apropiado (véanse las Figuras 7, 8 y 9). Los mapas de gradiente ilustran regiones de la anatomía de un paciente que son apropiadas para un procedimiento quirúrgico y otras partes de la anatomía de un paciente que no son apropiadas para un procedimiento quirúrgico. Por ejemplo, un mapa de gradiente incluye partes de valores oscuros que denotan áreas de un paciente que deben evitarse durante un procedimiento quirúrgico y partes claras que denotan áreas de la anatomía de un paciente que son adecuadas para un procedimiento quirúrgico.

Los mapas de gradiente formados en la Etapa 1106 son fusionados a continuación en un mapa de recomendaciones único en la Etapa 1109 (véase el mapa de sutura 1003 en la Figura 10) por un operador de fusión en la Etapa 1107. Aunque la Figura 11 ilustra que los mapas de gradiente son fusionados entre sí, cabe señalar que los mapas de valores y/o las imágenes segmentadas también pueden ser fusionados para formar un mapa de recomendaciones único. Las tareas o procedimientos quirúrgicos obtenidos en la Etapa 1108 determinan qué mapas son usados por el operador y qué tipo de operador matemático debería usarse. Un ejemplo del operador de fusión descrito en la Etapa 1107 es un operador de multiplicación. Como ejemplo para sutura, los parámetros de tejido relevantes para la sutura incluyen perfusión, grosor, vasos sanguíneos y tipo de tejido, por lo que todos estos mapas se pueden multiplicar. Como ejemplo para corte, el tipo de tejido es importante, por lo que se puede usar tal mapa.

A partir del mapa de recomendaciones generado en la Etapa 1109, los picos o máximos locales (por ejemplo, puntos de sutura óptimos) pueden determinarse en la Etapa 1110 y mostrarse al cirujano o al sistema quirúrgico en la Etapa 1111 (véase la Figura 10). Los picos y/o los máximos locales se pueden determinar mediante la ecuación indicada anteriormente descrita con respecto a la Figura 10. Un ejemplo de visualización para un cirujano incluye mostrar puntos de sutura óptimos en una imagen original de la anatomía del paciente (véanse las Figuras 6 y 10).

A continuación, se describe una descripción de hardware del dispositivo 16 según realizaciones ejemplares con

- referencia a la Figura 12. En la Figura 12, el dispositivo 16 incluye una CPU 1200 que realiza los procedimientos descritos anteriormente. Los datos de proceso y las instrucciones pueden almacenarse en la memoria 1202. Estos procedimientos e instrucciones también pueden almacenarse en un disco de medio de almacenamiento 1204, como un disco duro (HDD) o un medio de almacenamiento portátil, o pueden almacenarse a distancia. Además, los avances reivindicados no están limitados por la forma de los medios legibles por ordenador en los que se almacenan las instrucciones del procedimiento inventivo. Por ejemplo, las instrucciones pueden almacenarse en CD, DVD, en memoria FLASH, RAM, ROM, PROM, EPROM, EEPROM, disco duro o cualquier otro dispositivo de procesamiento de información con el que se comunica el dispositivo 16, como un servidor u ordenador.
- 10 Además, los avances reivindicados se pueden proporcionar como una aplicación de utilidad, demonio en segundo plano o componente de un sistema operativo, o una combinación de los mismos, que se ejecuta junto con la CPU 1200 y un sistema operativo como Microsoft Windows 7, UNIX, Solaris, LINUX, Apple MAC-OS, iOS, Android y otros sistemas conocidos por los expertos en la materia.
- 15 La CPU 1200 puede ser un procesador de Intel of America, un procesador ARM o un procesador de AMD of America, o pueden ser otros tipos de procesadores que serían reconocidos por un experto en la materia. Alternativamente, la CPU 1200 puede implementarse en un FPGA, ASIC, PLD o usando circuitos lógicos discretos, como reconocería un experto en la materia. Además, la CPU 1200 puede implementarse como múltiples procesadores que trabajan cooperativamente en paralelo para realizar las instrucciones de los procedimientos inventivos descritos anteriormente.
- 20 El dispositivo 16 en la Figura 12 también incluye un controlador de red 1206, como una tarjeta de interfaz de red Intel Ethernet PRO de Intel Corporation of America, para interactuar con la red 1250. Como se puede apreciar, la red 1250 puede ser una red pública, como Internet, o una red privada como una red LAN o WAN, o cualquier combinación de las mismas, y también puede incluir subredes PSTN o ISDN. La red 1250 también puede estar cableada, como una red Ethernet, o puede ser inalámbrica, como una red celular, incluyendo sistemas celulares inalámbricos EDGE, 3G y 4G. La red inalámbrica también puede ser WiFi, Bluetooth o cualquier otra forma inalámbrica de comunicación que sea conocida.
- 25 El dispositivo 16 incluye además un controlador de pantalla 1208, tal como un adaptador de gráficos para interactuar con la pantalla 1210, como un monitor LCD. Una interfaz de entrada/salida de propósito general 1212 interactúa con un teclado y/o un ratón 1214, así como un panel de pantalla táctil 1216 en o separado de la pantalla 1210. La interfaz de entrada/salida de propósito general también se conecta a una diversidad de periféricos 1218, incluyendo impresoras y escáneres.
- 30 También se proporciona un controlador de sonido 1220 en el dispositivo 16 para interactuar con los altavoces/el micrófono 1222 proporcionando sonidos y/o música.
- El controlador de almacenamiento de propósito general 1224 conecta el disco de medio de almacenamiento 1204 con el bus de comunicación 1226, que puede ser un ISA, EISA, VESA, PCI o similar, para interconectar todos los componentes del dispositivo 16. En esta solicitud se omite por brevedad una descripción de las características generales y la funcionalidad de la pantalla 1210, el teclado y/o el ratón 1214, así como el controlador de pantalla 1208, el controlador de almacenamiento 1224, el controlador de red 1206, el controlador de sonido 1220 y la interfaz de entrada/salida de propósito general 1212, ya que estas características son conocidas.
- 40 Obviamente, son posibles numerosas modificaciones y variaciones de la presente invención a la luz de las enseñanzas anteriores. Por lo tanto, se debe entender que, dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas, la realización se puede llevar a la práctica de forma distinta a la descrita específicamente en esta solicitud. Las funciones, procedimientos y algoritmos descritos en esta solicitud pueden realizarse en hardware o software ejecutado por hardware, incluyendo procesadores informáticos y/o circuitos de procesamiento programables configurados para ejecutar código de programa y/o instrucciones de ordenador para ejecutar las funciones, procedimientos y algoritmos descritos en esta solicitud. Un circuito de procesamiento incluye un procesador programado, como un procesador incluye circuitería. Un circuito de procesamiento también incluye dispositivos tales como un circuito integrado de aplicación específica (ASIC) y componentes de circuito convencionales dispuestos para realizar las funciones enumeradas.
- 55 Las funciones y características descritas en esta solicitud también pueden ser ejecutadas por diversos componentes distribuidos de un sistema. Por ejemplo, uno o más procesadores pueden ejecutar estas funciones del sistema, donde los procesadores se distribuyen a través de múltiples componentes que se comunican en una red. Los componentes distribuidos pueden incluir una o más máquinas cliente y/o servidor, además de diversas interfaces humanas y/o dispositivos de comunicación (por ejemplo, monitores de pantalla, teléfonos inteligentes, tabletas, asistentes digitales
- 60

personales (PDA)). La red puede ser una red privada, como una LAN o WAN, o puede ser una red pública, como Internet. La entrada al sistema puede recibirse a través de la entrada directa del usuario y/o recibirse a distancia en tiempo real o como un procedimiento por lotes. Además, algunas implementaciones pueden realizarse en módulos o hardware no idénticos a los descritos. Por consiguiente, otras implementaciones están dentro del alcance que puede  
5 reivindicarse.

También cabe señalar que, como se usa en la memoria descriptiva y las reivindicaciones adjuntas, las formas singulares "un(a)" y "el(la)" incluyen referentes plurales, a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

**REIVINDICACIONES**

1. Un procedimiento para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, comprendiendo el procedimiento:

5

adquirir, usando circuitería, una pluralidad de imágenes multiespectrales (201, 202, 203) que representan una parte de una anatomía de un paciente;

realizar procesamiento de imágenes en cada una de la pluralidad de imágenes multiespectrales (201, 202, 203) para formar una pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207), identificando cada mapa de valores aspectos de la parte de la anatomía del paciente por valores asignados;

10

combinar la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207) en un mapa de recomendaciones único (1003);

determinar puntos óptimos para realizar el procedimiento médico quirúrgico en función del mapa de recomendaciones único (1003); y

15

mostrar los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico superponiendo los puntos óptimos en una imagen original de la parte de la anatomía del paciente,

comprendiendo además el procedimiento:

calcular valores de reflectancia difusa para la pluralidad de imágenes multiespectrales;

20

seleccionar un valor de reflectancia difusa de referencia de entre los valores de reflectancia difusa y determinar relaciones correspondientes entre valores de reflectancia difusa correspondientes y el valor de reflectancia difusa de referencia; y

determinar un mapa de grosor, como uno de la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207), que corresponde al grosor de diferentes partes de la anatomía del paciente en función de las relaciones correspondientes determinadas,

25

comprendiendo además el procedimiento:

extraer un primer plano y un fondo de la pluralidad de imágenes multiespectrales (201, 202, 203) para extraer vasos sanguíneos; y

30

determinar un mapa de vasos, como uno de la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207), que corresponde a vasos en diferentes partes de la anatomía del paciente en función de dicha extracción.

2. El procedimiento para proporcionar información según la reivindicación 1, que comprende, además:

35

analizar proporciones de intensidad de señal correspondiente de la pluralidad de imágenes multiespectrales (201, 202, 203); y

determinar un mapa de perfusión, como uno de la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207), que corresponde a una cantidad de perfusión sanguínea en diferentes partes de la anatomía del paciente en función de dicho análisis.

40

3. El procedimiento para proporcionar información según la reivindicación 1 o 2, donde dicha extracción de dicho primer plano incluye:

45

aplicar un algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos a la pluralidad de imágenes multiespectrales (201, 202, 203); y

extraer una línea central o un esqueleto de vasos de la pluralidad de imágenes multiespectrales en función de dicho algoritmo de segmentación de vasos sanguíneos.

4. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, donde los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico se determinan en función del cálculo de máximos locales en el mapa de recomendaciones único (1003), que incluye el mapa de grosor.

50

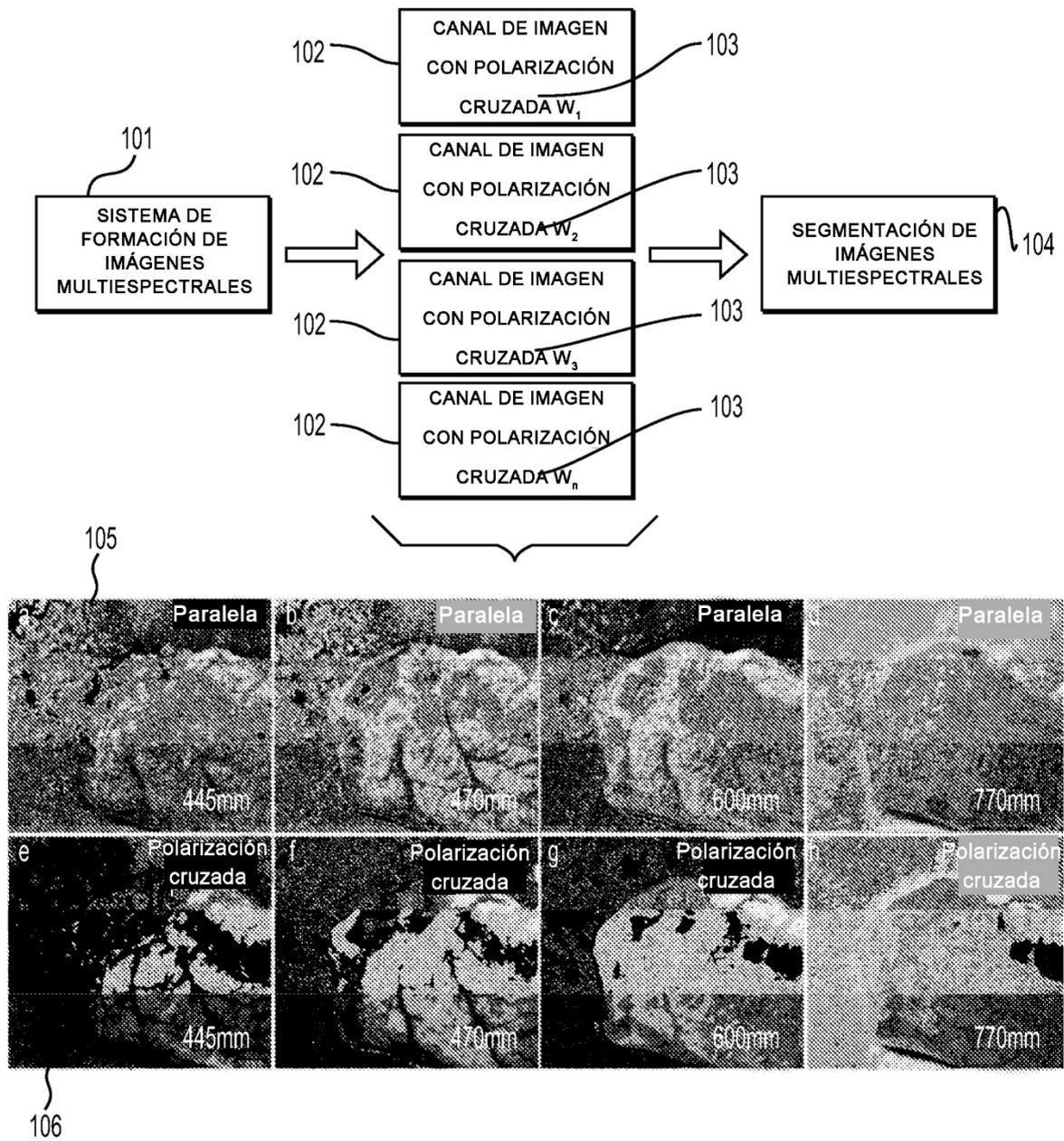
5. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde los puntos óptimos para el procedimiento médico quirúrgico se determinan en función del cálculo de máximos locales en el mapa de recomendaciones único (1003), que incluye el mapa de vasos.

55

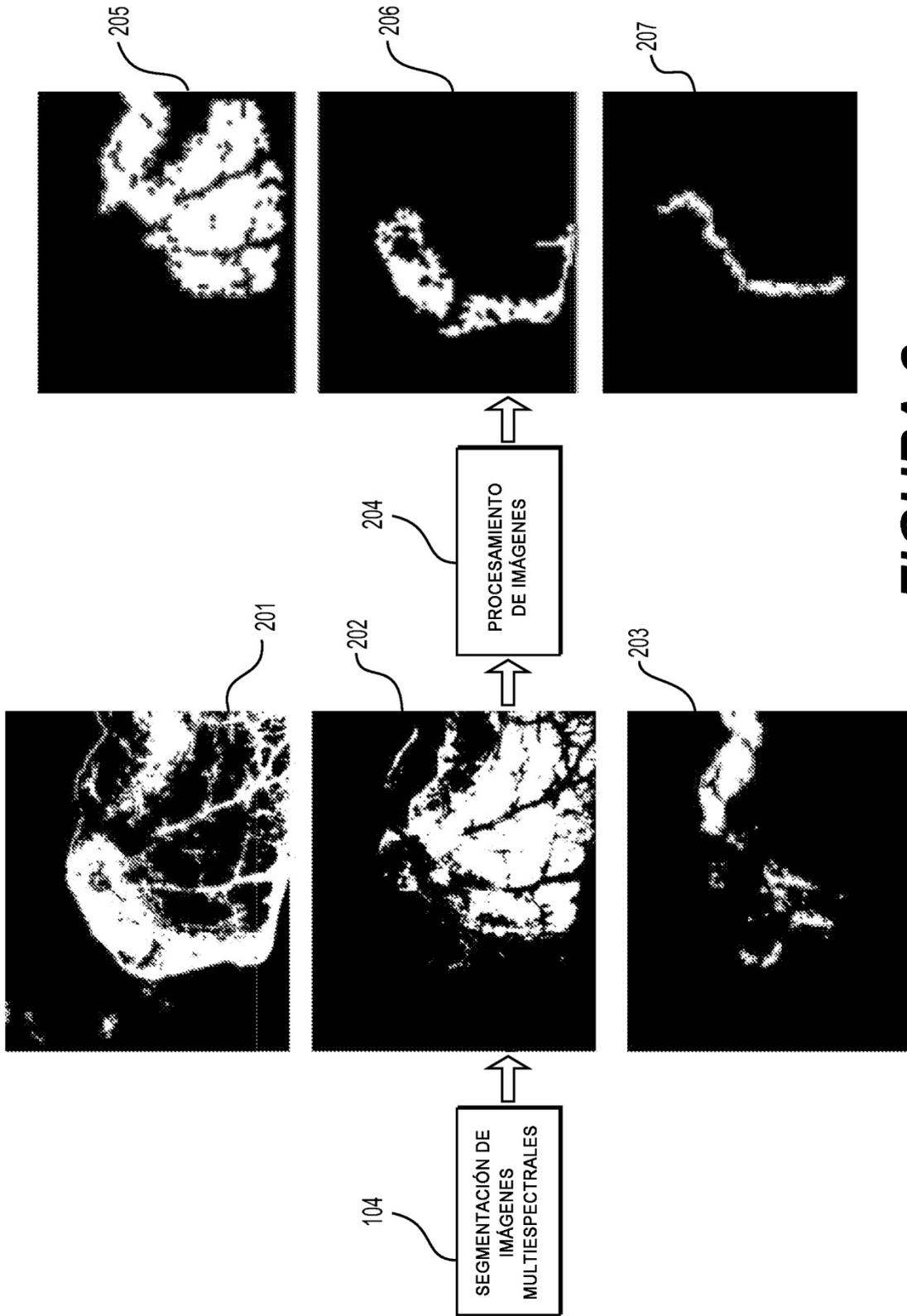
6. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, donde la pluralidad de imágenes multiespectrales (201, 202, 203) son al menos una de imágenes con polarización cruzada e imágenes de polarización paralela.

60

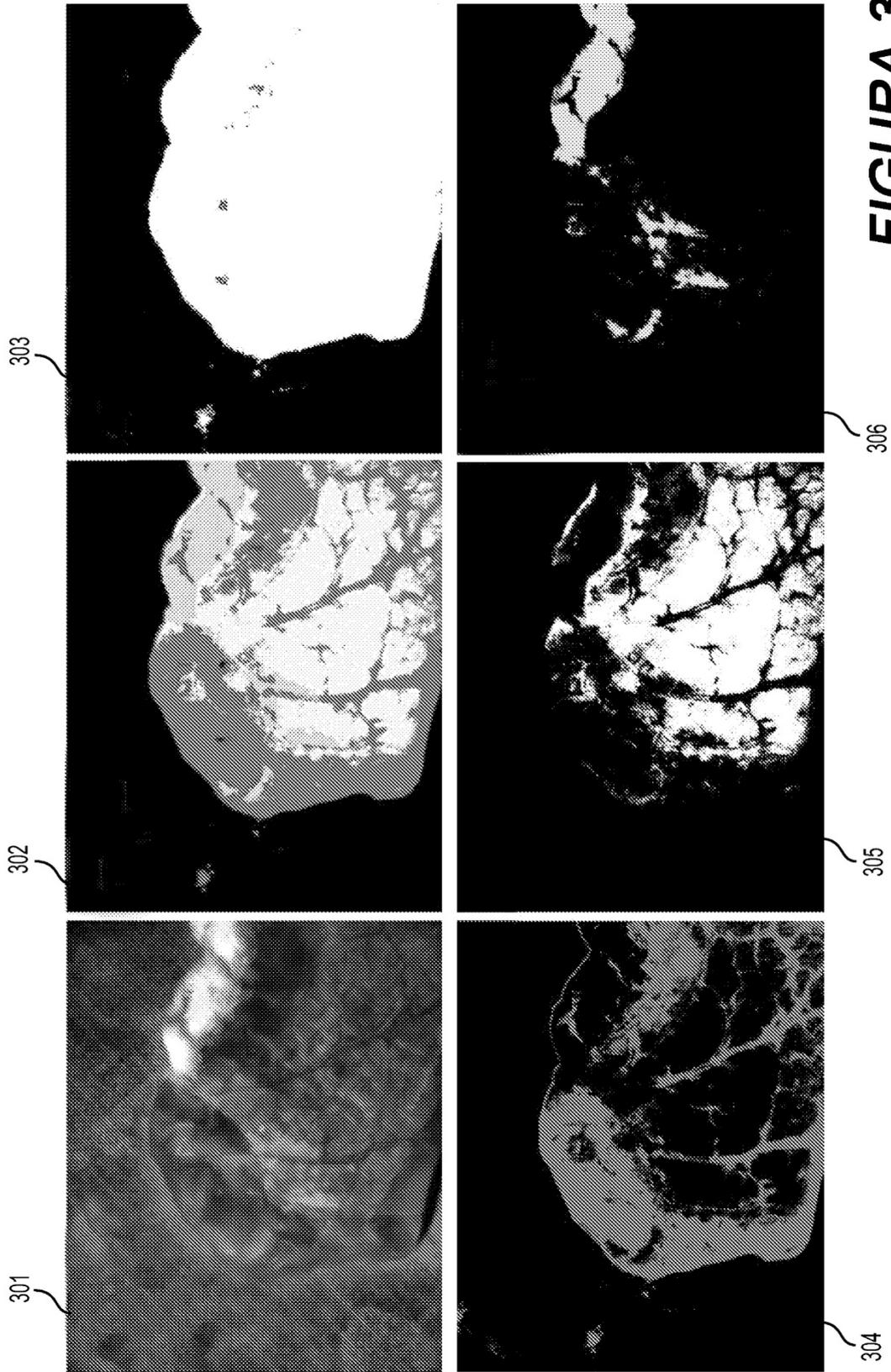
7. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, donde la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207) incluye partes oscuras de la anatomía del paciente y partes claras de la anatomía del paciente, y donde las partes oscuras de la anatomía del paciente indican partes de la anatomía del paciente que deben evitarse durante el procedimiento médico quirúrgico y las partes claras de la anatomía del paciente indican otras partes de la anatomía del paciente que son apropiadas para el procedimiento médico quirúrgico.
8. El procedimiento para proporcionar información según la reivindicación 7, donde la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207) incluye una escala que indica valores de 0 a 1, donde los valores más cercanos a 0 corresponden a las partes oscuras de la anatomía del paciente y los valores más cercanos a 1 corresponden a las partes claras de la anatomía del paciente.
9. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, donde cada uno de la pluralidad de mapas de valores (205, 206, 207) corresponde a una parte diferente de la anatomía del paciente y/o a una característica anatómica diferente de la anatomía del paciente.
10. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que comprende además segmentar la representación de la parte de la anatomía del paciente para formar una pluralidad de imágenes segmentadas en función de información anatómica o geométrica predeterminada.
11. El procedimiento para proporcionar información según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, donde:  
el procedimiento médico quirúrgico es suturar, y los puntos óptimos son puntos óptimos de sutura,  
el procedimiento médico quirúrgico es grapar, y los puntos óptimos son puntos óptimos de grapado,  
el procedimiento médico quirúrgico es suturar y grapar, y los puntos óptimos son al menos uno de puntos óptimos de sutura y grapado, o  
el procedimiento médico quirúrgico es cortar.
12. Un aparato para proporcionar información para un procedimiento médico quirúrgico, comprendiendo el aparato:  
circuitaría configurada para realizar el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-11.
13. Un programa informático que incluye instrucciones legibles por ordenador, que cuando son ejecutadas por un ordenador, hacen que el ordenador ejecute el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-11.

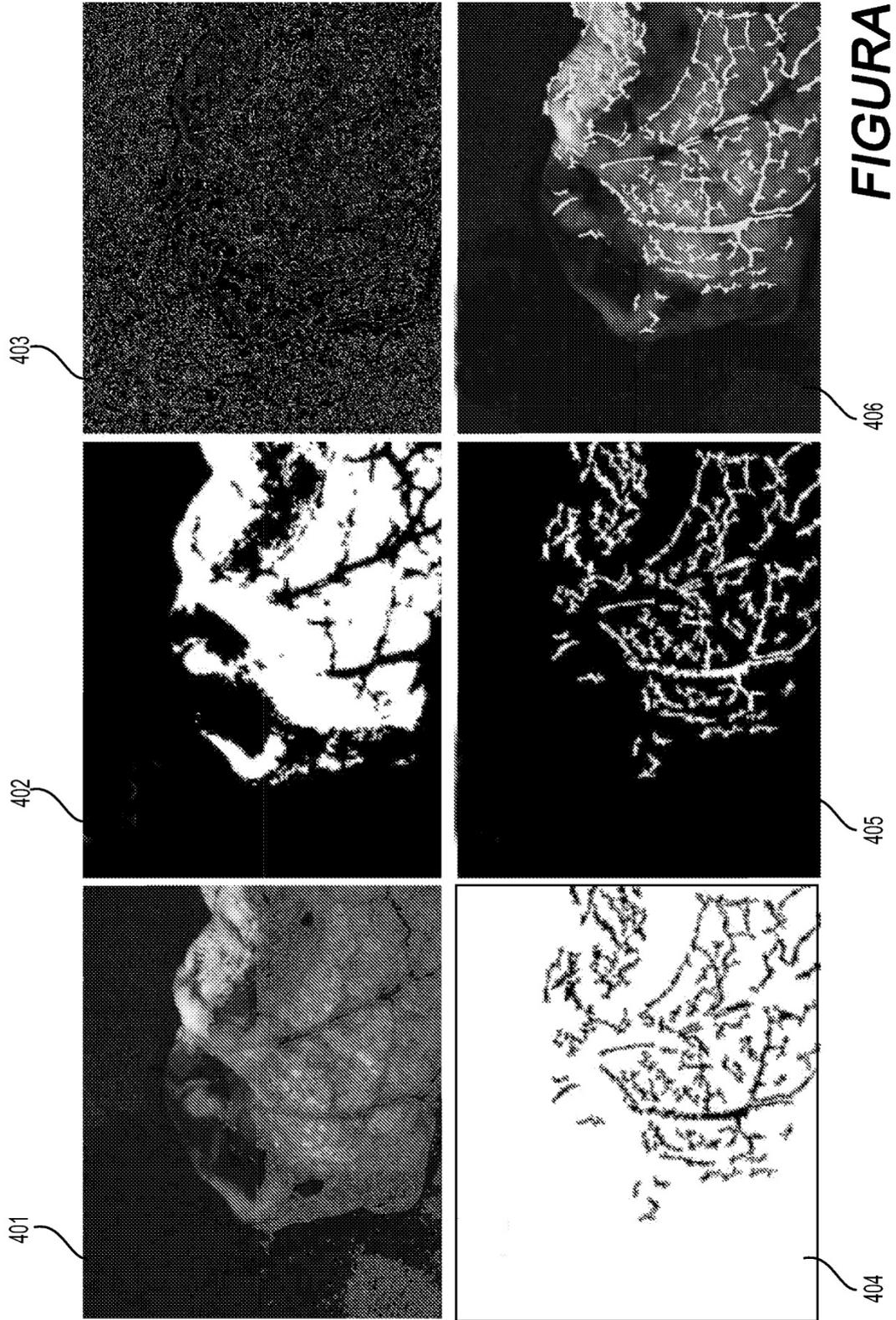


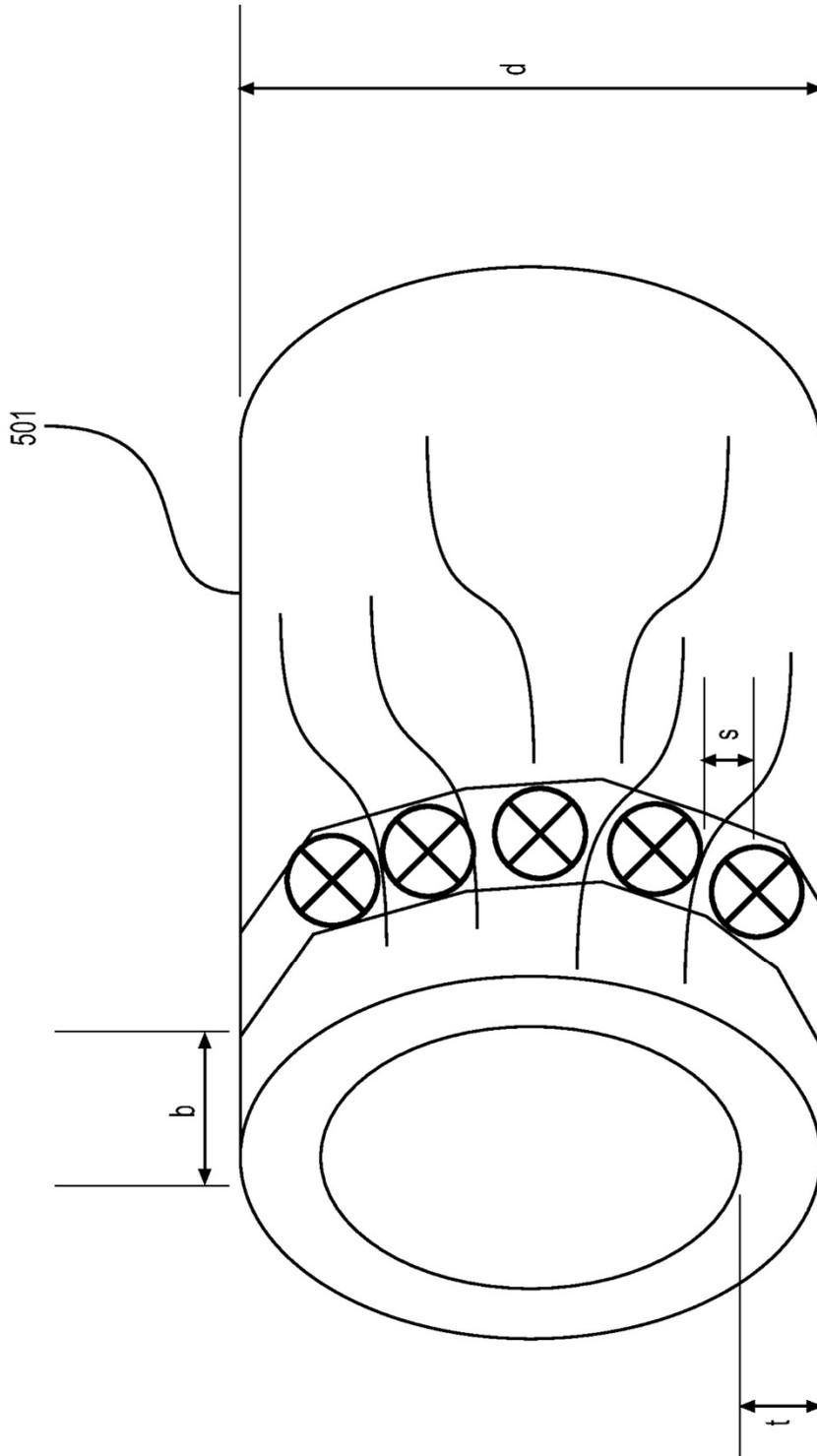
**FIGURA 1**



**FIGURA 2**







- DIÁMETRO: d	<u>502</u>
- GROSOR: t	
- MORDIDA: $b = 1,5 \times t$	
- ESPACIADO: $s(2-3,5 \text{ mm})$	
- PUNTOS DE SUTURA ÓPTIMOS	

**FIGURA 5A**

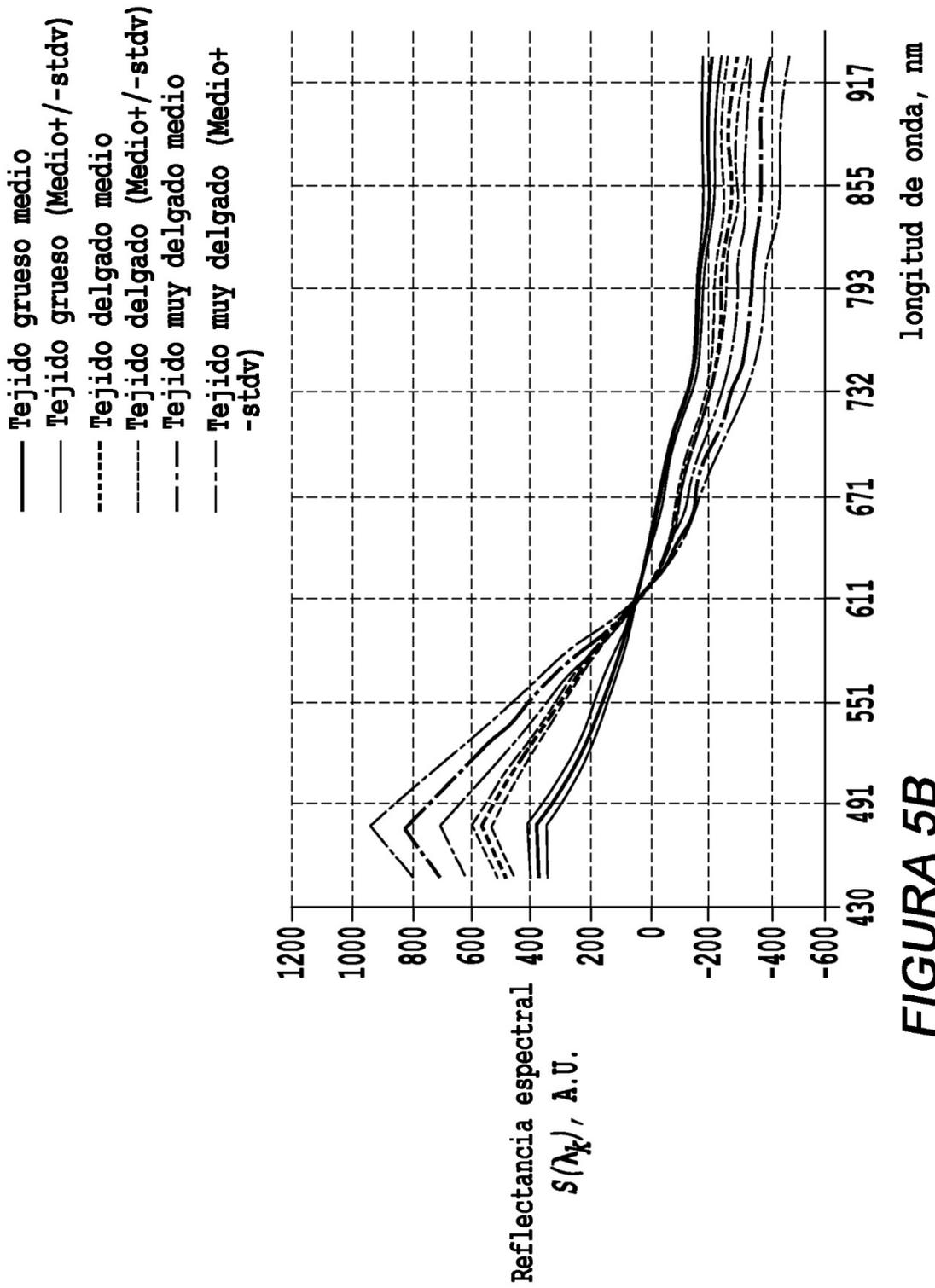


FIGURA 5B

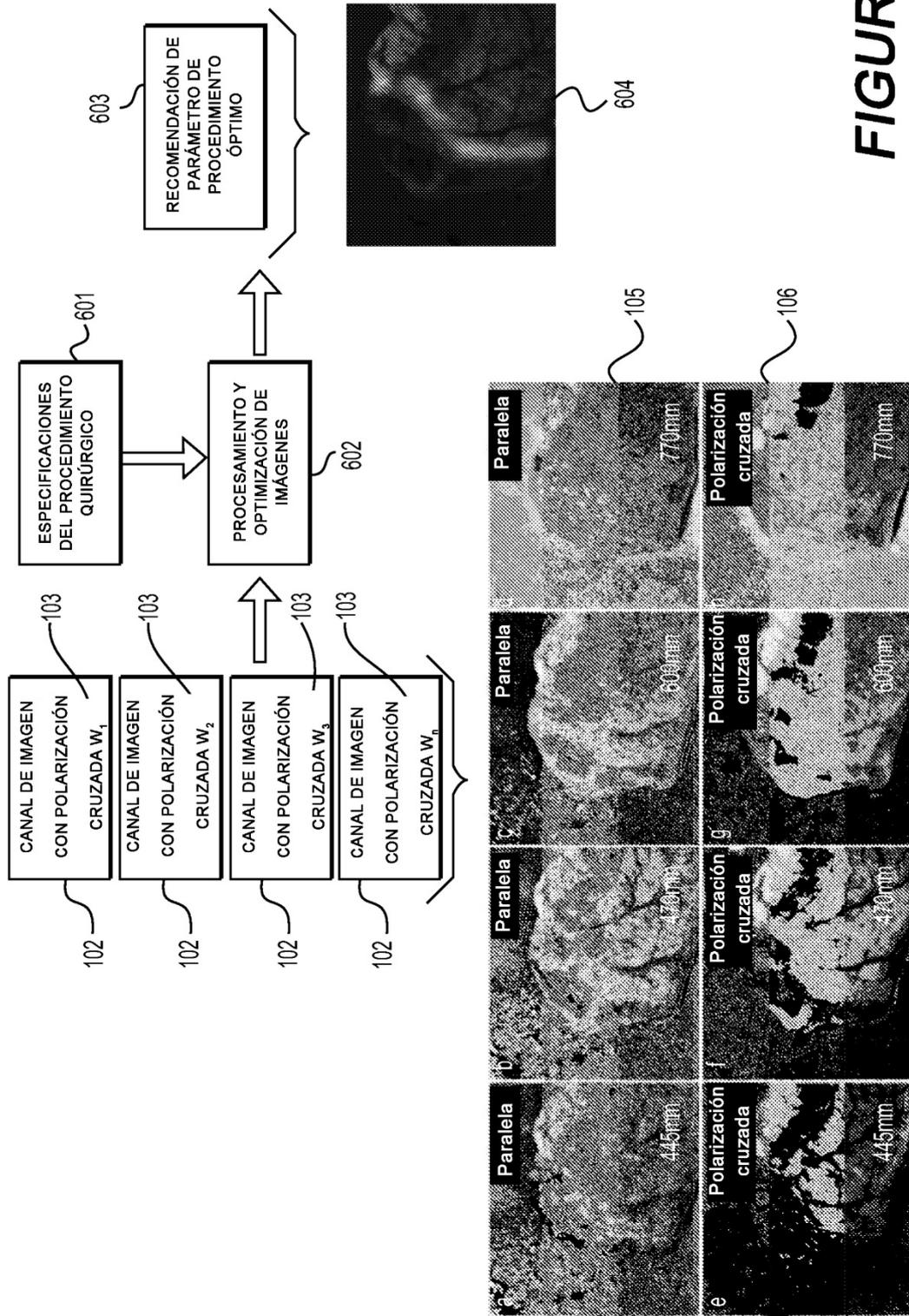
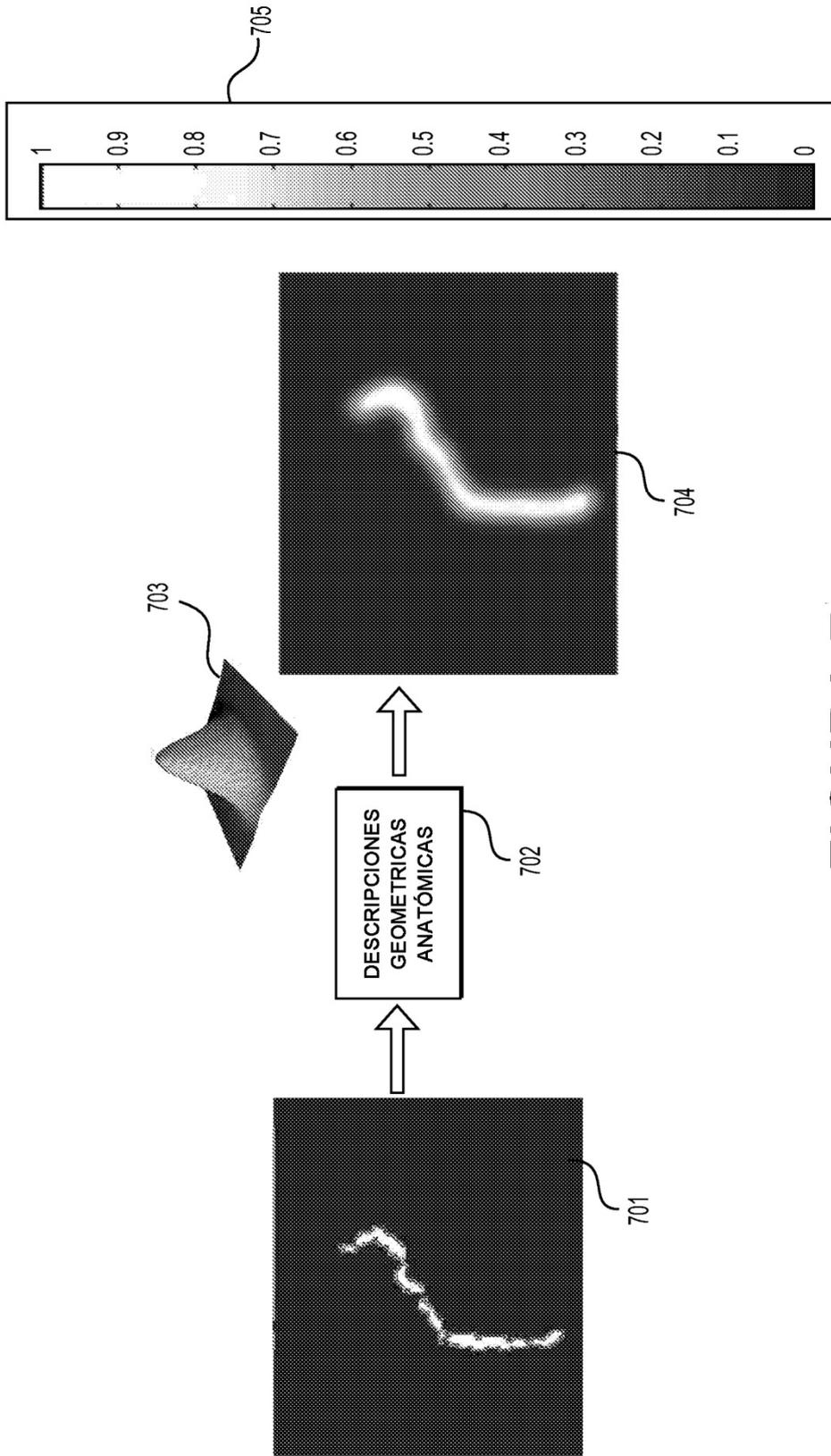
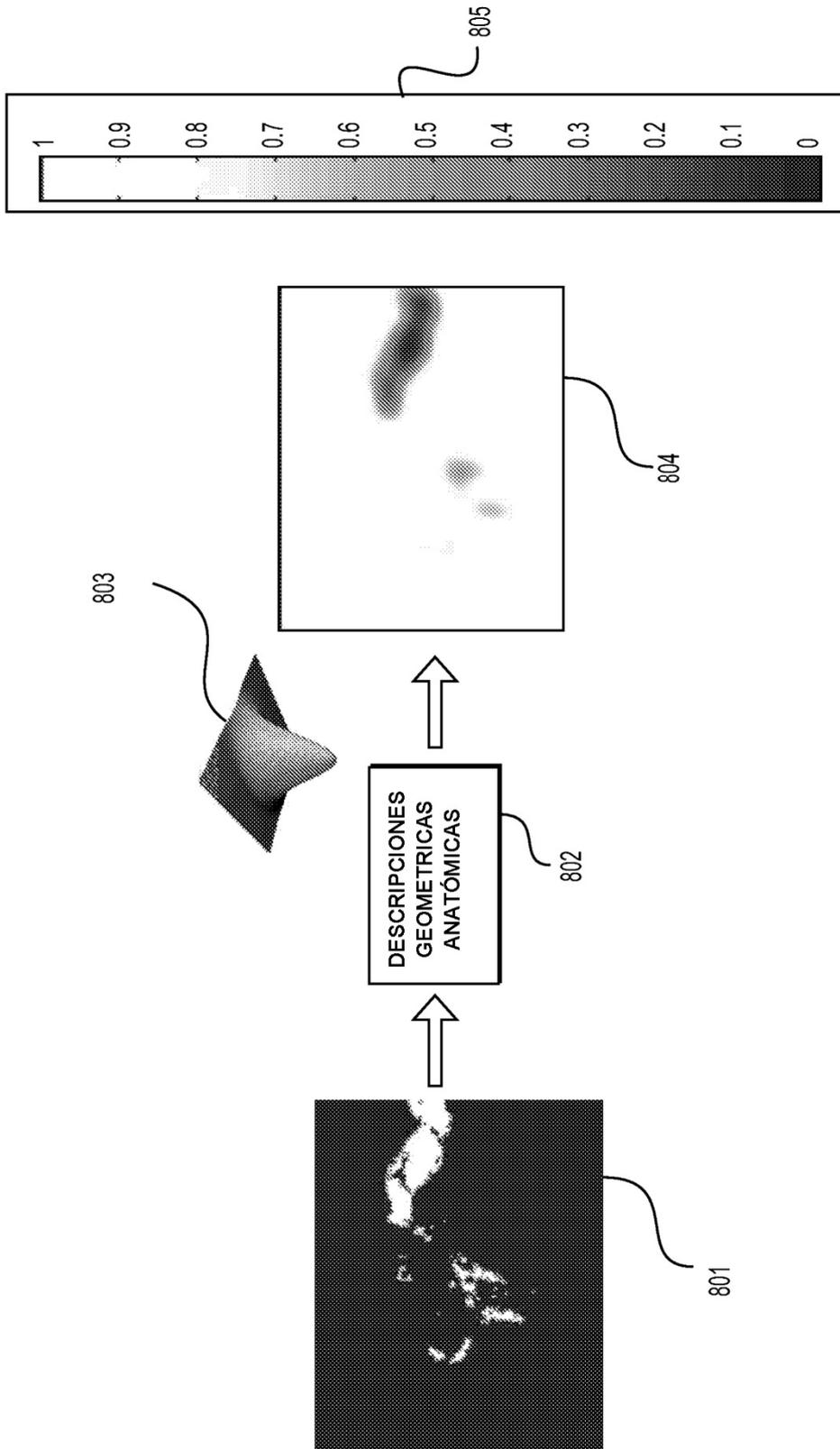


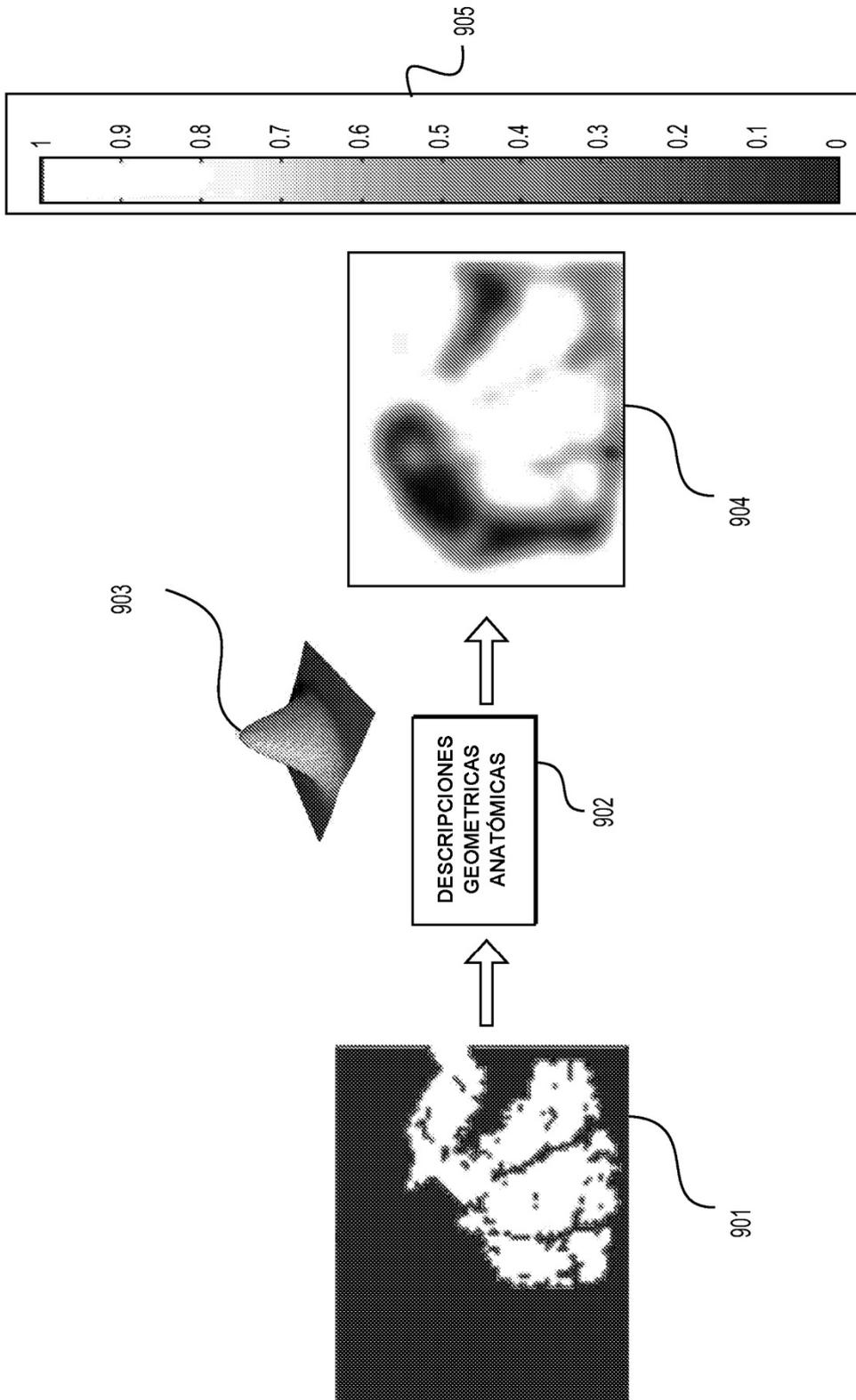
FIGURA 6



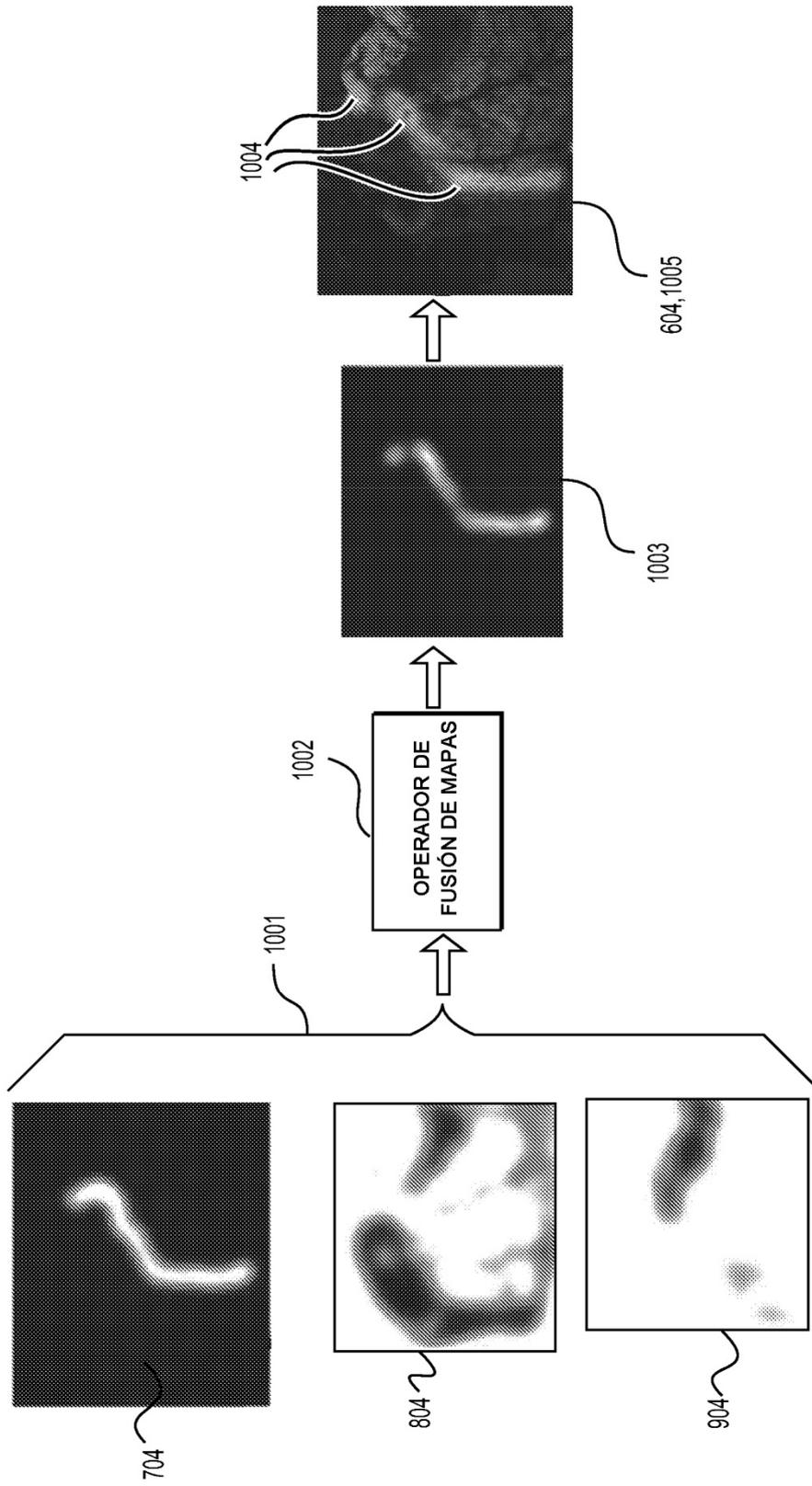
**FIGURA 7**



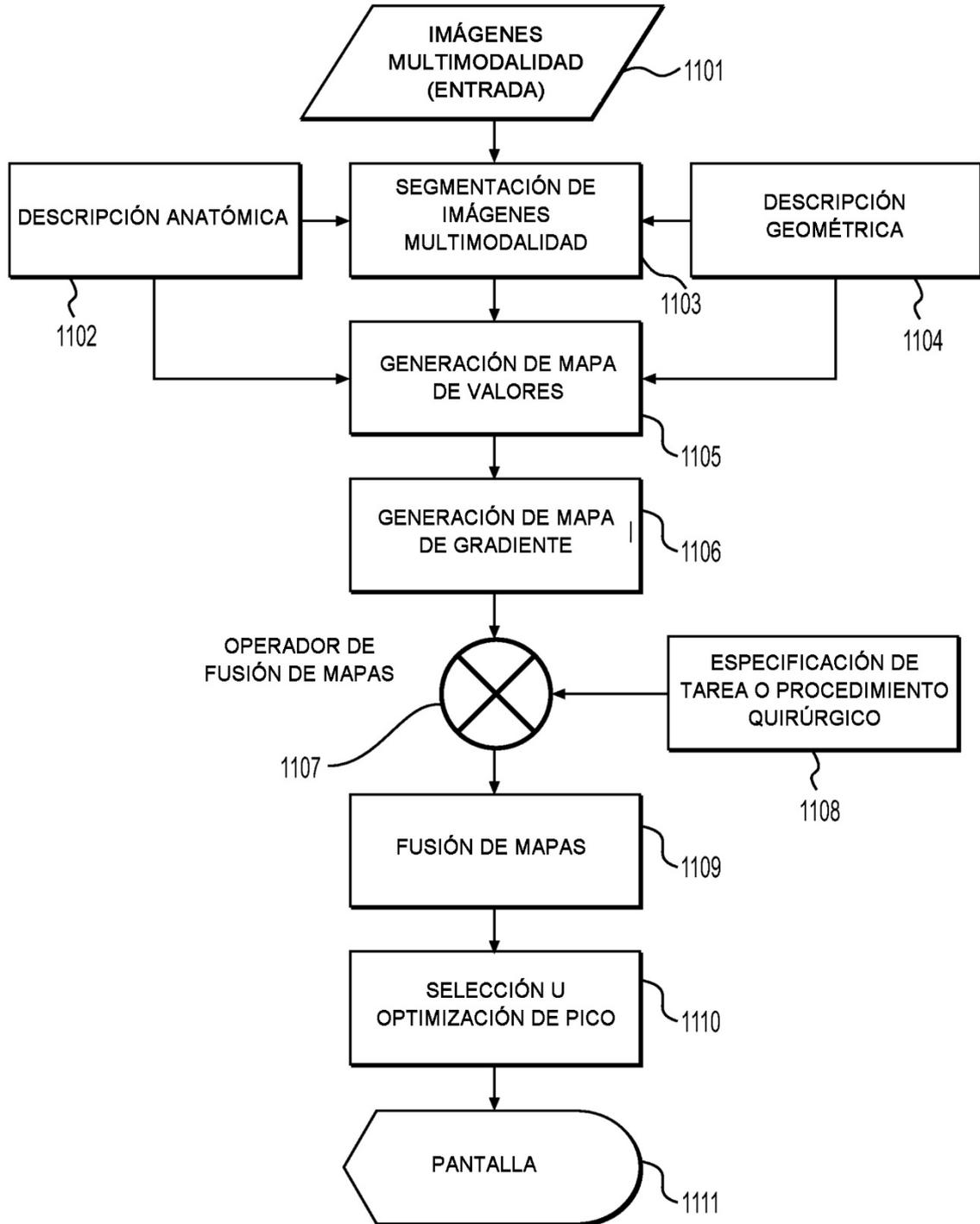
**FIGURA 8**



**FIGURA 9**



**FIGURA 10**



**FIGURA 11**

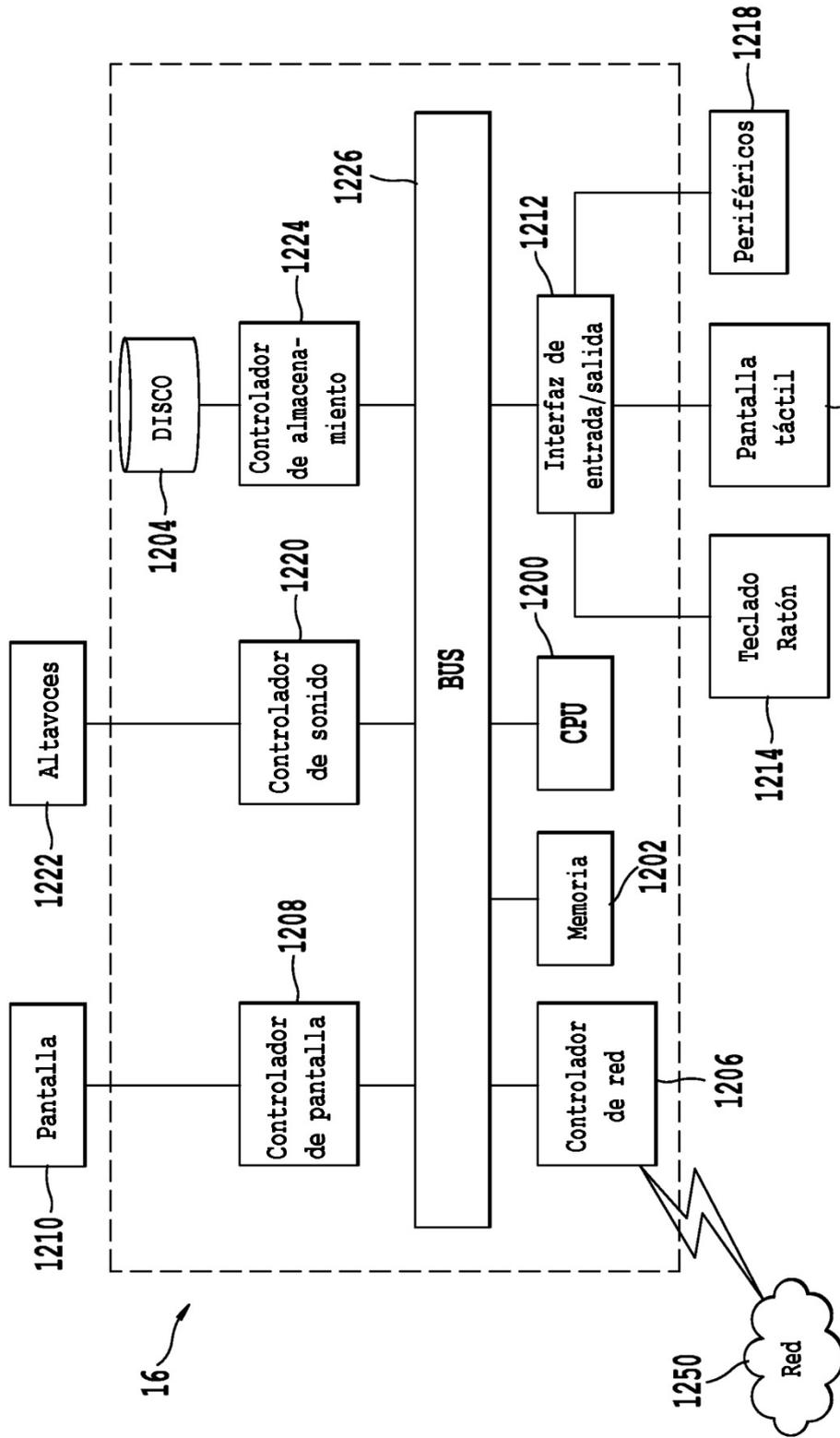


FIGURA 12