

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 988 773**

51 Int. Cl.:

A61B 5/1459 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.12.2019** **PCT/US2019/068841**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.07.2020** **WO20142394**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.12.2019** **E 19845803 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.09.2024** **EP 3902471**

54 Título: **Un sistema utilizado para detectar o diferenciar un tejido o un artefacto**

30 Prioridad:

30.12.2018 US 201862786532 P

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

21.11.2024

73 Titular/es:

BRITESEED, LLC (100.0%)

4611 N Lincoln Ave.

Chicago, IL 60625, US

72 Inventor/es:

CHATURVEDI, AMAL

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 988 773 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

Un sistema utilizado para detectar o diferenciar un tejido o un artefacto

Antecedentes

Esta patente está dirigida a un sistema y procedimiento utilizados para detectar o diferenciar tejido o un artefacto, tal como un vaso, y en particular a un sistema y procedimiento utilizados para detectar o diferenciar tejido o un artefacto, donde el sistema incluye al menos un emisor de luz y al menos un sensor de luz dispuestos en un extremo distal de un eje.

Los sistemas y procedimientos que identifican artefactos, y en particular vasos, en el campo quirúrgico durante un procedimiento quirúrgico proporcionan información valiosa al cirujano o al equipo quirúrgico. Los hospitales estadounidenses pierden anualmente miles de millones de dólares en costes no reembolsables por daños vasculares involuntarios durante la cirugía. Además, los pacientes implicados se enfrentan a una tasa de mortalidad de hasta el 32%, y es probable que requieran procedimientos correctivos y permanezcan en el hospital nueve días más, lo que supone decenas, si no cientos, de miles de dólares en costes añadidos de atención sanitaria. Por consiguiente, los procedimientos y sistemas que permiten determinar con precisión la presencia de vasos, tales como los sanguíneos, en el campo quirúrgico tienen un gran valor, dado que pueden reducir o evitar estos costes.

Los sistemas y procedimientos que proporcionan información relativa a la presencia de vasos sanguíneos en el campo quirúrgico son particularmente importantes durante los procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos. Tradicionalmente, los cirujanos han confiado en la sensación táctil durante las intervenciones quirúrgicas tanto para identificar los vasos sanguíneos como para evitar dañarlos inadvertidamente. Debido al cambio hacia procedimientos mínimamente invasivos, incluidas las cirugías laparoscópicas y robóticas, los cirujanos han perdido la capacidad de utilizar la visualización directa y el sentido del tacto para determinar la presencia de vasos sanguíneos en el campo quirúrgico. Por consiguiente, los cirujanos deben determinar la presencia de vasos sanguíneos en el campo quirúrgico en base a principalmente en la convención y la experiencia. Por desgracia, las irregularidades anatómicas se producen con frecuencia debido a anomalías congénitas, cicatrices de cirugías anteriores y el hábito corporal (por ejemplo, obesidad). Los sistemas y procedimientos que permitieran a los cirujanos determinar la presencia y/o las características de los vasos en el campo quirúrgico durante la intervención (potencialmente en tiempo real o casi real) en tales condiciones supondrían una ventaja significativa. La solicitud de patente WO2018/044722 describe un sistema de este tipo que puede utilizarse para determinar la presencia de vasos durante la cirugía.

Por otra parte, si bien sería ventajoso incluir sistemas y procedimientos que proporcionen información relativa a la presencia de vasos sanguíneos en el campo quirúrgico, la adopción de dichos sistemas y procedimientos se vería obstaculizada si estos sistemas y procedimientos complicaran el procedimiento quirúrgico. En consecuencia, es ventajoso que los sistemas y procedimientos no impliquen una reflexión significativa por parte del cirujano o del equipo quirúrgico en el uso del sistema o procedimiento para detectar o diferenciar tejido o un artefacto, tal como un vaso, o una preparación significativa del campo quirúrgico o del paciente para el uso del sistema o procedimiento.

Como se expone con más detalle a continuación, la presente divulgación describe una interfaz de usuario que incorpora alternativas ventajosas a los sistemas y procedimientos existentes, que pueden proporcionar una identificación mejorada a fin de evitar o aislar tejidos o artefactos, tales como vasos, sin complicar indebidamente el instrumento quirúrgico o el procedimiento quirúrgico.

Sumario

De acuerdo con la presente invención, un sistema quirúrgico incluye un instrumento quirúrgico, al menos un emisor de luz dispuesto en un extremo de trabajo del instrumento quirúrgico, una matriz de sensores de luz dispuestos en el extremo de trabajo del instrumento quirúrgico, sensores de luz individuales en la matriz de sensores de luz adaptados para generar una señal que comprende un componente no pulsátil, y un controlador acoplado a la matriz de sensores de luz. El controlador incluye un analizador configurado para determinar una curva de los componentes no pulsátiles de las señales de cada uno de los sensores de luz individuales de la matriz de sensores de luz, suavizar la curva para generar una curva suavizada, calcular una derivada de la curva suavizada, invertir la curva suavizada para generar una curva suavizada invertida, calcular una derivada de la curva suavizada invertida, tomar una diferencia entre la derivada de la curva alisada invertida y la derivada de la curva alisada para generar una curva resultante, alisar la curva resultante para generar una curva alisada, resultante, estimar los cruces por cero de la curva alisada, resultante, aplicar una función de signo a los puntos adyacentes a cada cruce por cero, si los hay, para generar un resultado; e identificar una región de interés, si la hubiera, en base al resultado de los puntos adyacentes a cada cruce por cero, si los hubiera.

Breve descripción de los dibujos

La divulgación se comprenderá mejor a partir de la siguiente descripción tomada en conjunción con los dibujos adjuntos. Algunas de las figuras pueden haberse simplificado omitiendo determinados elementos a fin de mostrar más claramente otros elementos. Dichas omisiones de elementos en algunas figuras no son necesariamente indicativas

de la presencia o ausencia de elementos particulares en cualquiera de las realizaciones ejemplares, salvo que se indique explícitamente en la descripción escrita correspondiente. Ninguno de los dibujos está necesariamente a escala.

La Fig. 1 es un diagrama esquemático de un sistema quirúrgico de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

La Fig. 2 es una vista ampliada y fragmentaria de una realización basada en la transmitancia del instrumento quirúrgico de la Fig. 1 con emisores de luz y sensores de luz, y una sección de un vaso ilustrada como dispuesta entre los emisores de luz y los sensores de luz;

La Fig. 3 es una vista ampliada y fragmentaria de una realización del instrumento quirúrgico de la Fig. 1 también equipado con un sistema basado en la reflectancia con emisor de luz y sensor de luz con espaciado fijo, y una sección de un vaso ilustrada como próxima al emisor de luz y los sensores de luz;

La Fig. 4 es una vista ampliada y fragmentaria de otra realización de un instrumento quirúrgico también equipado con un sistema basado en la reflectancia con un emisor de luz y un sensor de luz con un espaciado ajustable entre sí, y una sección de un vaso ilustrada como próxima al emisor de luz y al sensor de luz;

La Fig. 5 es un diagrama esquemático de un sistema quirúrgico de acuerdo con una realización de la presente divulgación, en combinación con una realización de un sistema de vídeo, que ilustra el sistema quirúrgico en uso con el sistema de vídeo;

La Fig. 6 es un diagrama esquemático de un sistema quirúrgico de acuerdo con una realización de la presente divulgación, en combinación con otra realización de un sistema de vídeo, que ilustra el sistema quirúrgico en uso con el sistema de vídeo; y

La Fig. 7 es un diagrama de flujo de un procedimiento utilizado por cualquiera de los sistemas anteriores para detectar o diferenciar una o más regiones de interés dentro de la(s) señal(es) recibida(s) de una matriz de sensores de luz, cuya detección o diferenciación de una o más regiones de interés conduce a la detección o diferenciación de tejido o de uno o más artefactos; y

La Fig. 8 es un diagrama de flujo de un procedimiento utilizado por cualquiera de los sistemas anteriores para seleccionar aquellas regiones de interés de entre una pluralidad de regiones de interés que es más o menos probable que estén asociadas con, por ejemplo, un artefacto como un vaso.

Descripción detallada de diversas realizaciones

Las realizaciones descritas en la presente memoria proporcionan un sistema y un procedimiento para detectar o diferenciar regiones de interés en una curva, cuyo sistema y procedimiento también implican detectar o diferenciar tejido o artefactos, tales como vasos, y cuyo sistema y procedimiento pueden utilizarse con o en sistemas o instrumentos quirúrgicos. Dicho sistema puede incluir al menos un emisor de luz dispuesto en un extremo de trabajo del instrumento quirúrgico y un conjunto de sensores de luz dispuestos en el extremo de trabajo del instrumento quirúrgico, sensores de luz individuales en el conjunto de sensores de luz adaptados para generar una señal que comprende un componente no pulsátil. El sistema también puede incluir un controlador acoplado a la matriz de sensores de luz, el controlador incluye un analizador. El analizador está configurado para determinar una curva de los componentes no pulsátiles de las señales de cada uno de los sensores de luz individuales de la matriz de sensores de luz, suavizar la curva para generar una curva suavizada, calcular una derivada de la curva suavizada, invertir la curva suavizada para generar una curva suavizada invertida, calcular una derivada de la curva suavizada invertida, tomar una diferencia entre la derivada de la curva suavizada invertida y la derivada de la curva suavizada para generar una curva resultante, suavizar la curva resultante para generar una curva resultante suavizada, estimar los cruces por cero de la curva resultante suavizada, aplicar una función de signo a los puntos adyacentes a cada cruce por cero, si los hay, para generar un resultado, e identificar una región de interés, si la hay, en base al resultado para los puntos adyacentes a cada cruce por cero, si los hay.

En referencia nuevamente a las Figs. 1-6, se ilustran realizaciones de un sistema quirúrgico 100 de este tipo, sistema 100 que puede usarse para determinar, por ejemplo, una característica (por ejemplo, presencia, diámetro, etc.) de un vaso, V, dentro de una región 102 de tejido, T, próxima a un extremo de trabajo 104 de un instrumento quirúrgico 106. Se entenderá que el vaso V puede estar conectado a otros vasos con la región 102 de tejido T, y además, el vaso V puede extenderse más allá de la región 102 para estar en comunicación fluida con otros órganos (por ejemplo, el corazón) que también se encuentran en el cuerpo del paciente. Además, mientras que el tejido T aparece en las Figs. 1-4 para rodear completamente el vaso V (tanto en términos de circunferencia como de longitud) hasta una profundidad determinada, aunque esto no tiene por qué ser así en todos los casos en que se utilice el sistema 100. Por ejemplo, el tejido T puede rodear sólo parcialmente la circunferencia y/o sólo una sección de la longitud del vaso V, o el tejido T puede recubrir el vaso V en una capa muy fina. Como ejemplos adicionales no limitantes, el vaso V puede ser un vaso sanguíneo, y el tejido T puede ser tejido conectivo, tejido adiposo y/o tejido hepático.

De acuerdo con las realizaciones ilustradas, el extremo de trabajo 104 del instrumento quirúrgico 106 es también un extremo distal de un eje 108. En consecuencia, el extremo de trabajo y el extremo distal se denominarán extremo de trabajo 104 o extremo distal 104. El eje 108 también tiene un extremo proximal 110, y una empuñadura o mango 112 (referido en la presente memoria indistintamente como empuñadura 112) está dispuesto en el extremo proximal 110 del eje 108. La empuñadura 112 está diseñada de acuerdo con la naturaleza del instrumento 106; en cuanto al dispositivo de ligadura térmica ilustrado en la Fig. 1, la empuñadura 112 puede ser una empuñadura tipo pistola que incluye un gatillo 114. Como alternativa, pueden utilizarse anillos de dedo dispuestos en un agarre generalmente tipo tijera.

Mientras que el extremo de trabajo o distal 104 y el extremo proximal 110 con agarre 112 se ilustran como dispuestos en los extremos más opuestos del eje 108, se reconocerá que ciertos instrumentos quirúrgicos tienen extremos de trabajo (en los que se fija una punta de herramienta, por ejemplo) dispuestos en los extremos más opuestos del eje y una región de agarre dispuesta intermedia a los extremos de trabajo opuestos. De acuerdo con los términos "distal" y "proximal" utilizados en la presente memoria, los extremos de trabajo de dicho instrumento se denominan en la presente memoria extremos distales y la región de agarre extremo proximal. Sin embargo, en relación con las realizaciones ilustradas, los extremos distal y proximal están situados en los extremos más opuestos (o simplemente opuestos) del eje 108.

Como se ha mencionado anteriormente, de acuerdo con las realizaciones preferidas ilustradas, el sistema quirúrgico 100 incluye un sensor con al menos un emisor de luz 120 (o simplemente el emisor de luz 120) y uno o más sensores o detectores de luz 122 (o simplemente los sensores de luz 122). Véanse las Figs. 2-4. De acuerdo con las realizaciones ilustradas, un controlador 124 está acoplado al emisor de luz 120 y a los sensores de luz 122, cuyo controlador 124 puede incluir un divisor 126 y un analizador 128 como se explica a continuación. Véase la Fig. 1.

El emisor de luz 120 está dispuesto en el extremo de trabajo 104 del instrumento quirúrgico 106. Los sensores de luz 122 también están dispuestos en el extremo de trabajo 104 del instrumento quirúrgico 106. En cualquier caso, la frase "dispuesto en" puede referirse a la colocación del emisor 120 o del sensor 122 físicamente en el extremo de trabajo 104, o a la colocación de una fibra u otra guía de luz en el extremo de trabajo 104, cuya guía de luz se acopla al emisor 120 o al sensor 122, que luego puede colocarse en otro lugar. El sistema 100 puede funcionar de acuerdo con un enfoque basado en la transmitancia, de forma que los sensores de luz 122 estén situados enfrente y frente al emisor o emisores de luz 120, por ejemplo en mandíbulas opuestas de un instrumento quirúrgico 106 como se ilustra en la Fig. 2. Además, el sistema 100 puede incluir un sistema basado en la reflectancia (para la detección de vasos y/o tejidos orientados hacia delante), de forma que el emisor de luz 120 y los sensores de luz 122 pueden orientarse en una dirección común y con un espaciado fijo entre ellos, por ejemplo en una sola mordaza de un dispositivo de dos mordazas (véase la Fig. 3). Alternativamente, el emisor de luz 120 y el sensor de luz 122 de un sistema basado en la reflectancia pueden construirse de manera que el espaciado entre el emisor de luz 120 y el sensor de luz 122 pueda ajustarse, por ejemplo colocando el emisor de luz 120 en el extremo o punta de una de las mordazas de un dispositivo de dos mordazas y el sensor de luz 122 en el extremo o punta de la otra de las mordazas del dispositivo de dos mordazas (véase la Fig. 4). En cuanto al funcionamiento de tales sistemas basados en la reflectancia, se remite a la solicitud PCT n. ° PCT/US17/17436, presentada el 10 de febrero de 2017.

El emisor de luz 120 puede estar configurado para emitir luz de al menos una longitud de onda. Por ejemplo, el emisor de luz 120 puede emitir luz con una longitud de onda de 660 nm. Esto puede lograrse con un único elemento o con una pluralidad de elementos (que pueden estar dispuestos o configurados en una matriz, por ejemplo, como se explica en detalle más adelante). De manera similar, el sensor de luz 122 está configurado para detectar luz en la al menos una longitud de onda (por ejemplo, 660 nm). De acuerdo con las realizaciones descritas en la presente memoria, el sensor de luz 122 incluye una pluralidad de elementos, que están dispuestos o configurados en una matriz.

De acuerdo con ciertas realizaciones, el emisor de luz 120 puede estar configurado para emitir luz de al menos dos longitudes de onda diferentes, y el sensor de luz 122 puede estar configurado para detectar luz en las al menos dos longitudes de onda diferentes. Como ejemplo, el emisor de luz 120 puede emitir y el sensor de luz 122 puede detectar luz en el intervalo visible y luz en el intervalo infrarrojo cercano o infrarrojo. Específicamente, el emisor de luz 120 puede emitir y el sensor de luz 122 puede detectar luz a 660 nm y a 910 nm. Dicha realización puede utilizarse, por ejemplo, para garantizar una penetración óptima del vaso sanguíneo V y el tejido circundante T en condiciones *in vivo*.

Dependiendo del efecto de los cambios en el flujo sanguíneo, también puede emitirse y detectarse luz de una tercera longitud de onda. Es decir, si se descubre que el procedimiento de detección es sensible a tasas variables de flujo sanguíneo en el vaso de interés, puede emitirse y detectarse luz a 810 nm (es decir, en el punto isobéptico) para permitir la normalización de los resultados a fin de limitar o eliminar los efectos de los cambios en la tasa de flujo sanguíneo. También pueden utilizarse otras longitudes de onda de luz.

De acuerdo con ciertas realizaciones, cada sensor de luz individual 122 está configurado para generar una señal que comprende un primer componente pulsátil y un segundo componente no pulsátil. Se reconocerá que el primer componente pulsátil puede ser un componente de corriente alterna (CA) de la señal, mientras que el segundo componente no pulsátil puede ser un componente de corriente continua (CC). Cuando el sensor de luz 122 tiene forma de matriz, la información pulsátil y no pulsátil puede generarse para cada elemento de la matriz, o al menos para cada elemento de la matriz que define al menos una fila de la matriz.

En cuanto al componente pulsátil, se reconocerá que un vaso sanguíneo puede ser descrito como teniendo una pulsación característica de aproximadamente 60 pulsaciones (o latidos) por minuto. Aunque esto puede variar con la edad y el estado del paciente, el intervalo de pulsaciones suele estar entre 60 y 100 pulsaciones (o latidos) por minuto. El sensor de luz 122 producirá una señal (que se transmite al controlador 124) con una forma de onda de CA particular que corresponde al movimiento de la sangre a través del vaso. En particular, la forma de onda AC corresponde a la luz absorbida o reflejada por el flujo sanguíneo pulsátil dentro del vaso. Por otra parte, la componente de CC corresponde principalmente a la luz absorbida, reflejada y/o dispersada por los tejidos, por lo que el vaso puede

aparecer como una "sombra" o "buzamiento" en la curva formada por las señales de CC de cada uno de los sensores de un conjunto de sensores.

De acuerdo con tales realizaciones, el controlador 124 está acoplado al sensor de luz 122, y puede incluir un divisor 126 para separar el primer componente pulsátil del segundo componente no pulsátil para cada elemento del conjunto de sensores de luz 122. El controlador 124 también puede incluir un analizador 128 para determinar la presencia y/o característica(s) del vaso V dentro de la región 102 próxima al extremo de trabajo 104 del instrumento quirúrgico 106 en base al (al menos en parte) componente pulsátil. De acuerdo con las realizaciones descritas en el presente documento, el analizador puede hacer esa determinación detectando o diferenciando primero regiones de interés en las señales de CC de los sensores de luz 120 del sistema 100.

Antes de discutir los detalles de la determinación de las regiones de interés, pueden discutirse otros detalles del sistema con referencia, por ejemplo, a la realización basada en la transmitancia de las Figs. 1 y 2, el emisor de luz 120 puede incluir uno o más elementos, como se ha mencionado anteriormente. De acuerdo con una realización esquemáticamente ilustrada en la Fig. 2, el sensor de luz 122 puede incluir un primer emisor de luz 120-1, un segundo emisor de luz 120-2, y un tercer emisor de luz 120-3. Todos los emisores de luz pueden estar configurados para emitir luz a una determinada longitud de onda (por ejemplo, 660 nm), o ciertos emisores pueden emitir luz a diferentes longitudes de onda que otros emisores. Cada emisor de luz puede ser un diodo emisor de luz, por ejemplo.

En cuanto a las realizaciones en las que el emisor de luz 120 está en forma de una matriz que incluye uno o más diodos emisores de luz, como se ilustra en la Fig. 2, los diodos pueden estar dispuestos en forma de una matriz unidimensional, bidimensional o tridimensional. Un ejemplo de una matriz unidimensional puede incluir la disposición de los diodos a lo largo de una línea en un solo plano, mientras que un ejemplo de una matriz bidimensional puede incluir la disposición de los diodos en una pluralidad de filas y columnas en un solo plano. Otro ejemplo de una matriz bidimensional puede incluir la disposición de los diodos a lo largo de una línea sobre o en una superficie curva. Una matriz tridimensional puede incluir diodos dispuestos en más de un plano, tal como en una pluralidad de filas y columnas sobre o en una superficie curva.

El sensor de luz 122 también puede incluir uno o más elementos. De nuevo, de acuerdo con la realización ilustrada en la Fig. 2, el sensor de luz 122 puede incluir un primer sensor de luz 122-1, un segundo sensor de luz 122-2, un enésimo sensor de luz 122-n, y así sucesivamente. Al igual que en el caso de los emisores de luz 120-1, 120-2, 120-3, los sensores de luz 122-1, 122-2, 122-3, 122-n pueden estar dispuestos en una matriz, y la discusión sobre las matrices anterior se aplica con igual fuerza en la presente memoria.

De hecho, donde la matriz de sensores de luz 122 incluye una fila de sensores de luz (como en la Fig. 2), la matriz 122 puede ser referida en la alternativa como una matriz lineal. Los sensores de luz individuales de la matriz 122 pueden estar dispuestos adyacentes entre sí, o los sensores de luz pueden estar espaciados entre sí. Incluso puede ser posible que los sensores de luz individuales que definen una fila de sensores de luz estén separados entre sí por sensores de luz que definen una fila o columna diferente de la matriz. De acuerdo con una realización particular, sin embargo, la matriz puede comprender un dispositivo de carga acoplada (CCD), y en particular un dispositivo de imagen CCD lineal que comprende una pluralidad de píxeles. Otra alternativa es utilizar un conjunto de sensores CMOS.

El sistema 100 puede incluir hardware y software además del emisor 120, el sensor 122 y el controlador 124. Por ejemplo, cuando se utiliza más de un emisor 120, se puede proporcionar un controlador de accionamiento para controlar la conmutación de los elementos emisores individuales. De manera similar, puede proporcionarse un multiplexor cuando se incluye más de un sensor 122, que puede acoplarse a los sensores 122 y a un amplificador. Además, el controlador 124 puede incluir filtros y conversión analógico-digital según sea necesario.

De acuerdo con ciertas realizaciones, el divisor 126 y el analizador 128 pueden estar definidos por uno o más componentes de circuito eléctrico. De acuerdo con otras realizaciones, uno o más procesadores (o simplemente, el procesador) pueden programarse para llevar a cabo las acciones del divisor 126 y del analizador 128. De acuerdo con otras realizaciones, el divisor 126 y el analizador 128 pueden estar definidos en parte por componentes de circuitos eléctricos y en parte por un procesador programado para realizar las acciones del divisor 126 y el analizador 128.

Por ejemplo, el divisor 126 puede incluir o estar definido por el procesador programado para separar el primer componente pulsátil del segundo componente no pulsátil. Además, el analizador 128 puede incluir o estar definido por el procesador programado para determinar la presencia de (o cuantificar el tamaño de, por ejemplo) el vaso V dentro de la región 102 próxima al extremo de trabajo 104 del instrumento quirúrgico 106 en base al primer componente pulsátil. Las instrucciones por medio de las cuales se programa el procesador pueden almacenarse en una memoria asociada al procesador, memoria que puede incluir una o más memorias tangibles no transitorias legibles por ordenador, con instrucciones ejecutables por ordenador almacenadas en ellas, que al ser ejecutadas por el procesador, pueden hacer que el uno o más procesadores lleven a cabo una o más acciones.

En cuanto al funcionamiento de dicho sistema basado en la transmitancia para determinar las características del tejido y/o artefacto (por ejemplo, un vaso, como un vaso sanguíneo o un uréter), cuyas características pueden incluir la posición y la dimensión (por ejemplo, longitud, anchura, diámetro, etc.) a modo de ejemplo y no de limitación, se remite a la US Pub. Nos. 2015/0066000, 2017/0181701, 2018/0042522 y 2018/0098705. En cuanto a la estructura y el

funcionamiento asociados que pueden abordar cuestiones relacionadas con el funcionamiento de dichos sistemas, la solicitud PCT n. ° PCT/US16/55910, presentada el 7 de octubre de 2016, y la solicitud PCT/US17/48651, presentada el 25 de agosto de 2017, se incorporan al presente documento por referencia en su totalidad.

Las Figs. 5 y 6 ilustran una realización del sistema quirúrgico 100 en combinación con realizaciones de un sistema de vídeo 200, tal como el que puede utilizarse convencionalmente durante la cirugía mínimamente invasiva o la cirugía laparoscópica, por ejemplo. El sistema de vídeo 200 incluye una cámara de vídeo u otro dispositivo de captura de imágenes 202, un procesador de vídeo u otro procesador asociado 204, y un visualizador 206 que tiene una pantalla de visualización 208.

Como se ilustra, la cámara de vídeo 202 está dirigida a la región 102 próxima a los extremos de trabajo 104 de dos instrumentos quirúrgicos 106. Como se ilustra, ambos instrumentos quirúrgicos 106 forman parte de una realización de un sistema quirúrgico 100, tal como el ilustrado en la Fig. 2 y discutido anteriormente. En este caso, cada uno de los instrumentos 106 incluye un indicador visual 130. Se reconocerá, sin embargo, que de acuerdo con otras realizaciones sólo uno de los instrumentos 106 puede incluir un indicador visual 130. Los demás elementos del sistema quirúrgico 100 se omiten para facilitar la ilustración, aunque se observará que los elementos del sistema 100, tal como el divisor 126 y el analizador 128, pueden estar alojados en la misma carcasa física que el procesador de vídeo 204.

La señal de la cámara de vídeo 202 se transmite a la pantalla 206 a través del procesador de vídeo 204, de forma que el cirujano u otro miembro del equipo quirúrgico pueda ver la región 102, así como los extremos de trabajo 104 de los instrumentos quirúrgicos 106, que normalmente se encuentran en el interior del paciente. Debido a la proximidad de los indicadores visuales 130 a los extremos de trabajo 104, y por tanto a la región 102, los indicadores visuales 130 también son visibles en la pantalla de visualización 108. Como se ha mencionado anteriormente, esto permite ventajosamente al cirujano recibir señales visuales o alarmas a través de los indicadores visuales 130 a través de la misma pantalla de visualización 206 y en la misma pantalla de visualización 208 que la región 102 y los extremos de trabajo 104. Esto, a su vez, limita la necesidad del cirujano de buscar en otra parte la información transmitida a través de los indicadores visuales 130.

La Fig. 6 ilustra otra forma de realización de un sistema de vídeo 200 que puede utilizarse junto con una forma de realización del sistema quirúrgico 100. De acuerdo con esta realización, el procesador de vídeo 204 no está dispuesto en una carcasa separada de la cámara de vídeo 202', sino que está dispuesto en la misma carcasa que la cámara de vídeo 202'. De acuerdo con otra realización, el procesador de vídeo 204 puede estar dispuesto en la misma carcasa que el resto de la pantalla 206' como la pantalla de visualización 208'. De lo contrario, la discusión anterior relativa a la realización del sistema de vídeo 200 ilustrado en la Fig. 5 se aplica igualmente a la realización del sistema de vídeo 200 ilustrado en la Fig. 6.

Aunque la interfaz de usuario 130 permite ventajosamente al cirujano o al equipo quirúrgico ver una salida del controlador 124, es posible incluir otros dispositivos de salida con la interfaz de usuario 130, como se ilustra en las Figs. 1 y 2. Por ejemplo, una alerta puede mostrarse en un monitor de vídeo 300 utilizado para la cirugía (por ejemplo, la pantalla 206, 206' en las Fig. 5 y 6), o puede hacer que una imagen en el monitor cambie de color o parpadee, cambie de tamaño o cambie de apariencia de otro modo. La salida auxiliar también puede tener la forma o incluir un altavoz 302 que proporcione una alarma auditiva. La salida auxiliar también puede tener la forma o puede incorporar un bloqueo de seguridad asociado con el instrumento quirúrgico 106 que interrumpe el uso del instrumento 106. Por ejemplo, el bloqueo podría impedir la ligadura o cauterización cuando el instrumento quirúrgico 106 es un dispositivo de ligadura térmica. Como otro ejemplo, la salida auxiliar también puede ser en forma de un sistema de retroalimentación háptica, tal como un vibrador 304, que puede estar unido o formado integralmente con una empuñadura o pieza de mano del instrumento quirúrgico 106 para proporcionar una indicación táctil o alarma. Además de los elementos emisores de luz dispuestos en el extremo de trabajo 104 del instrumento quirúrgico 108, pueden disponerse uno o más elementos emisores de luz en el extremo proximal 110 del vástago 108, tal como por ejemplo dispuestos en o unidos a la empuñadura o mango 112, para proporcionar una indicación visual o alarma. También pueden utilizarse diversas combinaciones de estas formas particulares de la salida auxiliar.

Como se ha mencionado anteriormente, el sistema quirúrgico 100 también puede incluir el instrumento quirúrgico 106 con el extremo de trabajo 104, al que se acoplan la interfaz de usuario 130 y el sensor (y en realizaciones preferentes, el emisor de luz 120 y el sensor de luz 122) (alternativamente, de forma extraíble/reversible o permanente/irreversible). En su lugar, la interfaz de usuario 130 y el sensor pueden estar formados integralmente (es decir, como una sola pieza) con el instrumento quirúrgico 106. Como también se ha indicado, es posible que la interfaz de usuario 130 y el sensor se acoplen a un instrumento o herramienta independiente que se utilice junto con un instrumento o herramienta quirúrgica 106.

Como se ha indicado anteriormente, el instrumento quirúrgico 106 puede ser un dispositivo de ligadura térmica en una realización. En otra realización, el instrumento quirúrgico 106 puede ser simplemente una pinza o fórceps de agarre con mandíbulas opuestas. De acuerdo con otras realizaciones, el instrumento quirúrgico puede ser otros instrumentos quirúrgicos tales como irrigadores, grapadoras quirúrgicas, aplicadores de clips y sistemas quirúrgicos robóticos, por ejemplo. De acuerdo con otras realizaciones, el instrumento quirúrgico puede no tener otra función que la de transportar la interfaz de usuario y el sensor y colocarlos dentro de un campo quirúrgico. La ilustración de una sola realización no pretende excluir el uso del sistema 100 con otros instrumentos quirúrgicos o herramientas 106.

En el contexto de uno o más de los sistemas descritos anteriormente, se reconocerá que preliminar a la caracterización de un artefacto (por ejemplo, la determinación de un diámetro para un vaso) a partir de los datos recibidos de una matriz de sensores de luz, la identificación de una región de interés es importante. Además, es ventajoso que la identificación de la región de interés sea relativamente robusta en relación con los factores ambientales que pueden influir en la identificación de una región de interés. Además, es ventajoso que la identificación de la región de interés minimice la carga computacional de realizar la identificación. Junto con lo anterior, un sistema y procedimiento de identificación que minimice la carga computacional también puede facilitar el uso del sistema y procedimiento en implementaciones en tiempo real o casi real.

Como se ha indicado anteriormente, los sistemas 100 descritos incluyen emisores de luz 120 y sensores de luz 122, y que la señal de los sensores de luz puede incluir un componente pulsátil (o CA) y un componente no pulsátil (o CC). El sistema y procedimiento para la identificación de una región de interés descrito en la presente memoria utiliza el componente no pulsátil, o CC. Estos datos de CC pueden describirse en términos de una curva de CC que incluye datos de CC de una pluralidad de sensores de luz dispuestos en una matriz, por ejemplo una matriz lineal, de acuerdo con al menos una realización descrita en el presente documento.

En términos generales, el procedimiento ilustrado en la Fig. 7 puede utilizarse para determinar regiones de interés en las que se produce una "caída" en la curva de CC (es decir, una región a lo largo de la curva de CC en la que el perfil disminuye y luego aumenta). De acuerdo con ciertas realizaciones, todas las caídas pueden identificarse como regiones de interés. De acuerdo con otras realizaciones, las regiones de interés pueden procesarse posteriormente para determinar cuáles de ellas tienen una probabilidad alta (o más alta) de estar asociadas a un artefacto concreto, tal como un vaso sanguíneo. Por ejemplo, una región de interés que muestre una alta (o mayor) probabilidad de estar asociada a un vaso sanguíneo puede separarse de regiones de interés que estén asociadas a tejido heterogéneo o altamente absorbente. De este modo, el procedimiento puede utilizarse para localizar y rastrear el vaso sanguíneo a lo largo del conjunto de sensores en tiempo real.

Como se describe con referencia a la Fig. 7, se describe un procedimiento 300 para identificar regiones de interés, que puede utilizarse con las realizaciones del sistema 100 descritas anteriormente. La realización del procedimiento 300 ilustrado en la Fig. 7 comienza con un bloque 302, en el que el sistema 100 controla los emisores de luz 120 para que emitan luz de una o más longitudes de onda. El procedimiento 300 continúa en el bloque 304, donde los sensores de luz 122 reciben luz y generan una señal en función de la luz detectada. Presumiblemente, una porción significativa de la luz recibida por los sensores de luz 122 es de los emisores de luz 120, pero se reconocerá que la luz ambiental (es decir, la luz de otras fuentes) también puede contribuir a la luz recibida por los sensores de luz 122. Además, de acuerdo con la discusión anterior, la luz recibida por los sensores de luz 122 puede incluir un componente pulsátil y otro no pulsátil, en particular cuando la luz se recibe después de atravesar un tejido que incluye un vaso, tal como un vaso sanguíneo.

En el bloque 306, el sistema 100 separa la(s) señal(es) recibida(s) de los sensores de luz 122 en componentes pulsátiles y no pulsátiles. Por ejemplo, el divisor 126 puede utilizarse para separar los distintos componentes de la señal o señales. Además, se reconocerá que mientras el procedimiento 300 utiliza el componente no pulsátil (o CC), el componente pulsátil (o CA) puede ser utilizado también por el sistema 100 en un procedimiento separado, o en conjunción con la salida del procedimiento 300.

De acuerdo con una realización del procedimiento 300, el sistema 100 suaviza la curva DC, cuya curva puede incluir las señales DC correspondientes a cada uno de los sensores de luz 122 a lo largo del conjunto. En este sentido, el suavizado puede incluir el filtrado, que a su vez puede incluir el promediado. El suavizado de la curva de CC puede ayudar a centrarse en los sensores que generan señales con la señal de CC más pronunciada en relación con otros sensores.

En el bloque 310, el sistema 100 determina una derivada de la curva de CC suavizada generada en el bloque 308. En particular, el sistema 100 utiliza una diferenciación numérica de 3 puntos para determinar la derivada, aunque en su lugar podrían utilizarse otras diferenciaciones numéricas de n puntos. El sistema 100 utiliza una diferenciación numérica para determinar la derivada a fin de reducir la carga computacional que presenta el procedimiento 300.

En el bloque 312, el sistema 100 invierte la señal suavizada determinada en el bloque 308. En el bloque 314, el sistema 100 determina una derivada de la curva de CC suavizada invertida. Como en el caso del bloque 310, el sistema puede determinar la derivada mediante el uso de una diferenciación numérica de 3 puntos, por ejemplo. De nuevo, el uso de una diferenciación numérica puede reducir la carga computacional del procedimiento 300.

En el bloque 316, el sistema 100 sustrae la derivada determinada en el bloque 314 de la derivada determinada en el bloque 310. A continuación, el sistema 100 suaviza el resultado de esta resta en el bloque 316, denominado curva resultante, para generar una curva resultante suavizada en el bloque 318. A continuación, el sistema 100 interpola opcionalmente la curva resultante suavizada en el bloque 320 para su uso en el resto del procedimiento 300; alternativamente, la curva resultante suavizada puede utilizarse en el resto del procedimiento 300.

En el bloque 322, el sistema 100 estima los cruces por cero de la curva resultante suavizada (y opcionalmente interpolada). A continuación, el sistema 100 aplica una función de signo a los puntos adyacentes a los cruces por cero

estimados de la curva resultante en el bloque 324, y determina si el resultado de aplicar la función de signo para los puntos adyacentes presenta un patrón específico en el bloque 326. En particular, el sistema 100 puede analizar el resultado en busca de un patrón de [1, -1, 1], [1, -1], [-1, 1] para los puntos adyacentes al cruce por cero, lo que sugiere que se ha producido una caída en la curva original de la señal. A continuación, el sistema 100 identifica esta región como una región de interés en el bloque 328.

Como se refleja en la Fig. 7, el sistema puede identificar más de una región de interés en el bloque 328. Es decir, en base al número de cruces por cero y en los patrones establecidos para los puntos adyacentes a esos cruces por cero, el sistema puede identificar ninguna región de interés, una región de interés o una pluralidad de regiones de interés. Al identificar una pluralidad de regiones de interés, la determinación en el bloque 328 puede repetirse o puede ocurrir múltiples veces.

Como se refleja adicionalmente en el procedimiento 300 de la Fig. 7, en aquellas circunstancias en las que se determina una pluralidad de regiones de interés en el bloque 328, el sistema 100 puede realizar acciones adicionales en el bloque 330 para seleccionar una o más de las regiones de interés de la pluralidad de regiones determinadas en el bloque 328. Por ejemplo, en algunas realizaciones, ciertas regiones de interés pueden ser seleccionadas en relación con otras en base a la probabilidad de que un vaso esté asociado con la región; en otras realizaciones, todas las regiones de interés pueden ser consideradas, cuando se intenta identificar diferentes tejidos, por ejemplo. A continuación, el sistema 100 realizará un análisis adicional en el bloque 332 en la una o más regiones de interés, tal como para determinar el tamaño (por ejemplo, diámetro o diámetro efectivo) de los vasos asociados con estas regiones de interés, por ejemplo, de acuerdo con los procedimientos divulgados en las referencias.

Como un ejemplo de las acciones que pueden realizarse para seleccionar una o más regiones de interés de una pluralidad de regiones de interés identificadas, en la Fig. 8 se ilustra un procedimiento 350, que puede utilizarse para determinar qué regiones de interés entre una pluralidad de regiones de interés pueden ser más o menos propensas a tener un vaso (por ejemplo, un vaso sanguíneo, tal como una arteria o vena) asociado con el mismo. En términos generales, el procedimiento 350 determina primero qué regiones de interés pueden solaparse, y resuelve si las regiones de interés solapadas deben tratarse como una única región de interés o como regiones de interés separadas. Una vez resuelto el problema del solapamiento, el procedimiento 350 trata de determinar si es más o menos probable que cada una de las regiones de interés restantes esté asociada a un vaso. Como se señaló anteriormente, es posible que después de realizar el procedimiento 350, se identifiquen múltiples regiones como regiones de interés para un posible procesamiento posterior.

El procedimiento 350 comienza en el bloque 352, en el que se determina si alguna de las regiones de interés se solapa. Esta determinación puede realizarse si un punto inicial de una región de interés se encuentra entre los puntos inicial y final de otra región de interés y/o si un punto final o una región de interés se encuentra entre los puntos inicial y final de otra región de interés. Los puntos inicial y final de una región de interés pueden determinarse comparando los resultados de la función signum, como se ha explicado anteriormente. Si hay regiones de interés que se solapan, el procedimiento 350 continúa al bloque 354; si no hay regiones de interés que se solapan, el procedimiento 350 continúa al bloque 362.

Suponiendo que se determine que al menos dos regiones de interés se solapan en el bloque 352, en el bloque 354 se realiza un análisis de la cercanía de las regiones de interés. En términos generales, si las regiones de interés están lo suficientemente cerca, de forma que sea improbable que dos vasos estén tan cerca en la realidad, el sistema 100 puede tratar las regiones de interés como una única región de interés; de lo contrario, las regiones pueden tratarse como regiones separadas. De acuerdo con una realización, la determinación de la proximidad puede incluir una determinación de 1) la proximidad entre puntos finales de regiones adyacentes; 2) la proximidad del punto inicial de una región y el punto final de la región anterior; y 3) la proximidad entre puntos iniciales de regiones adyacentes. Es decir, en la que D es

$$\begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ \vdots & \vdots \\ d_{n1} & d_{n2} \end{bmatrix}$$

siendo el primer elemento de cada columna el punto inicial y el segundo elemento de cada columna el punto final, las determinaciones (o factores) de proximidad anteriores pueden expresarse de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} |D[2:n, 2] - D[1:n-1, 2]| \\ D[2:n, 1] - D[1:n-1, 2] \\ |D[2:n, 1] - D[1:n-1, 1]| \end{aligned}$$

En base a los resultados del análisis en el bloque 354, el procedimiento 350 puede determinar si identificar las regiones como una única región en el bloque 356, e identificar múltiples regiones (p. ej., dos regiones) como una única región en el bloque 358 o identificar las regiones como regiones separadas en el bloque 360.

Una vez resueltos los problemas de solapamiento de regiones, el procedimiento 350 continúa con la determinación de cuál de las regiones restantes es más o menos probable que esté asociada con un artefacto, por ejemplo, un vaso. La determinación podría responder a cualquiera de estas preguntas o a ambas (es decir, más o menos probable), pero el propósito es identificar las regiones de interés más probables para su posterior procesamiento. Mientras que el procedimiento 350 de la Fig. 8 incluye una realización para hacer esta determinación, otras realizaciones son posibles para hacer también esta determinación.

De acuerdo con el procedimiento 350, se analiza una pluralidad de parámetros en el bloque 362 para determinar si es más probable (o menos probable) que cada una de las regiones de interés esté asociada a un vaso. Cada uno de los parámetros puede ser analizado en el bloque 364 para determinar si el parámetro es satisfecho, o no, comparando el parámetro contra un umbral asociado con el parámetro, por ejemplo. Después de comparar cada uno de los parámetros con su respectivo umbral, los resultados de todas las comparaciones pueden analizarse en el bloque 366 para determinar si es más probable que haya un vaso presente, por ejemplo comparando el análisis realizado en el bloque 364 con un criterio adicional. La(s) determinación(es) realizada(s) en el bloque 366 se proporciona(n) como salida en el bloque 368, por ejemplo, para identificar regiones de interés para su posterior procesamiento como parte del procedimiento 300 de la Fig. 7. Se reconocerá que las acciones de los bloques 362, 364, 366, 368 pueden repetirse según sea necesario para abordar todas las regiones de interés identificadas.

En la realización de la Fig. 8, se consideran los cinco parámetros siguientes: 1) la anchura, 2) la desviación típica de la derivada de la región de interés, 3) la media de la derivada de los valores individuales de los sensores asociados a la región de interés / la desviación típica de la derivada de los valores individuales de los sensores asociados a la región de interés, 4) el valor mínimo de entre los valores individuales de los sensores asociados a la región de interés, y 5) la desviación típica de los valores individuales de los sensores asociados a la región de interés / la media de los valores individuales. De acuerdo con otras realizaciones, pueden considerarse otros parámetros, y el número total de parámetros puede ser superior o inferior a cinco. Estos parámetros pueden determinarse en el bloque 362 en un orden particular, o pueden determinarse simultáneamente o casi simultáneamente. El procedimiento 350 puede determinar cada parámetro por separado y proceder inmediatamente al análisis del parámetro en el bloque 364, o puede determinar todos los parámetros (ya sea secuencialmente o simultáneamente/casi simultáneamente) en el bloque 362 y luego proceder al bloque 364.

En el bloque 364, los parámetros determinados en el bloque 362 se analizan para determinar si el parámetro indica que es más o menos probable que un vaso esté asociado con la región de interés. Por ejemplo, el parámetro de anchura puede compararse con una anchura mínima, representando la anchura mínima un límite real del tamaño de los vasos esperados o de los vasos de interés. Como se ha indicado anteriormente, el uso de un umbral de comparación no es el único procedimiento de análisis que puede utilizarse para determinar si los parámetros son más o menos sugestivos de la presencia de un vaso en la región de interés.

En el bloque 366, se determina en base al análisis del bloque 364 de cada uno de los parámetros determinados en el bloque 362 si es más o menos probable que un vaso esté asociado con una región de interés. Por ejemplo, de acuerdo con la presente realización, la determinación de si es más probable que un vaso esté presente requiere la satisfacción de todos los parámetros. De acuerdo con otras realizaciones, puede bastar con que una mayoría simple de los parámetros supere los umbrales asociados, por ejemplo. Otras realizaciones pueden utilizar una media ponderada de los resultados de las comparaciones de parámetros. En cualquier caso, una vez realizada la determinación en el bloque 366, se proporcionan los resultados en el bloque 368.

Después de que el sistema 100 ha determinado qué regiones de interés evaluar, como por ejemplo mediante el uso de un procedimiento como el ilustrado en la Fig. 8, el sistema 100 puede caracterizar el artefacto en el bloque 332 de la Fig. 7. Por ejemplo, la caracterización que ocurre en el bloque 332 puede incluir la determinación de si el artefacto es un vaso, y si es así, si el vaso es un tipo particular de vaso (por ejemplo, una arteria). Alternativamente, la caracterización que ocurre en el bloque 332 puede ser entre diferentes tipos de tejido. Como alternativa adicional, la caracterización puede incluir la determinación de una dimensión del artefacto: por ejemplo, cuando el artefacto es un vaso, la dimensión puede ser un diámetro (cuando se considera o se supone que el vaso es de sección transversal circular) o un diámetro efectivo (cuando se considera o se supone que el vaso no es de sección transversal circular, pero se puede utilizar la dimensión mayor a través del vaso en lugar de un diámetro real).

A este respecto, la acción o acciones llevadas a cabo por el sistema 100 en el bloque 332 para determinar las características del tejido y/o artefacto (por ejemplo, un vaso, tal como un vaso sanguíneo o un uréter), cuyas características pueden incluir posición y dimensión (por ejemplo, longitud, anchura, diámetro, etc.), pueden incluir a modo de ejemplo y no de limitación, para un sistema basado en la transmitancia, las descritas en US Pub. Nos. 2015/0066000, 2017/0181701, 2018/0042522 y 2018/0098705.

En conclusión, aunque el texto precedente expone una descripción detallada de diferentes realizaciones de la invención, debe entenderse que el alcance legal de la invención está definido por las palabras de las reivindicaciones expuestas al final de esta patente. La descripción detallada debe interpretarse únicamente como un ejemplo y no describe todas las realizaciones posibles de la invención, dado que describir todas las realizaciones posibles sería poco práctico, si no imposible. Podrían implementarse numerosas realizaciones alternativas, mediante el uso de

tecnología actual o tecnología desarrollada después de la fecha de presentación de esta patente, que seguirían estando dentro del alcance de las reivindicaciones que definen la invención.

5 También debe entenderse que, a menos que un término se defina expresamente en esta patente mediante el uso de la frase "Como se utiliza en el presente documento, el término '____' se define en el presente documento para significar..." o una frase similar, no hay intención de limitar el significado de ese término, ya sea expresa o
10 implícitamente, más allá de su significado simple u ordinario, y dicho término no debe interpretarse como limitado en su alcance sobre la base de cualquier declaración hecha en cualquier sección de esta patente (que no sea el lenguaje de las reivindicaciones). En la medida en que cualquier término recitado en las reivindicaciones al final de esta patente se menciona en esta patente de forma coherente con un único significado, se hace únicamente por propósitos de claridad para no confundir al lector, y no se pretende que dicho término de reivindicación se limite, implícitamente o de otro modo, a ese único significado.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema quirúrgico (100) que incluye un instrumento quirúrgico (106), el sistema quirúrgico (100) comprende:

al menos un emisor de luz (120) dispuesto en un extremo de trabajo del instrumento quirúrgico (106);
un conjunto de sensores de luz (122) dispuestos en el extremo de trabajo del instrumento quirúrgico (106),
sensores de luz individuales en el conjunto de sensores de luz (122) adaptados para generar una señal que
comprende un componente no pulsátil; y
un controlador (124) acoplado a la matriz de sensores de luz (122), el controlador (124) que comprende un
analizador (128) configurado para:

determinar una curva de los componentes no pulsátiles de las señales de cada uno de los sensores de luz
individuales del conjunto de sensores de luz,

caracterizado en que

el analizador (128) está configurado además para:

suavizar la curva para generar una curva suavizada;

calcular una derivada de la curva suavizada;

invertir la curva suavizada para generar una curva suavizada invertida;

calcular una derivada de la curva suavizada invertida;

tomar una diferencia entre la derivada de la curva suavizada invertida y la derivada de la curva suavizada
para generar una curva resultante;

suavizar la curva resultante para generar una curva resultante suavizada;

estimar los cruces por cero de la curva resultante suavizada;

aplicar una función de signo a los puntos adyacentes a cada cruce por cero, si lo hay, para generar un
resultado; y

identificar una región de interés, si la hay, basándose en el resultado de los puntos adyacentes a cada cruce
por cero, si lo hay.

2. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el analizador (128) está configurado para
calcular una diferenciación de 3 puntos de la curva suavizada para calcular la derivada de la curva suavizada.

3. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el analizador (128)
está configurado para calcular una diferenciación de 3 puntos de la curva suavizada invertida para calcular la
derivada de la curva suavizada invertida.

4. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en el que el analizador (128)
está configurado para interpolar la curva resultante suavizada antes de estimar los cruces por cero de la curva
resultante suavizada.

5. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que el analizador (128)
está configurado para identificar una pluralidad de regiones de interés en base al resultado de los puntos
adyacentes a cada cruce por cero, para identificar una región a partir de la pluralidad de regiones de interés, y para
caracterizar un artefacto asociado a la región.

6. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el controlador (124) comprende un
procesador y una memoria, el analizador (128) comprende el procesador programado para determinar una curva
de los componentes no pulsátiles de las señales de cada uno de los sensores de luz individuales de la matriz de
sensores de luz, suavizar la curva para generar una curva suavizada, calcular una derivada de la curva suavizada,
invertir la curva suavizada para generar una curva suavizada invertida, calcular una derivada de la curva suavizada
invertida, tomar una diferencia entre la derivada de la curva suavizada invertida y la derivada de la curva suavizada
para generar una curva resultante, alisar la curva resultante para generar una curva resultante alisada, estimar los
cruces por cero de la curva resultante alisada, aplicar una función de signo a los puntos adyacentes a cada cruce
por cero, si los hay, para generar un resultado, e identificar una región de interés, si la hay, basándose en el
resultado para los puntos adyacentes a cada cruce por cero, si los hay.

7. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que el analizador (128)
está configurado para caracterizar un artefacto en base a la región de interés identificada.

8. El sistema quirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el analizador (128) está configurado para
determinar un diámetro o un diámetro efectivo de un vaso en base a la región de interés identificada.

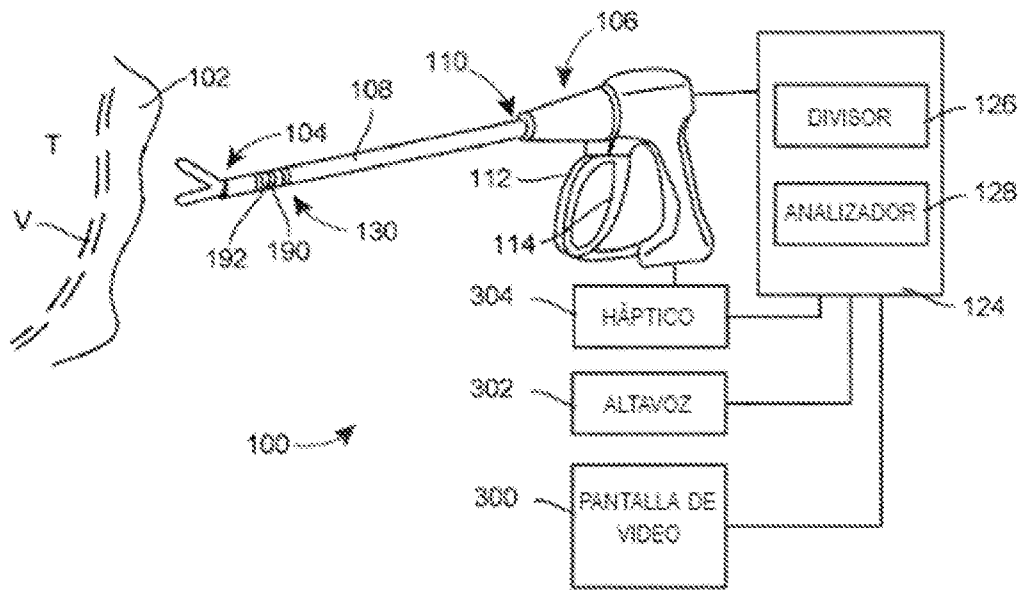


FIG. 1

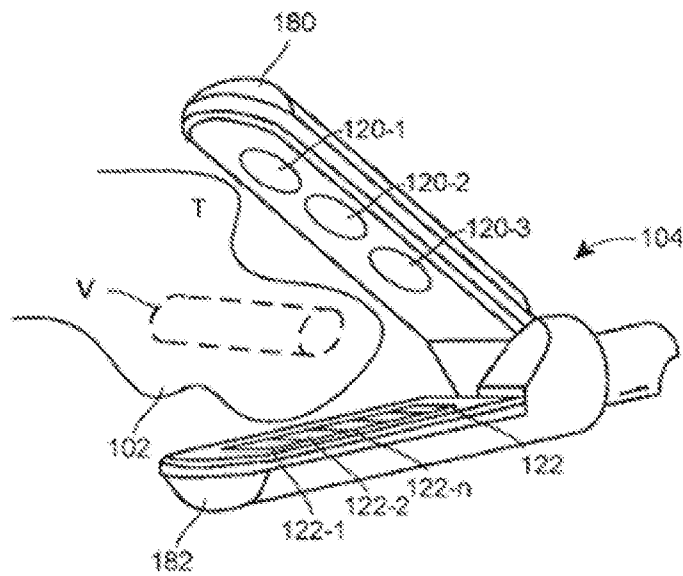


FIG. 2

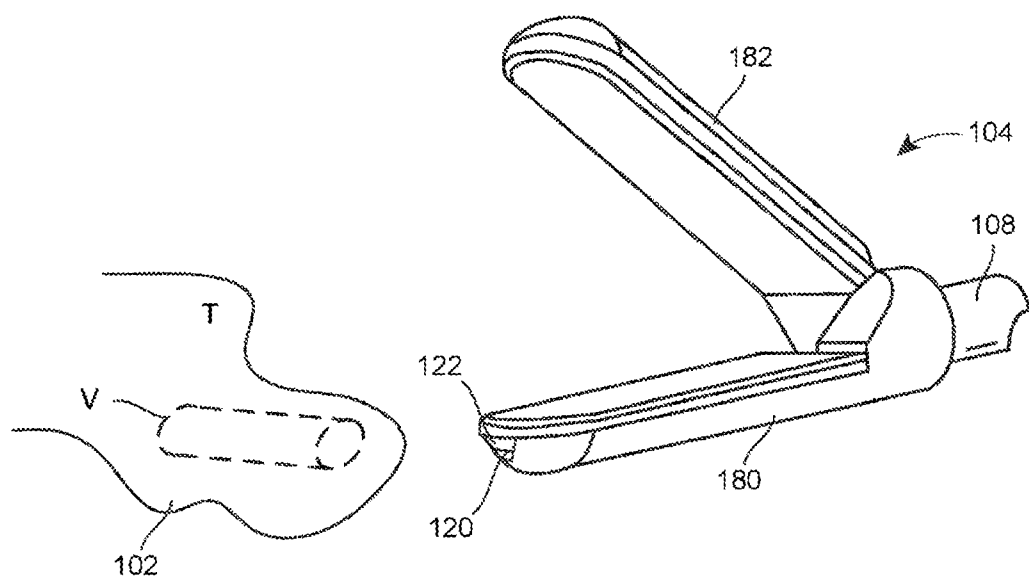


FIG. 3

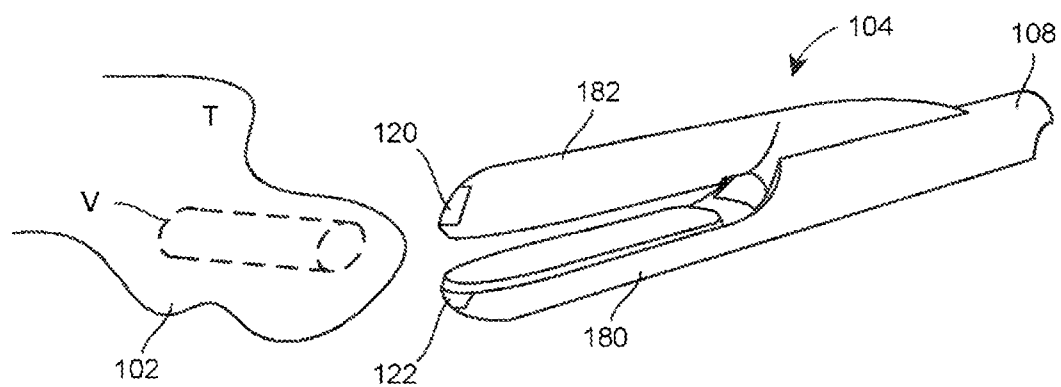


FIG. 4

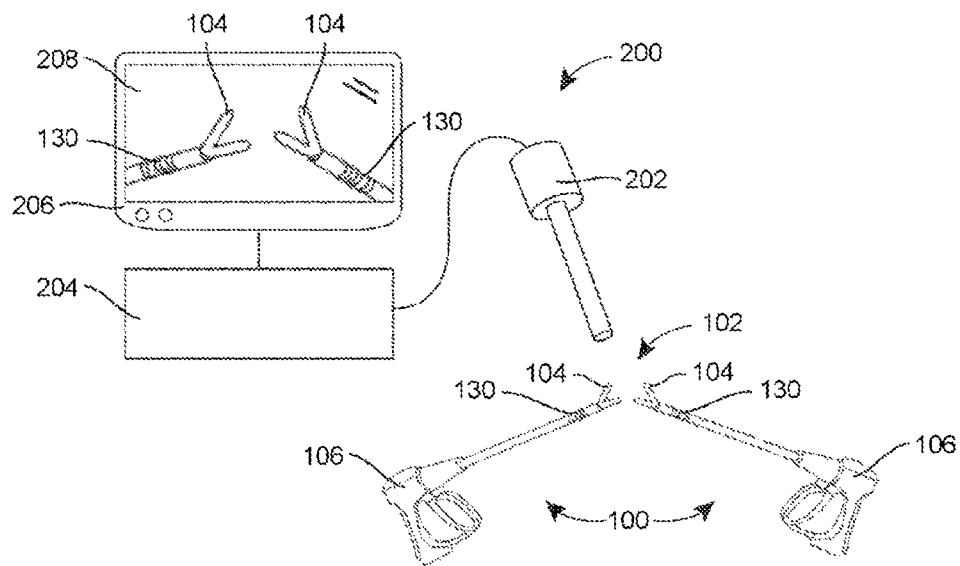


FIG. 5

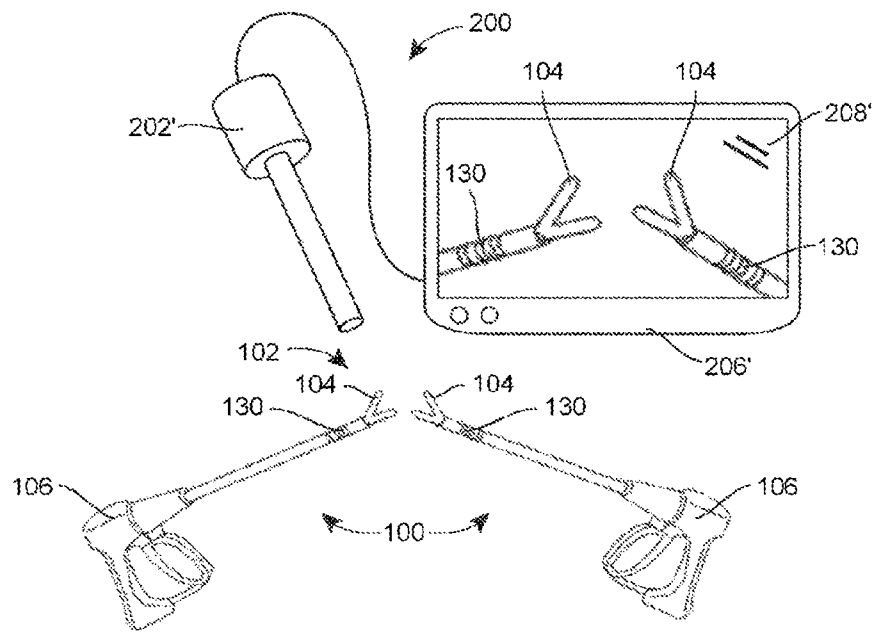
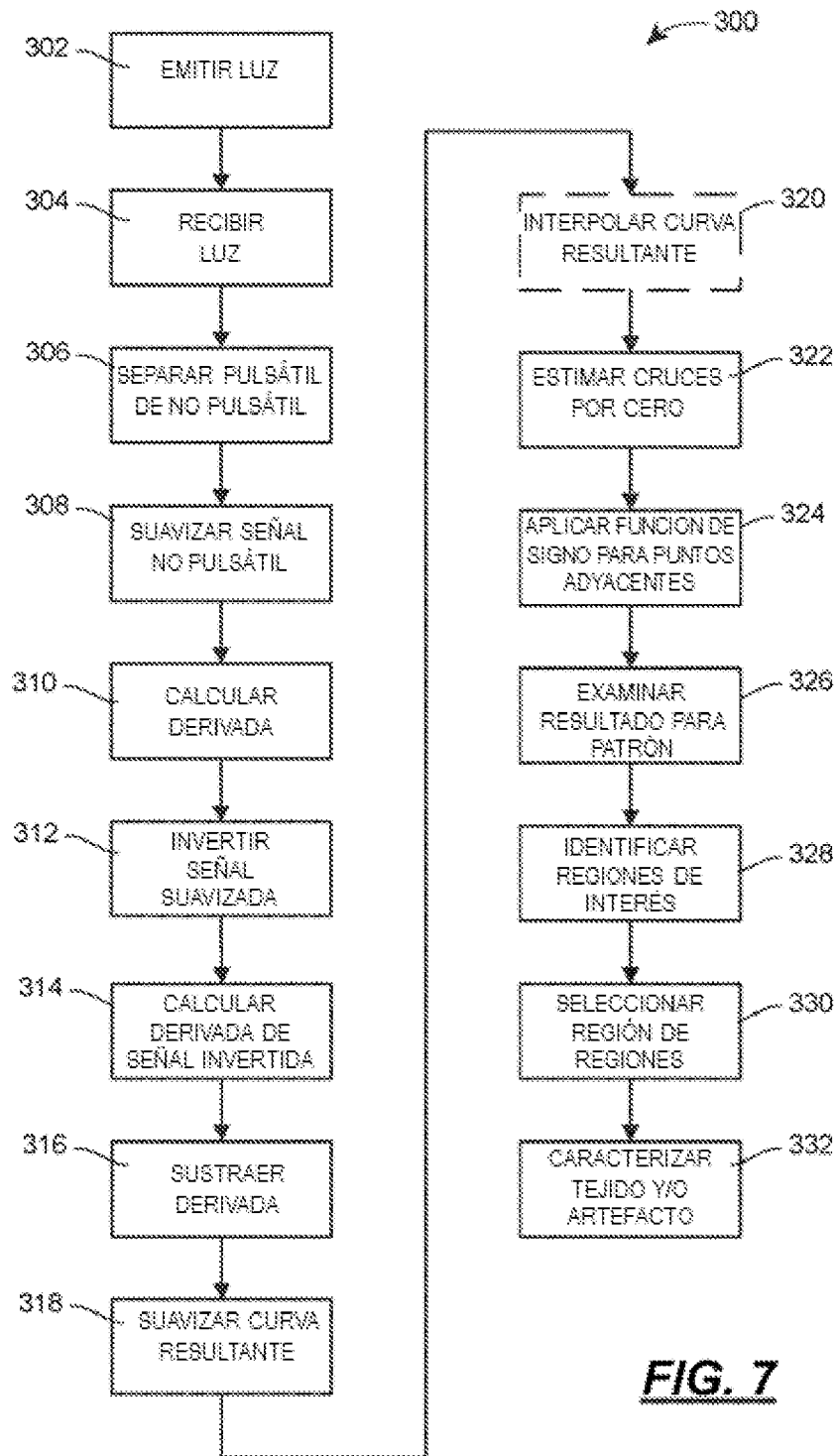


FIG. 6



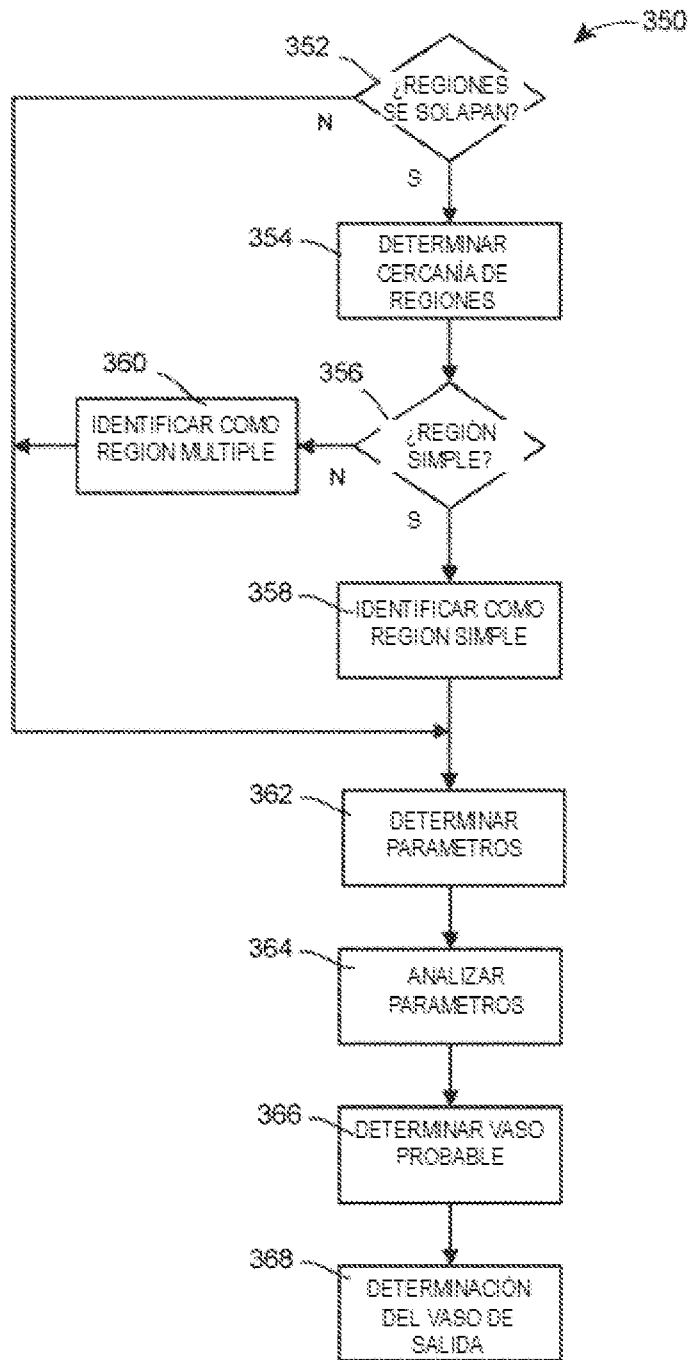


FIG. 8