

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 800 323**

51 Int. Cl.:

A61B 18/20 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 17/56 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.06.2017 PCT/EP2017/065372**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.12.2017 WO17220719**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.06.2017 E 17731908 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.03.2020 EP 3474761**

54 Título: **Esternotomo láser**

30 Prioridad:

22.06.2016 EP 16175604

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

29.12.2020

73 Titular/es:

**ADVANCED OSTEOTOMY TOOLS - AOT AG
(100.0%)
Wallstrasse 6
4051 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**BRUNO, ALFREDO E. y
CATTIN, PHILIPPE C.**

74 Agente/Representante:

CURELL SUÑOL, S.L.P.

ES 2 800 323 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

Esternotomo láser

5 **Campo técnico**

La presente invención se refiere a un dispositivo de corte que comprende una fuente láser, una estructura de ajuste de haz y un soporte. La fuente láser está adaptada para generar un haz láser de corte. La estructura de ajuste de haz está adaptada para dirigir el haz láser de corte generado por la fuente láser a lo largo de una geometría de corte predefinida en el esternón. El soporte sustenta la fuente láser. Los dispositivos del tipo mencionado se pueden usar para cortar el esternón de un paciente en diversas aplicaciones médicas.

Antecedentes de la técnica

15 En muchas aplicaciones médicas, se cortan o perforan huesos humanos o animales con diversos fines. Por ejemplo, para corregir la forma de un hueso se conoce la aplicación de uno o diversos cortes en un hueso y la reconstrucción del hueso a lo largo de los cortes. Para la extracción de tumores en un hueso, o para sustituir un diente, es una práctica común perforar la mandíbula realizando un agujero y proporcionar un implante en el agujero realizado, en calidad de raíz artificial para un diente. Para aplicar cortes del tipo mencionado, se usan muchos tipos de instrumentos o herramientas en función de las circunstancias específicas de los cortes.

Más particularmente, en varias aplicaciones médicas o quirúrgicas se corta el esternón de un ser humano. Por ejemplo, para obtener acceso a los órganos torácicos, por ejemplo, para acceder al corazón en una cirugía cardiorácica, el esternón se secciona de tal manera que se pueda abrir la caja torácica. De este modo, típicamente se realiza una incisión en línea vertical a lo largo del esternón tras lo cual el esternón se divide o parte. Puesto que los órganos y otros tejidos situados en el interior de la caja torácica son altamente sensibles y tienen una importancia crucial para la salud del paciente, el esternón se debe dividir con precisión y cuidadosamente. Esto resulta particularmente difícil debido a que el esternón es una estructura ósea relativamente gruesa y resistente y están en contacto con el mismo órganos vitales, tales como el corazón y pulmón.

Como instrumentos destinados a cortar esternones, está ampliamente extendido el uso de herramientas mecánicas, tales como sierras convencionales u oscilantes, osteotomos piezoeléctricos o similares. El principio que subyace en general tras el corte de huesos por medio de instrumentos osteotómicos del tipo mencionado es, esencialmente, el mismo para la totalidad de los diferentes tipos de instrumentos. Esto es, el respectivo instrumento ejerce tensión mecánica sobre la superficie ósea hasta que se supera la dureza superficial y el instrumento penetra en el hueso.

En los últimos años, además de instrumentos osteotómicos mecánicos convencionales, se han desarrollado instrumentos de corte óseo alternativos que permiten un corte comparativamente preciso y suave también de huesos gruesos y resistentes, tales como el esternón. Por ejemplo, en el documento WO 2011/035792 A1 se describe un osteotomo láser asistido por ordenador y guiado por robot que posibilita un corte de huesos con una precisión y suavidad elevadas incluso si los huesos son comparativamente gruesos y resistentes. Dicho osteotomo láser incluye un cabezal láser montado en un brazo robótico. Mientras el cabezal láser proporciona un haz láser, el brazo robótico guía el cabezal láser a lo largo de una geometría de corte predefinida en el hueso que se debe cortar. De este modo, el brazo robótico permite un movimiento altamente preciso y comparativamente rápido del cabezal láser en todas las direcciones y orientaciones. A continuación, el haz láser impacta en el hueso y somete a ablación continuamente el tejido óseo hasta que se genera la geometría de corte predefinida. El corte por láser presenta muchas ventajas en comparación con herramientas mecánicas convencionales, tales como una reacción comparativamente rápida, por ejemplo, para detener la intervención en caso de emergencia, daños colaterales comparativamente pequeños y una precisión comparativamente elevada en particular cuando se trata de geometrías de corte complejas. Tiene una importancia particular el hecho de que la superficie del hueso, cuando se corta apropiadamente usando luz láser, no sufre daños por la fricción de una herramienta mecánica que exponga el hueso a altas temperaturas, a una tensión mecánica y que obstruya la superficie porosa con los detritos generados. El osteotomo láser incluye, además, disposiciones de asistencia, como un pulverizador para enfriar y humedecer el tejido en torno al área de contacto de haz láser-hueso, una boquilla de detritos para retirar detritos generados por el proceso de corte y un mecanismo de auto-seguimiento. Por contraposición a métodos mecánicos conocidos para cortar hueso, la superficie de los huesos cortados con láser puede mantener la estructura trabecular original, que no obstruye el flujo de sangre lo cual puede ser importante para iniciar el proceso de curación.

Aun cuando los osteotomos láser conocidos del tipo antes mencionado son bastante universales en términos de indicaciones médicas permitiendo un corte sofisticado de todo tipo de huesos, incluyendo esternones, dichos osteotomos y, en particular, sus brazos robóticos son comparativamente grandes. Además, de manera habitual son comparativamente costosos, de tal modo que muchas instalaciones en las que podría usarse un osteotomo del tipo mencionado no se lo pueden permitir.

65 Por lo tanto, existe necesidad de un dispositivo comparativamente rentable y práctico que permita cortar de forma precisa, rápida y fiable el esternón de un paciente.

El documento US 2011/0082459 A1 divulga un dispositivo según el preámbulo de la reivindicación 1.

Divulgación de la invención

5

De acuerdo con la invención, esta necesidad se satisface con un dispositivo según definen las características de la reivindicación independiente 1. Son objeto de las reivindicaciones dependientes, unas formas de realización preferidas.

10

En particular, la invención es un dispositivo de corte para cortar el esternón de un paciente. El dispositivo de corte comprende una fuente láser adaptada para generar un haz láser de corte, una estructura de ajuste de haz para dirigir el haz láser de corte generado por la fuente láser a lo largo de una geometría de corte predefinida en el esternón, y un soporte que sustenta la fuente láser. El soporte tiene una estructura de montaje para ser fijada a la caja torácica del paciente, de tal manera que la fuente láser se sitúe en una posición predefinida con respecto al esternón.

15

El término "esternón", según se usa en la presente memoria, se refiere a un hueso plano, largo, que tiene forma de corbata, y está situado en el centro del tórax. Se conecta a las costillas con cartílago, formando la parte frontal de la caja torácica y, de este modo, ayuda a proteger el corazón, los pulmones y los vasos sanguíneos principales. El esternón se puede seccionar en tres regiones, es decir, de arriba abajo, el manubrio, el cuerpo y el apéndice xifoides. Así, el término "hueso" puede referirse a huesos humanos o animales naturales, así como a huesos artificiales o sustituciones óseas.

20

25

El término "fuente láser", según se usa en la presente memoria, puede referirse a un dispositivo láser completo o particularmente a la parte individual del mismo por donde sale el haz láser. Por ejemplo, la fuente láser puede ser un cabezal láser del dispositivo láser o un componente óptico en el extremo de salida de una fibra óptica o guía de ondas, tal como una fibra hueca por donde surge colimada la luz del dispositivo láser o cualquier otra cosa desde la cual el dispositivo láser emita el haz láser de corte. Típicamente, los dispositivos de láser comprenden diversas partes, tales como una estación base fija con unos medios de alimentación, controles, elementos de programación y similares. Con frecuencia, comprenden adicionalmente un cabezal láser o pieza de mano que es movable de manera flexible con relación a la estación base, por ejemplo, usando un brazo articulado que tiene una serie de espejos para agitar el haz láser. Habitualmente, el haz láser sale del dispositivo láser por una parte de la pieza de mano o cabezal láser, por ejemplo, una parte o conjunto ópticos de enfoque, de tal manera que, de acuerdo con la presente divulgación, esta parte puede ser la fuente láser.

30

35

El término "geometría osteotómica", según se usa en la presente memoria, se refiere a cualquier geometría definida en el esternón o hueso para especificar el corte que se va a aplicar. Dicha geometría osteotómica puede ser, por ejemplo, una línea recta o curvada a lo largo de la cual se va a cortar el hueso o una geometría más compleja que defina una forma objetivo de intervención del hueso. Típicamente, la geometría osteotómica se predefine en una etapa de planificación preoperatoria. Se puede predefinir sobre la base de datos recopilados del hueso, tales como, por ejemplo, datos de tomografía computarizada.

40

45

La geometría osteotómica se puede predefinir por medio de un ordenador. También se puede definir directamente en el esternón sin necesidad de datos preoperatorios a partir, por ejemplo, de un escaneo de tomografía computarizada o similares. Por ejemplo, esto se puede llevar a cabo usando una cámara de seguimiento óptico y una herramienta de puntero óptico utilizadas por el cirujano para apuntar a los puntos de inicio y final del corte deseado. A continuación, dicha selección se puede transmitir a una unidad de control de esternotomía láser. Además, para esta definición directa de la geometría osteotómica, a continuación, un programa de *software* podría solicitar al cirujano o usuario la geometría de corte deseada y sus parámetros, tales como un corte sinusoidal, en donde el usuario podría seleccionar el número de períodos dentro de los puntos de inicio y final de corte. Además, el *software* también podría solicitar un ángulo de incidencia del haz láser que sea diferente del valor por defecto que puede ser esencialmente perpendicular al esternón.

50

55

Una posible opción para dirigir de manera precisa el haz láser de corte es que la estructura de ajuste de haz mueva la fuente láser a una posición y orientación predefinidas. Así, el término "posición y orientación predefinidas" puede referirse a cualquier posición y orientación predefinidas que permita que la fuente láser suministre un haz adecuado al esternón con el fin de practicar una ablación en el mismo según la geometría de corte predefinida. La posición y orientación predefinidas pueden estar en correlación, por tanto, con la geometría de corte predefinida. De este modo, la posición puede predefinirse en las proximidades del esternón de tal manera que un haz láser generado por la fuente láser pueda alcanzar sin obstáculos el esternón. La orientación de la fuente láser puede predefinirse de tal manera que un haz láser de corte generado por la fuente láser pueda alcanzar directamente la superficie cortada con un ángulo de ataque óseo preferido. Dicho ángulo de ataque óseo predefinido puede ser, por ejemplo, un ángulo esencialmente recto.

60

65

Otra opción posible para dirigir con precisión el haz láser de corte es que el haz láser que surge de la fuente láser, un brazo articulado con espejos o el colimador de salida de una fibra óptica se dirija al esternón por medio de una etapa de traslación bidimensional (XY) o tridimensional (XYZ) con motores lineales por medio de espejos planos o

curvos montados en una posición fija o en escáneres.

En aplicaciones médicas en las que se va a seccionar el esternón, puede resultar ventajoso que el haz láser de corte sea un haz láser pulsado. De este modo, la fuente láser puede ser una fuente láser de erbio de estado sólido o, en particular, una fuente láser de granate de itrio y aluminio dopado con erbio de estado sólido. Los impulsos de un haz láser del tipo mencionado pueden ser impulsos por debajo de los microsegundos. Así, el haz láser de corte puede ser generado por un dispositivo láser de erbio de estado sólido, tal como una fuente láser de erbio de estado sólido que se describe posteriormente. Dichos dispositivos y haces láser pulsados permiten una ablación precisa y eficiente del tejido óseo del esternón con daños colaterales nulos o mínimos sobre la estructura ósea del esternón. Además de los diversos tipos de láseres de erbio de estado sólido, tales como un láser de diodo o láseres bombeados por lámpara *flash*, se puede usar cualquier otro haz láser pulsado, tal como un haz láser de gas CO₂ u holmio de estado sólido de los que se sabe que también ablaclonan tejido óseo.

El haz láser de corte puede tener una longitud de onda en un intervalo de aproximadamente 2'900 nanómetros (nm) a aproximadamente 3'000 nm o, particularmente, una longitud de onda de aproximadamente 2'940 nm. Dicha longitud de onda puede resultar apta particularmente para su aplicación a tejido óseo. Los impulsos láser pueden tener una anchura temporal en el intervalo de 1 picosegundo a aproximadamente 100 milisegundos o, en particular, una anchura temporal de 100 microsegundos a aproximadamente 2 milisegundos. La selección del láser y el ajuste para corregir propiedades pueden ser cruciales con vistas a eliminar eficientemente tejido óseo y, por lo tanto, para una ablación eficiente del tejido óseo a lo largo de la geometría de corte.

El dispositivo de corte comprende, además, una disposición de corrección que está adaptada para identificar automáticamente un movimiento de la fuente láser con respecto al esternón provocando que el haz láser de corte de la fuente láser se desvíe con respecto a la geometría de corte predefinida. El "término movimiento de la fuente láser con respecto al esternón" según se usa en la presente incluye un movimiento de la fuente láser, así como un movimiento del esternón, así como movimientos simultáneos de ambos, siempre que se trate de un movimiento relativo entre los dos que conduzca a la desviación con respecto a la geometría de corte predefinida. La disposición de corrección está adaptada, además, preferentemente para ajustar de manera automática la posición de la fuente láser en relación con el esternón con el fin de corregir la desviación del haz láser de corte de la fuente láser con respecto a la geometría de corte predefinida. Por lo tanto, en una forma de realización preferida, la disposición de corrección está adaptada para detener la generación del haz láser de corte cuando se identifica la desviación con respecto a la geometría de corte predefinida y para retomar la generación del haz láser de corte cuando se corrige la desviación.

Con fines identificativos, la disposición de corrección comprende preferentemente un sensor adaptado para proporcionar una señal espacial relacionada con la posición del haz láser de corte y el esternón uno con respecto a otro. Un sensor de este tipo puede ser o comprender una fuente láser de distancia adaptada para proporcionar y crear un haz láser de distancia hacia el esternón, un sensor ultrasónico adaptado para proporcionar y crear una onda acústica hacia el esternón, una cámara adaptada para monitorizar el esternón, un sensor de infrarrojos adaptado para proporcionar y crear luz infrarroja hacia el esternón y similares.

La disposición de corrección puede tener, además, un dispositivo informático o una aplicación de *software* ejecutada en un dispositivo informático. Dicho dispositivo informático se puede materializar de manera que evalúe automáticamente señales o información en relación con un movimiento identificado automáticamente de la fuente láser con respecto al esternón. En particular, puede estar adaptado para evaluar una señal proporcionada por el sensor mencionado.

Para ajustar la posición de la fuente láser en relación con el esternón con el fin de corregir una desviación del haz láser de corte de la fuente láser con respecto a la geometría de corte predefinida, la disposición de corrección se puede conectar a la estructura de ajuste de haz. En particular, puede proporcionar órdenes a la estructura de ajuste de haz con el fin de mover la fuente láser o adaptar de otra manera el haz láser de corte con vistas a corregir la desviación identificada. De este modo, las órdenes pueden ser generadas y proporcionadas por el dispositivo informático.

En la práctica, después de la planificación preoperatoria donde, entre otros aspectos, se predefine la geometría de corte, el dispositivo de corte se monta en la caja torácica del paciente por medio de la estructura de montaje de su soporte. De este modo, la fuente láser se sitúa en una posición bien definida en relación con el esternón. Particularmente, puesto que el paciente todavía está respirando mientras se corta el esternón, las costillas se están moviendo constantemente. Puesto que el dispositivo de corte está fijado directamente al paciente por medio de la estructura de montaje, se mueve junto con la caja torácica de tal manera que se puede lograr que no sea necesaria ninguna compensación de movimiento adicional. Por lo tanto, el dispositivo de corte de acuerdo con la invención, como dispositivo comparativamente práctico, permite un corte preciso y fiable del esternón del paciente.

No obstante, en una forma de realización de la invención, la disposición de corrección adicional identifica de manera constante y automática desviaciones de esta posición bien definida del cabezal láser y corrige automáticamente las desviaciones identificadas. Tal como se ha mencionado, una corrección de este tipo puede

materializarse moviendo la fuente láser y/o remodelando el haz láser de corte. Esto puede permitir que se proporcione una precisión de corte mejorada, particularmente en situaciones en las que pudieran producirse movimientos relativos entre el dispositivo de corte y el esternón o en las que dichos movimientos relativos sean comparativamente grandes.

5

Preferentemente, el soporte comprende un elemento de soporte y la disposición de corrección está adaptada para identificar automáticamente un movimiento del elemento de soporte con respecto al esternón. En particular, el elemento de soporte se puede conectar de forma fija a la estructura de montaje. Al monitorizar el elemento de soporte con respecto a movimientos relativos al esternón, la disposición de corrección permite corregir eficientemente una desviación de la fuente láser con respecto al esternón.

10

De este modo, el soporte comprende preferentemente una montura de láser en la que está montada de manera fija la fuente láser y la montura de láser está preferentemente conectada de forma móvil al elemento de soporte. Puesto que la fuente láser puede estar en movimiento en relación con el esternón para proporcionar correctamente el haz láser de corte al esternón, puede resultar difícil distinguir entre una parte de un movimiento de la fuente láser que sea necesaria, es decir, destinada a cortar el esternón, y otra parte del movimiento de la fuente láser que sea no intencionada, por ejemplo, por un movimiento de respiración. Al proporcionar la montura de láser según se ha descrito, estas dos partes de los movimientos de la fuente láser se pueden separar de manera eficiente. En particular, al monitorizar el elemento de soporte, la disposición de corrección únicamente identifica la parte no intencionada de un movimiento de la fuente láser, mientras que la parte necesaria no es percibida o tenida en cuenta por la disposición de corrección.

15

20

El dispositivo de corte comprende, preferentemente, una unidad de accionamiento adaptada para mover la fuente láser con respecto al elemento de soporte. En particular, la unidad de accionamiento puede estar adaptada para mover el haz láser de corte a lo largo de la geometría de corte del esternón. Con una unidad de accionamiento de este tipo, el haz láser de corte puede moverse de forma automática o semiautomática a lo largo de la geometría de corte. Por ejemplo, la unidad de accionamiento puede ser programable de tal manera que, en una etapa de planificación preoperatoria, se pueda ajustar adecuadamente. La unidad de accionamiento permite aumentar la eficiencia y la precisión cuando se ablaiona tejido óseo para cortar el esternón. Además, la disposición de corrección puede manipular la unidad de accionamiento con el fin de corregir una desviación identificada. Por ejemplo, la disposición de corrección se puede conectar a la unidad de accionamiento y proporcionar señales de control a la misma. Así, se pueden compensar de manera eficiente desviaciones entre la fuente láser y el esternón.

25

30

De este modo, la unidad de accionamiento comprende, preferentemente, un motor lineal adaptado para mover la fuente láser con respecto al elemento de soporte. Dicho motor lineal permite mover de manera rápida y precisa la fuente láser. Así, el haz láser de corte generado por la fuente láser puede guiarse de forma eficiente a lo largo de la geometría de corte del esternón moviendo la fuente láser o partes de la misma. Además, un motor lineal de este tipo puede proporcionar de forma eficiente una corrección del movimiento de la fuente láser. En particular, como característica de seguridad, siempre que la posición del esternón requiera una corrección, el dispositivo de corte podría detener temporalmente la generación del haz láser hasta que se alcancen las correcciones espaciales.

35

40

De manera alternativa o adicional, la unidad de accionamiento comprende, preferentemente, un director de haz adaptado para ajustar la dirección en la que se proporciona el haz láser de corte generado por la fuente láser. De este modo, el director de haz comprende preferentemente un motor articulado o espejo montado en un motor articulado o un escáner de cualquier tipo adaptado para inclinar la fuente láser con respecto al elemento de soporte. De manera alternativa o adicional, el director de haz comprende, preferentemente, un conjunto óptico ajustable adaptado para redirigir el haz láser de corte generado por la fuente láser. El conjunto óptico ajustable puede comprender un espejo que desvíe el haz láser de corte proporcionado por la fuente láser, en donde el espejo se puede hacer girar en torno a un eje de tal manera que el haz láser de corte se pueda proporcionar radialmente en torno a 360°. Dicho motor articulado y/o conjunto óptico permiten proporcionar de forma sofisticada el haz láser de corte según cualquier manera deseada. Esto permite aplicar geometrías de corte comparativamente complejas y corregir de forma precisa desviaciones identificadas.

45

50

La estructura de montaje del soporte se materializa para conectarse al esternón de manera fija. Por ejemplo, puede tener unos medios de agarre o sujeción que permitan su montaje de forma separable pero fija al esternón. Además, puede comprender unos tornillos y rebajes para tornillos para su atornillamiento a las costillas. Preferentemente, la estructura de montaje del soporte comprende diversas patas, presentando cada una de ellas un pie con una forma tal que se fija a una de las costillas de la caja torácica del paciente. De esta forma, es posible una fijación y una definición eficientes de la posición del cabezal láser con respecto al esternón.

55

60

Alternativamente, la estructura de montaje del soporte comprende preferentemente un poste hueco conformado para ser fijada a diversas costillas de la caja torácica y su posicionamiento de tal manera que el haz láser de corte de la fuente láser pase a través de su interior hueco. Un poste de este tipo permite posicionar con precisión el dispositivo de corte con respecto al esternón y, al mismo tiempo, cubrir el haz láser y apantallar detritos generados por el corte del esternón.

65

Preferentemente, la estructura de montaje del soporte comprende una correa o diversas correas adaptadas para fijar la estructura de montaje a la caja torácica. Una correa de este tipo se puede aplicar de forma adicional con respecto a otros medios de montaje o también como alternativa a los mismos. Una correa permite una fijación rápida, suave y sencilla del dispositivo de corte a la caja torácica. También permite fijar el dispositivo de corte de tal manera que la fijación final, por ejemplo, mediante tornillos, se pueda aplicar cómodamente si ello fuera necesario.

En la práctica, el dispositivo de corte somete a ablación el esternón por o a lo largo de la geometría de corte. Durante la ablación por láser, se generan detritos en donde, por medio del haz láser de corte, los detritos generados se desplazan alejándose del hueso a velocidades comparativamente altas, tales como, por ejemplo, a aproximadamente 2'000 m/s. Desde la perspectiva del hueso, a la ablación con el haz láser de corte se le puede hacer referencia como libre de detritos ya que la estructura trabecular no se contamina con detritos. Además, se le puede hacer referencia como ablación (fotoablación o ablación por láser) en frío ya que, usando el dispositivo y el método aquí descritos, no se observa fusión de la superficie ósea. No obstante, para evacuar los detritos generados cuando se corta el esternón del paciente, el dispositivo de corte comprende preferentemente un elemento de succión o una unidad de extracción de detritos adaptada para retirar detritos generados por el haz láser de corte que impacta en el esternón. Dicha succión o extracción de detritos puede ayudar a mantener limpia la geometría de corte y el espacio en torno a la misma.

Para enfriar e hidratar el esternón en los lugares en los que se aplica el haz láser de corte, el dispositivo de corte puede comprender una boquilla de pulverización o una matriz de boquillas. De este modo, pueden resultar particularmente eficientes boquillas multifluido. El fluido de enfriamiento puede ser un cloruro de sodio estéril. Permite minimizar la transferencia térmica del área de contacto de haz láser de corte-tejido óseo a otras secciones del hueso. Por lo tanto, se pueden prevenir o minimizar daños colaterales del tejido óseo.

Preferentemente, el dispositivo de corte comprende una unidad de detección de profundidad adaptada para detectar la profundidad de una ablación aplicada al esternón. Una unidad de este tipo permite una ablación precisa de tejido óseo hasta una profundidad deseada. De este modo, pueden tenerse en cuenta variaciones en la naturaleza del tejido óseo. Por ejemplo, la unidad de detección de profundidad puede proporcionar continuamente información sobre la profundidad del tejido óseo sometido a ablación a una unidad de control central que ajusta el haz láser de corte y/o el accionamiento en respuesta al mismo. Esto permite un corte eficiente y seguro del esternón.

Preferentemente, el dispositivo de corte comprende una disposición de autoenfoco adaptada para ajustar automáticamente un foco del haz láser de corte en relación con la geometría de corte del esternón. Una disposición de autoenfoco de este tipo permite adaptar continuamente el foco a medida que avanza la ablación. En una forma de realización ventajosa, la disposición de autoenfoco se combina con la unidad de detección de profundidad antes mencionada. Así, la disposición de autoenfoco está adaptada preferentemente para ajustar el foco del haz láser de corte de acuerdo con la profundidad detectada por la unidad de detección de profundidad. De esta manera, el punto focal del haz láser de corte se puede ajustar automáticamente con el fin de garantizar que, en el esternón por la geometría de corte, impacte una intensidad predefinida del haz láser de corte. De este modo, el foco puede ajustarse continuamente de acuerdo con la profundidad respectiva del tejido óseo sometido a ablación. La disposición de autoenfoco puede comprender un espejo parabólico. Además, puede ser la fuente láser del dispositivo de corte, por ejemplo, al ser el elemento desde el cual se emite el haz láser de corte.

Preferentemente, el dispositivo de corte comprende una unidad de control de profundidad dispuesta para detener la fuente láser que genera el haz láser de corte cuando el esternón se ha cortado en una medida predefinida. Teniendo en cuenta que el esternón está separado del corazón y los pulmones solamente por una membrana muy delgada, la posibilidad de controlar la profundidad de corte a lo largo de toda la geometría de corte puede tener una importancia primordial. En particular, puede resultar importante controlar la profundidad y el perfil de corte para poder detener la generación del haz láser de corte una vez que se ha cortado completamente el esternón o, justo antes de este punto, dejando un hueso residual muy delgado de tal manera que el cirujano pueda separarlo fácilmente al final una vez que se proporcione la geometría de corte completa. Por lo tanto, el término "medida predefinida" en relación con el corte puede referirse a una profundidad correspondiente a la profundidad del esternón o esencialmente la profundidad del esternón.

Existen algunas formas adecuadas preferidas para implementar dichas unidades de control de profundidad. En una forma de realización, la unidad de control de profundidad es un dispositivo de tomografía de coherencia óptica (OCT) basada en láser. Usando dicho dispositivo de OCT y un haz láser adicional que pueda propagarse en un modo coaxial con el haz láser de corte, puede controlarse en tiempo real la profundidad del corte, por ejemplo, inmediatamente después de cada disparo láser.

En otra forma de realización, la unidad de control de profundidad es un sensor de espectroscopia fotoacústica basado en láser. El uso de dicho sensor de espectroscopia fotoacústica (PAS) de láser puede permitir determinar si el último disparo se había encontrado con un tejido duro o blando. Por lo tanto, pueden extraerse conclusiones de manera eficiente sobre si el esternón se ha cortado completamente o no.

En general, cuando se corta el esternón o después de cada impulso láser, se producen detritos que salen disparados del corte. Estos detritos pueden verse expuestos a altas temperaturas, lo cual implica que cualquier patógeno que pudiera estar presente en el trayecto de corte no puede sobrevivir. No obstante, podría resultar interesante capturar los detritos con una unidad de eliminación de detritos del dispositivo de corte. Esta unidad puede comprender, por ejemplo, una disposición de succión que se puede posicionar en las proximidades del corte. Alternativamente, esto podría realizarse con un instrumento aparte.

Breve descripción de los dibujos

El dispositivo de corte según la invención se describe de forma más detallada a continuación en la presente memoria por medio de unas formas de realización ejemplificativas y haciendo referencia a los dibujos esquemáticos adjuntos, en los cuales:

la figura 1 muestra una vista en perspectiva de una parte de una primera forma de realización de un dispositivo de corte según la invención montado en una caja torácica;

la figura 2 muestra una vista superior del dispositivo de corte de la figura 1 en el que se ha retirado una carcasa;

la figura 3 muestra una vista lateral del dispositivo de corte de la figura 1 en el que se ha retirado la carcasa;

la figura 4 muestra una vista frontal del dispositivo de corte de la figura 1 en el que se ha retirado la carcasa;

la figura 5 muestra una vista en perspectiva de una unidad electrónica del dispositivo de corte de la figura 1;

la figura 6 muestra una vista en perspectiva de un cableado de medios del dispositivo de corte de la figura 1;

la figura 7 muestra un detalle de una fuente láser del dispositivo de corte de la figura 1; y

la figura 8 muestra una vista en perspectiva de una geometría de corte sofisticada para seccionar un esternón.

Descripción de formas de realización

En la siguiente descripción, ciertos términos se usan por motivos de conveniencia y no están destinados a limitar la invención. Los términos "derecha", "izquierda", "arriba", "abajo", "bajo" y "encima" se refieren a direcciones en las figuras. La terminología comprende los términos mencionados explícitamente, así como sus derivados y términos con un significado similar. Además, los términos espacialmente relativos, tales como "debajo", "por debajo", "inferior", "encima", "superior", "proximal", "distal" y similares, pueden usarse para describir la relación de un elemento o característica con otro elemento o característica según se ilustra en las figuras. Estos términos espacialmente relativos están destinados a abarcar diferentes posiciones y orientaciones de los dispositivos en su uso u funcionamiento además de la posición y la orientación mostradas en las figuras. Por ejemplo, si se da la vuelta a un dispositivo de las figuras, elementos descritos como "por debajo" o "debajo" de otros elementos o características estarían entonces "encima" o "sobre" los otros elementos o características. De este modo, el término ejemplificativo "por debajo" puede abarcar tanto posiciones como orientaciones correspondientes a encima y por debajo. Los dispositivos pueden orientarse de otra manera (girados 90 grados o en otras orientaciones), y los descriptores espacialmente relativos usados en la presente se pueden interpretar de manera correspondiente. Asimismo, las descripciones de movimiento a lo largo de y en torno a varios ejes incluyen varias posiciones y orientaciones especiales del dispositivo.

Para evitar repeticiones en las figuras y las descripciones de los diversos aspectos y formas de realización ilustrativas, debe entenderse que muchas características son comunes a muchos aspectos y formas de realización. La omisión de un aspecto de una descripción o figura no implica que formas de realización que incorporan ese aspecto carezcan del mismo. El aspecto, en cambio, puede haberse omitido por claridad y para evitar una descripción prolija. En este contexto, se aplica lo siguiente al resto de esta descripción: si, con el fin de clarificar los dibujos, una figura contiene signos de referencia que no se explican en la parte directamente asociada de la descripción, entonces se remite a secciones previas o sucesivas de la descripción. Además, por razones de claridad, si, en un dibujo, no todas las características de una parte están provistas de signos de referencia, se remite a otros dibujos que muestran la misma parte. Los números iguales en dos o más figuras representan los mismos elementos o elementos similares.

La figura 1 muestra una forma de realización de un dispositivo de corte 1 según la invención. El dispositivo de corte 1 comprende un soporte 12 que sustenta una carcasa 11 y una disposición de corrección 14. Una fuente láser 16 (no visible en la figura 1) está dispuesta en la carcasa 11 y es sustentada por el soporte 12. Está adaptada para generar o proporcionar un haz láser de corte 15.

El soporte 12 tiene una estructura de montaje con cuatro patas 122. Cada una de las patas tiene un poste 1221 y

un pie 1222 adaptado para fijarse a una de las costillas 21 de una caja torácica 2 de un paciente por medio de un tornillo 1223. En particular, los pies 1222 están equipados con una superficie inferior cóncava que está conformada para recibir una de las costillas 21 de la caja torácica 2. Para fijar la estructura de montaje a la caja torácica 2, al menos mientras los pies 1222 de las patas 122 se atornillan a las costillas 21, el soporte 12 comprende una correa 123. La correa 123 está dispuesta en torno a la caja torácica 2 y es apretada de una manera común. Cuando se fija a la caja torácica 2, el dispositivo de corte 1 se posiciona sobre el esternón 22 de la caja torácica 2.

El soporte 12 tiene, además, una placa de soporte 121 como elemento de soporte que está conectado a las cuatro patas 122. La conexión entre las patas 122 y la placa de soporte 121 es ajustable de tal manera que se pueda variar la distancia entre la placa de soporte 121 y el esternón 22. Una vez ajustadas, las patas 122 y la placa de soporte 121 quedan firmemente conectadas de tal manera que la posición y la orientación de la placa de soporte 121 quedan predefinidas con respecto al esternón 22 siempre que el esternón 22 y las costillas 21 no se muevan en relación mutua.

El dispositivo de corte 1 comprende, además, una disposición de corrección 14 que tiene una o diversas cámaras 141 en calidad de sensores montados en la placa de soporte 121 del soporte 12. Las cámaras 141 están dirigidas hacia el esternón 22 o, más particularmente, a un área del esternón 22 en donde impacta el haz láser de corte 15. Las cámaras 141 están adaptadas para proporcionar una señal espacial relacionada con la posición de la placa de soporte 121 y, por lo tanto, la fuente láser 16 (no visible en la figura 1) y el haz láser de corte 15 con respecto al esternón 22. La disposición de corrección 14 comprende además una unidad informática implementada en una unidad electrónica 17 (no mostrada en la figura 1) que recibe y evalúa la señal espacial de las cámaras 141. Cuando se identifica una desviación de la posición de la placa de soporte 121 con respecto al esternón 22, la unidad informática de la disposición de corrección 14 proporciona señales de control a una unidad de accionamiento 19 (no visible en la figura 1) para corregir la desviación. Para comunicarse con el dispositivo informático 17 y para otras interacciones, el dispositivo de corte 1 comprende un cableado de medios 13.

En la figura 2, el dispositivo de corte se muestra sin la carcasa 11 y el cableado de medios 13. De este modo, puede observarse que, en la placa de soporte 121 está montado un aplicador de láser 182 de un dispositivo láser 18. El aplicador de láser 182 tiene un conector de fibra 1821 al que se puede conectar una fibra óptica del cableado de medios 13. El aplicador de láser 182 tiene una salida por la cual se emite la luz del haz láser de corte 15. En la figura 2, el aplicador de láser 182 proporciona la luz del haz láser de corte 15 en una dirección ascendente.

El dispositivo láser 18 tiene, además, un primer espejo de redireccionado 187 que desvía el haz láser de corte 15 90° a la izquierda a través de una unidad de lente 187. Con la unidad de lente 187, se ensancha el haz láser de corte 15. El lado izquierdo de la unidad de lente 187 del dispositivo láser comprende un segundo espejo de redireccionado 188 que desvía 90° en una dirección descendente el haz láser de corte 15 ensanchado. De este modo, el haz láser de corte 15 se desplaza a lo largo del aplicador de láser 182 hasta que impacta en un tercer espejo de redireccionado 189 del dispositivo láser 18. El tercer espejo de redireccionado 189 desvía de nuevo 90° a la izquierda el haz láser de corte 15 ensanchado, donde se dirige a un elemento de espejo parabólico 16.

El elemento de espejo parabólico 16 es ajustable de varias maneras. En particular, tiene un espejo parabólico cuyo cono o geometría puede ajustarse. El haz láser de corte 15 ensanchado impacta en el espejo parabólico del elemento de espejo parabólico 16 que, por un lado, lo reorienta hacia el esternón 22 y, por otro lado, enfoca el haz láser de corte 15. De este modo, el elemento de espejo parabólico 16 constituye una fuente láser del dispositivo de corte 1. Ajustando el cono del espejo parabólico, se puede adaptar el foco o la geometría del haz láser de corte 15. El elemento de espejo parabólico 16 se controla para enfocar automáticamente el haz láser de corte 15 en el esternón 22. Por lo tanto, constituye además una disposición de autoenfoco del dispositivo de corte 1 que también permite ajustar con precisión la intensidad del haz láser de corte 15 por la geometría de corte 221. De esta manera, es posible una ablación eficiente del tejido óseo en el esternón 22. Además, el ajuste del elemento de espejo parabólico 16 define una dirección en la que el dispositivo de corte 1 emite el haz láser de corte. De este modo, el elemento de espejo parabólico 16 se controla para aplicar una geometría de corte 221 predefinida en el esternón 22.

El elemento de espejo parabólico 16 está fijado en una montura de láser 124 que está conectada de forma móvil a la placa de soporte 121. La montura de láser 124 está conectada a un riel x horizontal 126 y a un riel y vertical 125. Juntos, el elemento de espejo parabólico 16, la montura de láser 124, el riel x 126 y el riel y 125 forman una estructura de ajuste de haz o director de haz de una unidad de accionamiento 19 del dispositivo láser 1. La unidad de accionamiento 19 tiene además un motor articulado adaptado para inclinar la montura de láser 124 con el fin de ajustar la dirección en la que se proporciona el haz láser de corte 15 desde el elemento de espejo parabólico 16. Además, comprende unos motores lineales que mueven la montura de láser 124 a lo largo del riel x 126 y el riel y 125. Para cortar con precisión el esternón 22 a lo largo de la geometría de corte 221 predefinida, se ajusta el elemento de espejo parabólico 16. Una vez que se alcanza un límite de un intervalo adecuado de ajuste del elemento de espejo parabólico 16, se detiene la generación del haz láser de corte 15 y el elemento de espejo parabólico 16 se reubica moviéndolo e inclinandolo. Cuando se ha reubicado adecuadamente, se continúa con el corte del esternón 22 a lo largo de la geometría de corte 221.

La figura 3 muestra el dispositivo de corte 1 desde el lateral. De este modo, se puede observar que la cámara 141 está dirigida hacia el esternón 22 o, más particularmente, a la sección del esternón donde el haz láser de corte 15 impacta en el tejido. También se puede observar que el elemento de espejo parabólico 16 tiene dos enchufes como interfaz a la que se puede conectar una transmisión de control y/o de datos.

La figura 4 muestra el dispositivo de corte desde la parte frontal. El elemento de espejo parabólico 16 está inclinado hacia el lado izquierdo lo cual permite recibir eficientemente el haz láser de corte 15 ensanchado desde el tercer espejo de redireccionado 189. El dispositivo de corte 1 comprende además una punta de succión de una unidad de extracción de detritos (no mostrada en las figuras). La punta de succión está adaptada para evacuar detritos generados por el haz láser de corte 15 que impacta en el esternón 22.

En la figura 5, se muestra una unidad electrónica 17 del dispositivo de corte 1. Está conectada a la carcasa 11 y a los otros componentes respectivos del dispositivo de corte 1 por medio del cableado de medios 13. La unidad electrónica 17 comprende un control de gas y líquido 171, una unidad de detección de profundidad 172, una unidad de procesado 173 que incluye la unidad informática de la disposición de corrección y una pantalla 174. Además, está equipada con un láser de granate de itrio y aluminio (Er:YAG) dopado con erbio de estado sólido 181 del dispositivo láser 18, estando conectado dicho láser 181 al aplicador de láser 182. La unidad de detección de profundidad 172 está adaptada para detectar la profundidad de una ablación aplicada al esternón 22 por el haz láser de corte 15.

Tal como se muestra en la figura 3, el cableado de medios 13 comprende un tubo directo de medios de enfriamiento 131, un tubo de retroceso de medios de enfriamiento 132, un tubo de gas 133, cables de alimentación eléctrica 134, una fibra óptica de control de profundidad 135 de la unidad de detección de profundidad 172, un tubo de líquido 136 y un cable controlador 137. Además, alberga una fibra óptica de ablación 183 del dispositivo láser 18.

Los cables de alimentación eléctrica 134 están conectados a todos los consumidores de energía remotos con respecto a la unidad electrónica 17. De este modo, a los consumidores de energía tales como, en particular, los motores de la unidad de accionamiento, las cámaras 141, la punta de succión y la disposición de espejo parabólico 16 se les suministra energía eléctrica por medio de los cables de alimentación eléctrica 134 del cableado de medios 13.

El tubo directo de medios de enfriamiento 131 y el tubo de retroceso de medios de enfriamiento 132 están conectados a una entidad de enfriamiento. El medio de enfriamiento puede ser cualquier líquido u otro medio, tal como una solución (sol/e) apta para enfriar los componentes conectados, tales como la fuente láser o similares. Más particularmente, en el tubo directo de medios de enfriamiento 131, el medio de enfriamiento se proporciona desde un depósito de medio de enfriamiento a la entidad de enfriamiento y en el tubo de retroceso de medios de enfriamiento 132, el medio de enfriamiento calentado se envía de vuelta después de circular a través de la entidad de enfriamiento.

El tubo de gas 133 y el tubo de líquido 136 están conectados a un cuerpo de boquilla (no mostrado en las figuras) cerca o en la fuente láser o elemento de espejo parabólico 16. El cuerpo de boquilla comprende diversas boquillas de dos fluidos dirigidas al área de contacto de haz láser de corte 15-esternón 22. Mediante las boquillas de dos fluidos, el líquido proporcionado por el tubo de líquido 136 tal como, por ejemplo, cloruro de sodio estéril o agua destilada, que se puede enriquecer con una sustancia antiséptica, y el gas proporcionado por el tubo de gas 133 se mezclan a una presión elevada con el fin de generar una pulverización. Durante la ablación del tejido óseo del esternón 22, las boquillas de dos fluidos pulverizan el área de contacto de haz láser de corte 15-esternón 22 para enfriar y minimizar así la transferencia térmica en el tejido óseo. Por ejemplo, las boquillas de dos fluidos pueden suministrar el cloruro de sodio estéril a un caudal de aproximadamente 8 a 10 ml/min bajo una presión de aproximadamente 3 bares. A continuación, el líquido se retira del esternón 22 junto con los detritos por medio de la punta de succión.

El cable controlador 137 está conectado a la unidad de procesado y a los componentes controlables del dispositivo de corte 1, tales como los motores de la unidad de accionamiento, las cámaras 141, la disposición de autoenfoco, las boquillas de dos fluidos del cuerpo de boquilla y similares. A través del cable controlador 137, la unidad de procesado 173 se comunica con los componentes controlables mencionados. Por ejemplo, la unidad de procesado 173 ajusta automáticamente la orientación de las lentes de la unidad de autoenfoco teniendo en cuenta la profundidad de la ablación del tejido óseo en la geometría de corte del esternón 22.

A través de la fibra óptica de ablación 183, la luz del haz láser de corte 15 se proporciona desde el láser de Er:YAG 181 al aplicador de láser 182 por medio de su conector de fibra 1821. Para ello, se introduce un haz láser generado por el láser 181 en la fibra óptica de ablación 183 tal como se muestra en la figura 4. En particular, el láser de Er:YAG 181 del dispositivo láser 18 tiene un generador de haz 184. Un haz láser inicial sale del generador de haz 184 y se dirige por medio de las lentes de enfoque 185 del dispositivo láser 18 a la fibra óptica de ablación 183. Allí, se desplaza hacia y sale de la fuente láser según se ha descrito anteriormente.

De manera similar al haz láser para la ablación del tejido óseo, está previsto un segundo haz láser a través de la

fibra óptica de control de profundidad 135. Este segundo haz láser está destinado a detectar la profundidad del proceso de ablación en el esternón 2.

5 En la práctica, el dispositivo de corte 1 puede aplicarse en una forma de realización de un método de corte del esternón 22. Antes de usar el dispositivo 1, el esternón 22 se prepara de manera que sea accesible para el dispositivo de corte 1. Para preparar el esternón 22, se pueden aplicar algunos pasos preoperatorios. Por ejemplo, se pueden obtener datos sobre el esternón 22 por tomografía computarizada. Los datos se pueden analizar y en la imagen de la tomografía computarizada se puede definir una geometría osteotómica, tal como una curva o línea sinusoidal, en el esternón 22. A continuación, puede hacerse que el esternón 22 quede accesible y el dispositivo de corte 1 se puede fijar a la caja torácica 2 de tal manera que la fuente láser se sitúe en la posición predefinida.

15 Para la ablación de tejido óseo en el esternón 22, la unidad de procesamiento 173 controla la unidad de accionamiento de tal manera que mueva la fuente láser junto con el cuerpo de boquilla sobre el esternón 2 a lo largo de la geometría de corte. De este modo, el haz láser pulsado por debajo de los microsegundos generado por el dispositivo láser del dispositivo de corte 1 crea una línea de puntos circulares adyacentes. Puesto que los puntos se crean alternativamente, el tejido óseo tiene tiempo de enfriarse lo cual permite minimizar daños colaterales sobre el tejido óseo.

20 Para una ablación eficiente del tejido óseo en el esternón 22, el haz láser de corte 15 generado por la fuente láser se ajusta para tener una longitud de onda de 2'940 nm. Durante la aplicación del haz láser de corte 15 al esternón 22, las boquillas de dos fluidos del cuerpo de boquilla pulverizan un cloruro de sodio estéril. De esta manera, se enfría e hidrata el área de contacto de haz láser de corte 15-esternón 22.

25 Durante la ablación, la unidad de control de profundidad 172 monitoriza y controla la profundidad del tejido óseo sometido a ablación. El haz láser de corte 15 se ajusta a la profundidad de tal manera que se ablaiona con precisión tejido óseo del esternón 22 a lo largo de la geometría de corte.

30 La figura 5 muestra un ejemplo de una geometría de corte sofisticada que puede ser proporcionada por un dispositivo de corte según la invención en un proceso quirúrgico de apertura de esternón. Se corta un esternón 8 a lo largo de la geometría de corte con una estructura sinuosa obteniendo una primera parte de esternón derecha 81 y una segunda parte de esternón izquierda 82. La estructura de la geometría de corte queda definida por una función de seno periódica con un período no uniforme que genera diversas proyecciones 811 y rebajes 812 no uniformes en la primera parte de esternón 81 y diversas proyecciones 821 y rebajes 822 no uniformes correspondientes en la segunda parte de esternón 82. Además de esto, la función sinusoidal varía en una dirección proximal o interior del esternón 8 de tal manera que se forma un ángulo de corte respectivo no perpendicular. El uso de dicha función de corte no periódica y una superficie de corte sinuosa para abrir el esternón 8 puede garantizar que el tórax se cierre nuevamente en la posición original. Por lo tanto, la geometría de corte solamente permite un reensamblaje diferenciado de la primera parte de esternón 81 y la segunda parte de esternón 82 llegando a una situación objetivo predefinida que es igual a la situación inicial.

40 Esta divulgación y los dibujos adjuntos que ilustran aspectos y formas de realización de la presente invención no deben considerarse como limitativos de las reivindicaciones que definen la invención protegida. En otras palabras, aunque la invención se ha ilustrado y descrito de manera detallada en los dibujos y la descripción anterior, dicha ilustración y descripción deben considerarse ilustrativas o ejemplificativas y no limitativas. Se pueden aplicar varios cambios mecánicos, de composición, estructurales, eléctricos y de funcionamiento sin desviarse con respecto al espíritu de esta descripción y las reivindicaciones. En algunos casos, circuitos, estructuras y técnicas bien conocidos no se han mostrado de forma detallada para no entorpecer la invención. Por lo tanto, se entenderá que aquellos con conocimientos habituales pueden aplicar cambios y modificaciones dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones. En particular, la presente invención abarca otras formas de realización adicionales con cualquier combinación de características de diferentes formas de realización descritas anteriormente y a continuación.

55 La divulgación también abarca todas las características adicionales que se muestran en las figuras individualmente, aunque pueden no haberse descrito en la descripción anterior o sucesiva. Además, de la materia en cuestión de la invención o de la materia en cuestión dada a conocer pueden excluirse alternativas individuales de las formas de realización descritas en las figuras y la descripción y alternativas individuales de características de las mismas. La divulgación comprende materia que consiste en las características definidas en las reivindicaciones o las formas de realización ejemplificativas, así como materia que comprende dichas características.

60 Además, en las reivindicaciones, el término "comprender" no excluye otros elementos o etapas, y el artículo indefinido "un" o "una" no excluye una pluralidad. Una sola unidad o etapa puede satisfacer las funciones de varias características mencionadas en las reivindicaciones. El mero hecho de que ciertas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes no indica que no pueda usarse una combinación de estas medidas de manera ventajosa. Los términos "esencialmente", "aproximadamente", "alrededor de", y similares en relación con un atributo o un valor en particular también definen exactamente el atributo o exactamente el valor, de manera respectiva. El término "aproximadamente" en el contexto de un valor o intervalo numérico dado se refiere

a un valor o intervalo que está, por ejemplo, dentro del 20%, dentro del 10%, dentro del 5% o dentro del 2% del valor o intervalo dado. Componentes descritos como acoplados o conectados pueden estar acoplados de forma eléctrica o mecánica directamente, o pueden estar acoplados indirectamente por medio de uno o más componentes intermedios. Ningún signo de referencia de las reivindicaciones debe interpretarse como limitativo del alcance.

5

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de corte (1) para cortar un esternón (22; 8) de un paciente, que comprende
- 5 una fuente láser (16) adaptada para generar un haz láser de corte (15),
- una estructura de ajuste de haz para dirigir el haz láser de corte (15) generado por la fuente láser (16) a lo largo de una geometría de corte (811, 812, 821, 822) predefinida en el esternón (22; 8),
- 10 un soporte (12) que soporta la fuente láser (16), y
- una disposición de corrección (14)
- en el que el soporte (12) presenta una estructura de montaje (122) adaptada para ser fijada a la caja torácica (2) del paciente de tal manera que la fuente láser (16) esté en una posición predefinida con respecto al esternón (22; 8),
- 15 caracterizado por que
- 20 la disposición de corrección (14) está adaptada para identificar automáticamente un movimiento de la fuente láser (16) con respecto al esternón (22; 8) provocando que el haz láser de corte (15) de la fuente láser (16) se desvíe de la geometría de corte (221; 811, 812, 821, 822) predefinida, y adaptada para ajustar automáticamente la posición de la fuente láser (16) con respecto al esternón (22; 8) para corregir la desviación del haz láser de corte (15) de la fuente
- 25 láser (16) con respecto a la geometría de corte (221; 811, 812, 821, 822) predefinida, comprendiendo la disposición de corrección opcionalmente un sensor (141) adaptado para proporcionar una señal espacial relacionada con la posición del haz láser de corte (15) y el esternón (22; 8) uno con respecto a otro.
2. Dispositivo de corte (1) según la reivindicación 1, en el que el soporte (12) comprende un elemento de soporte (121) y la disposición de corrección (14) está adaptada para identificar automáticamente un movimiento del
- 30 elemento de soporte (121) con respecto al esternón (22; 8).
3. Elemento de corte según la reivindicación 2, en el que el soporte (12) comprende una montura de láser (124) en la que está montada de forma fija la fuente láser (16) y la montura de láser (124) está conectada de forma móvil al elemento de soporte (121).
- 35 4. Dispositivo de corte (1) según la reivindicación 3, que comprende una unidad de accionamiento (19) adaptada para mover la montura de láser (124) con respecto al elemento de soporte (121).
5. Dispositivo de corte (1) según la reivindicación 4, en el que la unidad de accionamiento (19) comprende un adaptador de motor lineal para mover la montura de láser (124) con respecto al elemento de soporte (121).
- 40 6. Dispositivo de corte (1) según la reivindicación 4 o 5, en el que la unidad de accionamiento (19) comprende un director de haz (16, 124, 125, 126) adaptado para ajustar una dirección en la que se proporciona el haz láser de corte (15) generado por la fuente láser (16), y en el que el director de haz (16, 124, 191, 192) comprende
- 45 opcionalmente un motor articulado adaptado para inclinar la fuente láser (16) con respecto al elemento de soporte (121).
7. Dispositivo de corte (1) según la reivindicación 6, en el que el director de haz (191) comprende un conjunto óptico ajustable (16, 124) adaptado para redirigir el haz láser de corte (15) generado por la fuente láser (16).
- 50 8. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la estructura de montaje (122) del soporte (12) comprende diversas patas (122) que presentan, cada una de ellas, un pie (1222) conformado para ser fijado a una costilla (21) de la caja torácica (2).
- 55 9. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la estructura de montaje (122) del soporte (12) comprende un poste hueco conformado para ser fijado a diversas costillas (21) de la caja torácica (2) y posicionado de tal manera que el haz láser de corte (15) de la fuente láser (16) pase a través de su interior hueco.
- 60 10. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la estructura de montaje (122) del soporte (12) comprende una correa (123) adaptada para fijar la estructura de montaje (122) a la caja torácica (2).
- 65 11. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una unidad de extracción de detritos adaptada para evacuar detritos generados por el haz láser de corte (15) que impacta en el esternón (22; 8).

- 5 12. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una unidad de detección de profundidad adaptada para detectar una profundidad de una ablación aplicada al esternón (22; 8) por el dispositivo de corte (1).
- 10 13. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una disposición de autoenfoco adaptada para ajustar automáticamente un foco del haz láser de corte (15) en relación con el esternón (22; 8).
- 15 14. Dispositivo de corte (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una unidad de control de profundidad dispuesta para detener la fuente láser (16) que genera el haz láser de corte (15) cuando el esternón (22) es cortado en una medida predefinida, comprendiendo opcionalmente la unidad de control de profundidad un dispositivo de tomografía de coherencia óptica basada en láser.
- 15 15. Dispositivo de corte (1) según la reivindicación 14, en el que la unidad de control de profundidad comprende un sensor de espectroscopia fotoacústica basada en láser.

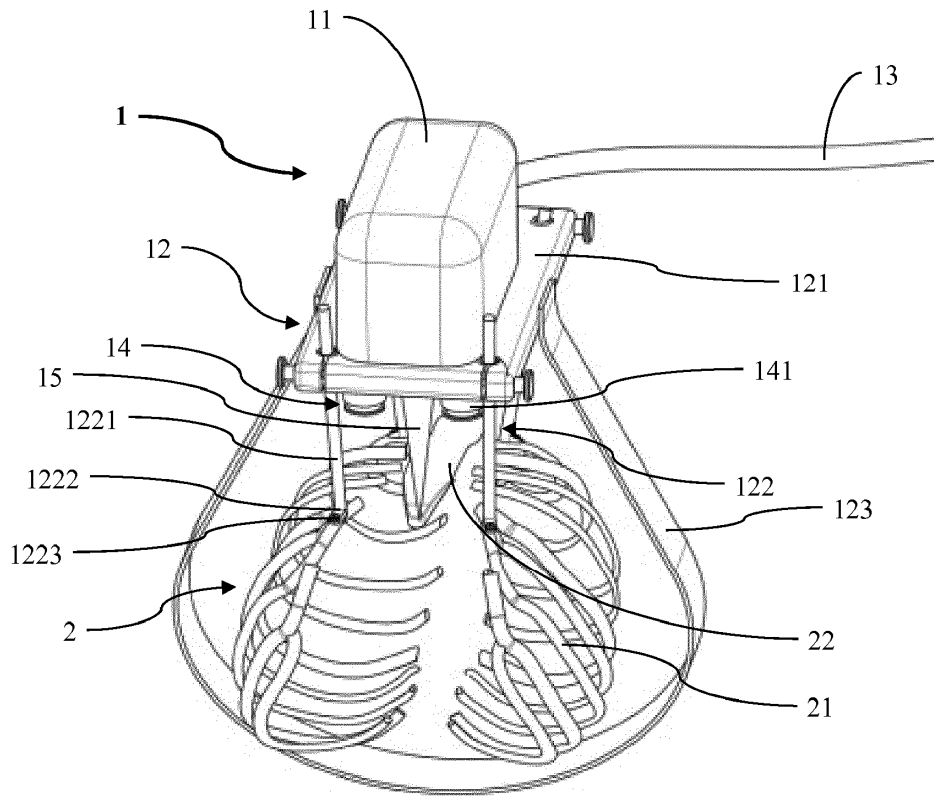


Fig. 1

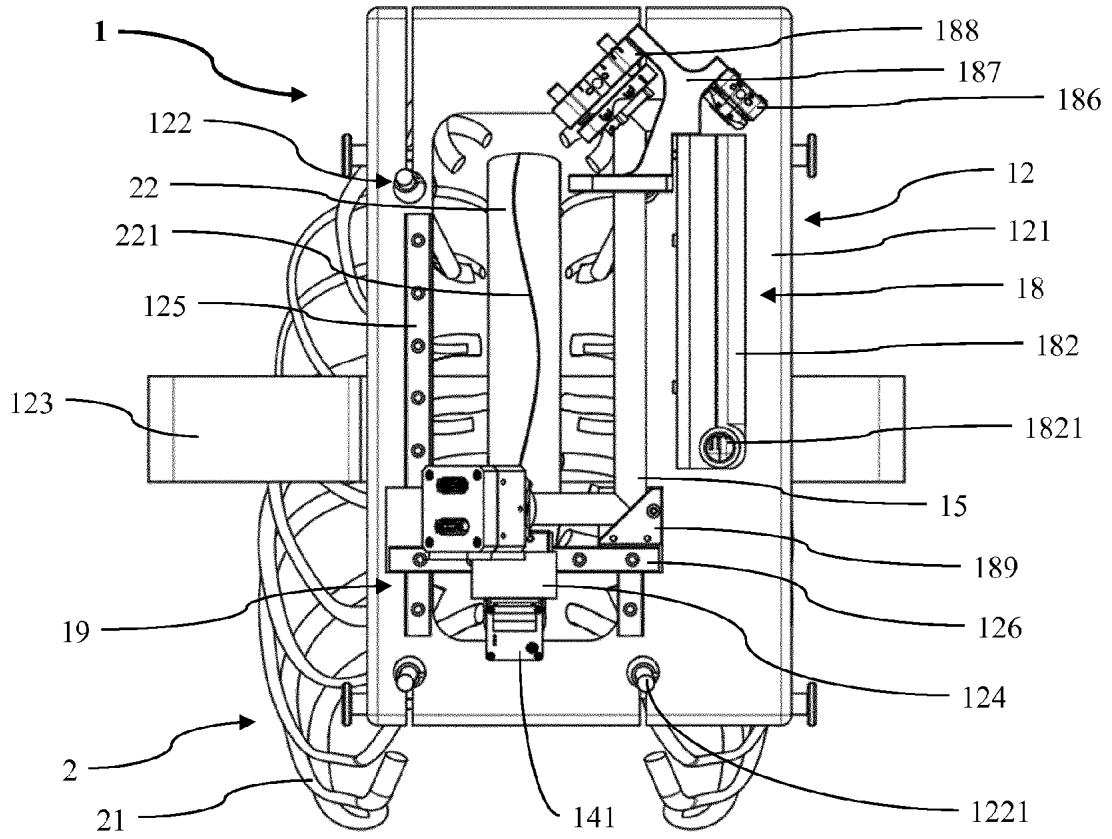


Fig. 2

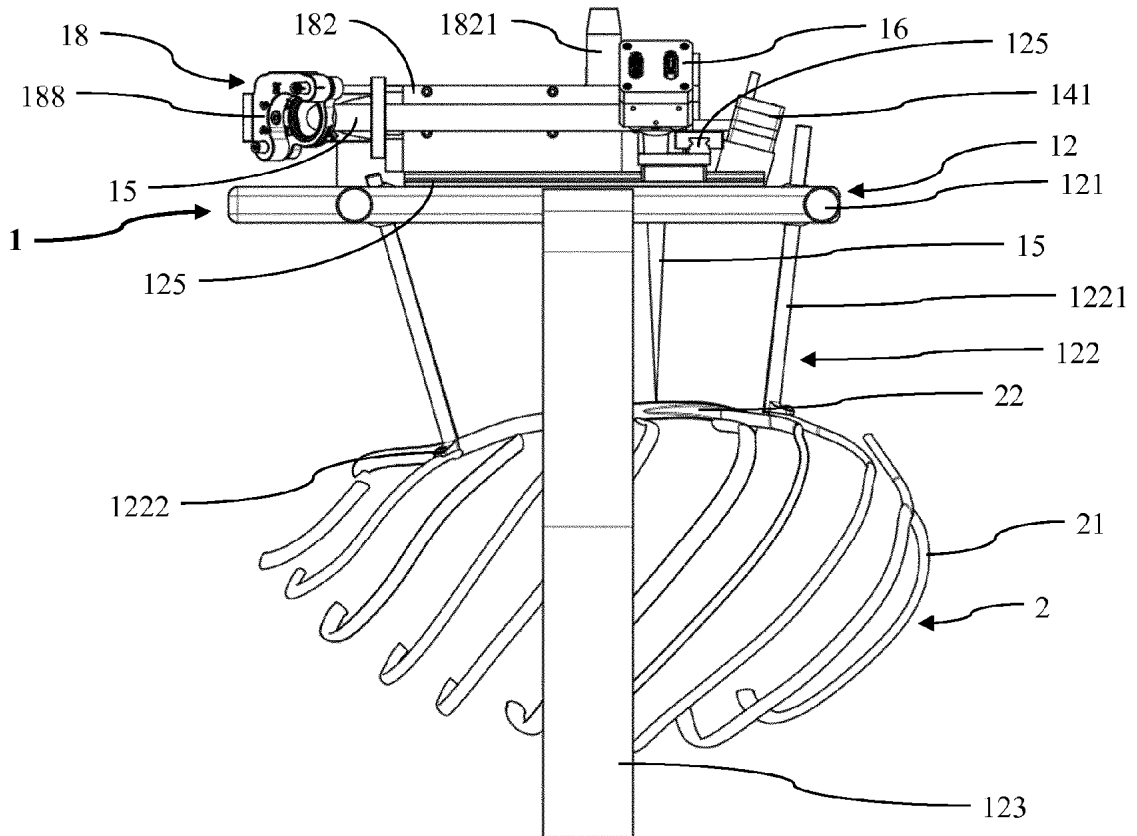


Fig. 3

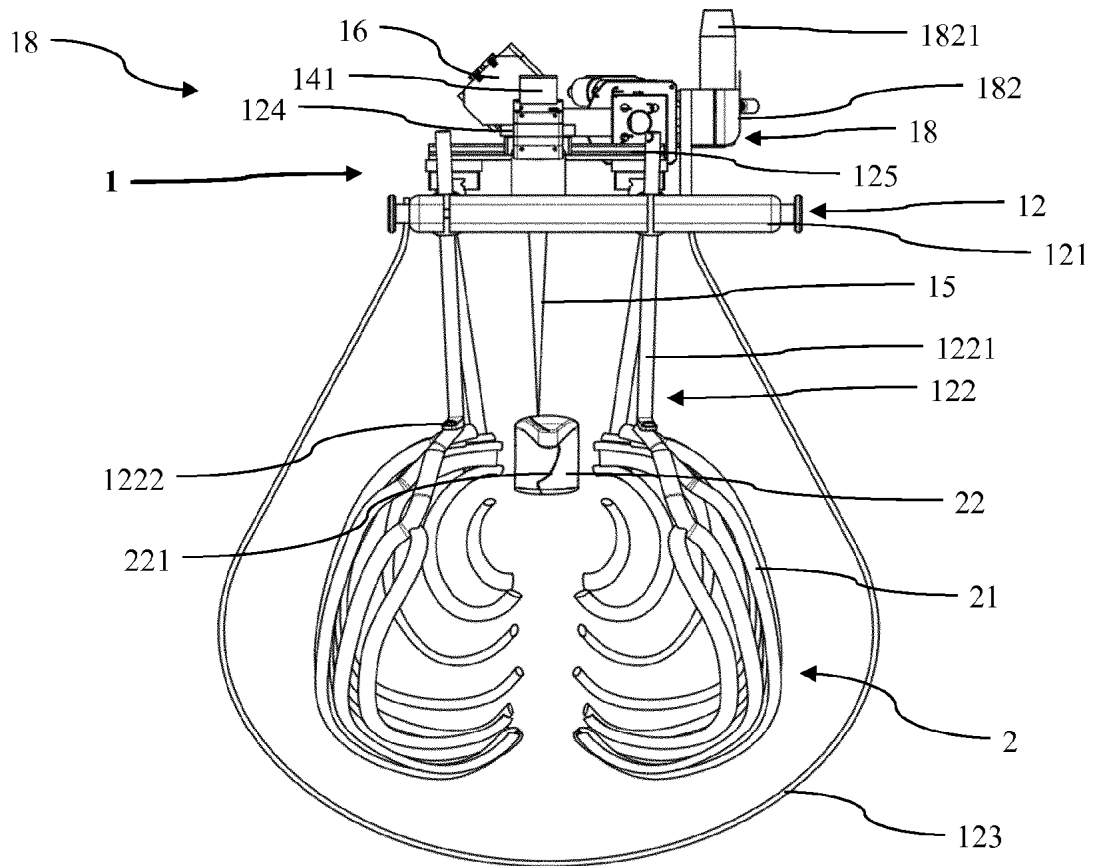


Fig. 4

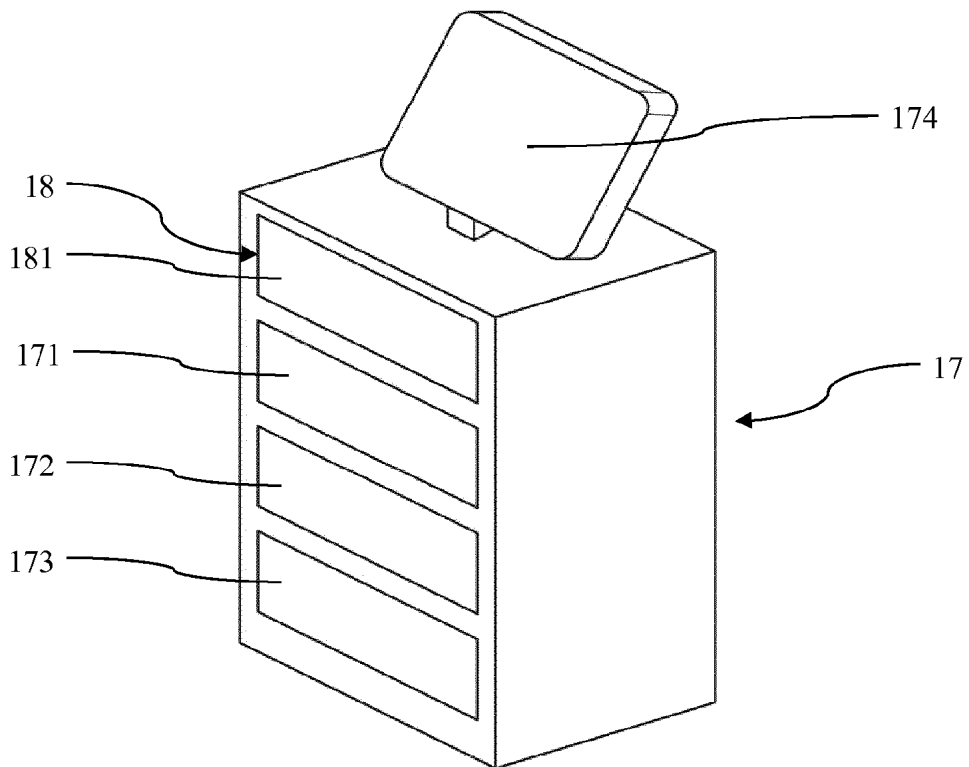


Fig. 5

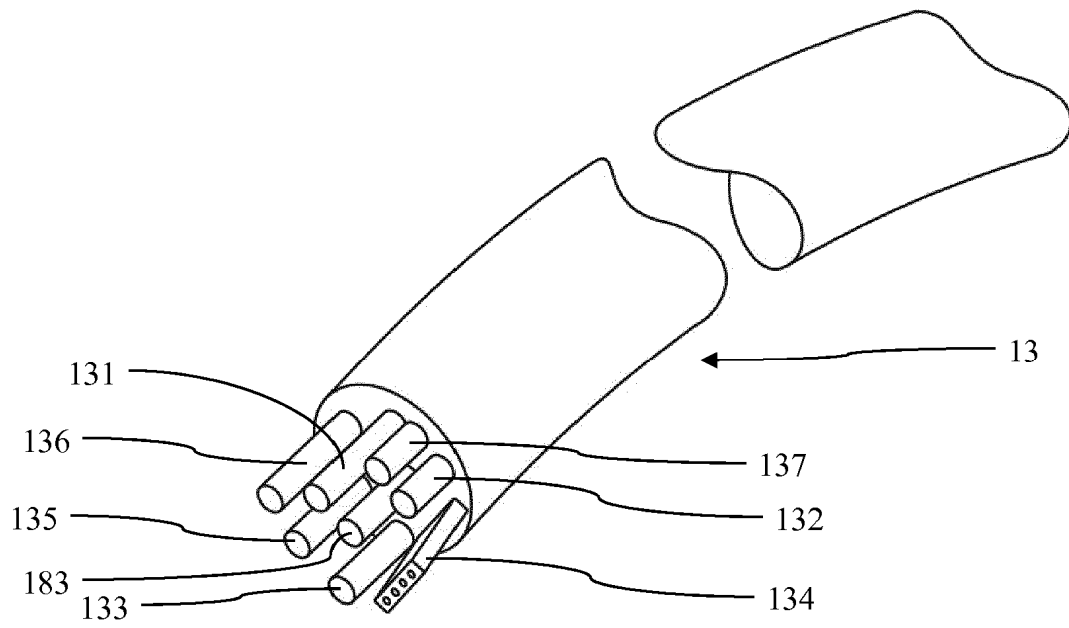


Fig. 6

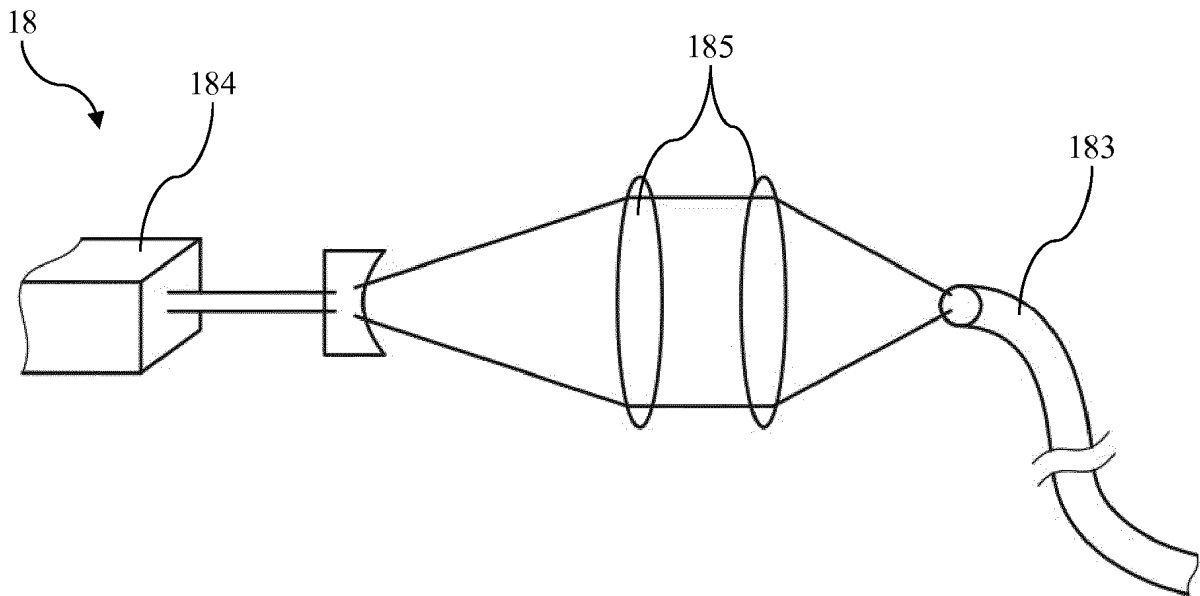


Fig. 7

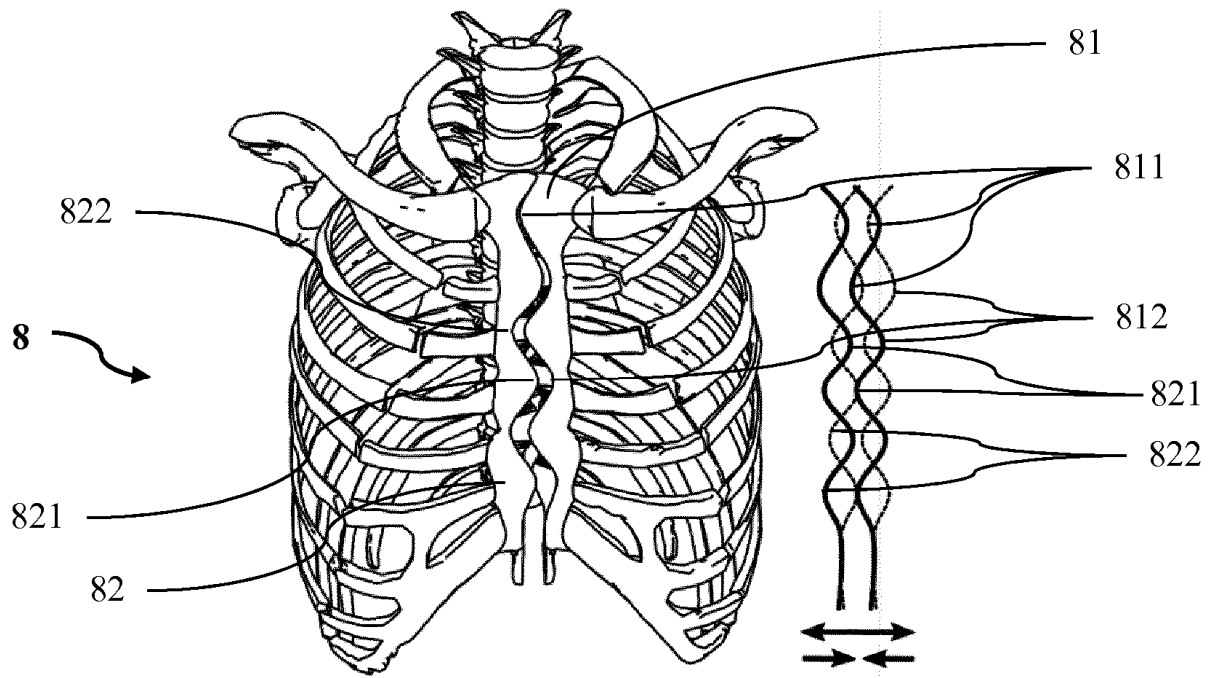


Fig. 8