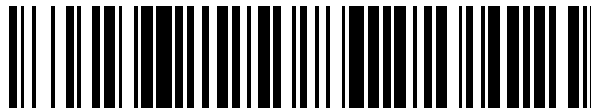


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 758 095**

51 Int. Cl.:

A61B 18/20 (2006.01)

A61B 17/56 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.09.2016 PCT/EP2016/070988**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.03.2017 WO17042168**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.09.2016 E 16762785 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.08.2019 EP 3346938**

54 Título: **Tratamiento de corte óseo**

30 Prioridad:

07.09.2015 EP 15184104

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

04.05.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**CATTIN, PHILIPPE, C.;
BRUNO, ALFREDO, E. y
MOOTIEN, AZAGEN**

74 Agente/Representante:

CURELL SUÑOL, S.L.P.

ES 2 758 095 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

Tratamiento de corte óseo.

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un dispositivo para tratar una superficie de corte de un hueso, a un procedimiento de fabricación de un dispositivo del tipo mencionado, a un procedimiento de corte de un hueso, a un procedimiento de preparación de una osteotomía y a un procedimiento de corte *in vitro* de un hueso.

Los procedimientos de corte del tipo mencionado que comprenden las etapas de preparar el hueso con el fin de que resulte accesible para un instrumento osteotómico, predefinir una geometría osteotómica en el hueso y aplicar el instrumento osteotómico en el hueso cortando así este último según la geometría osteotómica y generando una superficie de corte en el hueso, se pueden usar para cortar huesos en una amplia variedad de aplicaciones médicas.

15 Antecedentes de la técnica

En muchas aplicaciones médicas, huesos humanos o de animales se cortan o perforan con muchos fines variados. Por ejemplo, para corregir la forma de un hueso se conoce la aplicación de uno o diversos cortes en el mismo y la reconstrucción del hueso a lo largo de los cortes. O, para sustituir un diente es una práctica común realizar un orificio en la mandíbula y proporcionar un implante en el orificio perforado en calidad de raíz dental artificial.

Antes de cortar un hueso, habitualmente este es analizado y se define una geometría osteotómica en el mismo. Cuando se define la geometría osteotómica, debe considerarse el objetivo del proceso de corte así como la estructura dada del hueso. Además, antes de que se aplique un corte, típicamente el hueso se prepara de tal manera que resulte accesible y con vistas a otros factores. Una vez que se ha definido la geometría osteotómica y el hueso está preparado, se selecciona un instrumento osteotómico apropiado para la intervención. De este modo, se conocen muchos instrumentos osteotómicos diferentes y los mismos se usan comúnmente en la actualidad, tales como sierras eléctricas o neumáticas, taladros o similares.

Por ejemplo, para aplicar orificios cilíndricos o cónicos en un hueso, tal como, por ejemplo, para colocar un implante dental, normalmente se usan taladros mecánicos. O, para aplicar cortes a lo largo de una línea, se conocen diversas sierras así como osteotomos piezoeléctricos. Puesto que existe una experiencia prolongada y amplia en el uso de dichos instrumentos, su utilización puede resultar eficiente en términos comparativos y es la preferida por muchos cirujanos.

En la mayoría de las aplicaciones médicas que conllevan el corte de huesos, la curación de estos últimos es importante para el éxito del proceso global. Por lo tanto, habitualmente la osificación es una parte crucial de la curación del hueso. Por ejemplo, para colocar un implante en una mandíbula, el implante debe haber llegado a crecer infiltrándose en la mandíbula mediante osificación de la estructura ósea en la superficie de corte del taladro alrededor del implante. O, cuando se reconstruye un hueso, las piezas del hueso deben crecer juntas incluyendo una osificación de las superficies de corte que son adyacentes entre sí.

No obstante, después de la aplicación de un instrumento osteotómico según se ha mencionado anteriormente, la curación de las superficies de corte incluye también una recuperación del proceso de corte puesto que, típicamente, la estructura ósea se ve deteriorada en la superficie de corte. Dicha recuperación precede al inicio de la osificación esencial. De este modo, habitualmente la osificación pretendida se ve retrasada por la recuperación de la superficie de corte. En muchas aplicaciones, este retraso es engorroso en términos comparativos ya que, por ejemplo, deben tomarse medidas para proteger las superficies de corte. Además, con frecuencia la aplicación o tratamiento médico se ralentiza o interrumpe completamente por la recuperación de la superficie de corte del hueso, lo cual puede hacer que el proceso global resulte en esencia menos eficiente.

Por lo tanto, existe una necesidad de un procedimiento o un dispositivo que permita mejorar la curación de un hueso en su superficie de corte después de haber sido cortado por un instrumento osteotómico. A partir del documento US3910276 se conoce un dispositivo de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1. A partir del documento EP2821023 se conoce un procedimiento de fabricación de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 10.

Divulgación de la invención

La invención se define en la reivindicación 1 y la reivindicación 10.

Más en particular, la necesidad mencionada que existe en la técnica anterior se puede satisfacer con un procedimiento de corte de un hueso que comprende las etapas de: preparar el hueso con el fin de que sea accesible para un instrumento osteotómico, predefinir una geometría osteotómica en el hueso, y aplicar el instrumento osteotómico al hueso, con lo cual se corta el hueso según la geometría osteotómica y se genera una superficie de corte en el hueso. El procedimiento de corte de un hueso comprende, además, en particular, la etapa de emitir un haz láser hacia la

superficie de corte del hueso, de tal manera que la superficie de corte del hueso se somete a ablación. El procedimiento de corte de un hueso también se puede aplicar *in vitro* como forma de realización de la invención.

En el contexto de la presente divulgación, un instrumento osteotómico puede ser, por ejemplo, un taladro, un osteotomo piezoeléctrico o una sierra, tal como una sierra oscilante. La expresión "superficie de corte" puede referirse a cualquier superficie abierta generada en el hueso mediante un proceso de corte. Por ejemplo, cuando se separa un hueso mediante corte, la superficie de corte es la superficie generada en la que las piezas del hueso quedan encaradas entre sí. O, por ejemplo, cuando se realiza un orificio en el hueso, la superficie de corte puede ser la superficie interior del orificio perforado.

El término "hueso" según se usa en la presente se refiere a huesos naturales humanos o de animales, así como a huesos artificiales o sustituciones óseas.

La expresión "geometría osteotómica" según se usa en la presente se refiere a cualquier geometría definida en el hueso para especificar el corte aplicado en el mismo. Dicha geometría osteotómica puede ser, por ejemplo, una línea recta o curva a lo largo de la cual se va a cortar el hueso, un orificio que se va a realizar en el hueso o una geometría más compleja que defina una forma buscada de intervención en el hueso. Típicamente, la geometría osteotómica se predefine en una etapa de planificación preoperatoria. Se puede predefinir sobre la base de datos recogidos del hueso, tales como, por ejemplo, datos de tomografía computarizada. La geometría osteotómica se puede predefinir por medio de un ordenador o directamente sobre el hueso o similares.

El principio que subyace, en general, tras el corte de huesos por medio de instrumentos osteotómicos convencionales es esencialmente el mismo para todos los tipos diferentes de instrumentos. Es decir, el instrumento respectivo aplica un esfuerzo mecánico en la superficie ósea hasta que se supera la dureza superficial y el instrumento penetra en el hueso.

De este modo, mediante inducción por las fuerzas mecánicas aplicadas, la estructura del hueso se modifica en la superficie de corte generada por el instrumento osteotómico. En particular, durante el proceso de corte mecánico, se genera una estructura de tejido aplastado o capa residual en la superficie de corte del hueso (véase la figura 8). Aparte de otros factores, esta capa residual es la consecuencia de la presión o compresión de residuos en la estructura ósea por parte del instrumento osteotómico. La superficie de corte totalmente aplastada y cerrada puede presentar grietas por tensiones e incluso marcas por el instrumento osteotómico. La eliminación de los detritos de la estructura ósea y la recuperación de la misma pueden llevar cierto tiempo, tal como un par de días o similar. Dicho retardo de la recuperación dificulta los otros procesos de curación del hueso tales como, en particular, la osificación.

Mediante la ablación de la superficie de corte por medio de un haz láser, puede eliminarse la capa residual generada por el instrumento osteotómico (véase la figura 9). En particular, cuando se somete a ablación tejido óseo por medio del haz láser, los residuos generados se desplazan alejándose del hueso a unas velocidades altas en términos comparativos, tales como, por ejemplo, a aproximadamente 2'000 m/s. Por lo tanto, desde la perspectiva del hueso, a la ablación por parte del haz láser se le puede denominar como exenta de detritos o a la ablación completa se le puede denominar como (foto)ablación en frío. De este modo, el haz láser permite una ablación precisa de la capa residual y una regeneración de la estructura natural del tejido óseo en la superficie de corte. Dicha estructura abierta natural del hueso puede ser altamente beneficiosa para su curación, lo cual es crucial en muchas aplicaciones quirúrgicas. Por ejemplo, dicha estructura regenerada permite minimizar o incluso eliminar la recuperación del hueso antes de que pueda iniciarse una osificación sustancial en la superficie de corte. De este modo, el procedimiento de corte de un hueso permite mejorar la curación del hueso en su superficie de corte antes de que sea cortado por el instrumento osteotómico.

Dicha curación mejorada del hueso puede ser beneficiosa adicionalmente, por ejemplo, cuando se trata de un implante que va a crecer junto con el hueso. Además, se sabe que cuando se hace crecer convencionalmente un implante en un hueso, un cierto porcentaje de implantes, tal como, por ejemplo, un 5%, de los implantes, es rechazado. En una situación de rechazo de este tipo, el implante se puede retirar y después de que el hueso se someta a ablación de acuerdo con el procedimiento de corte de un hueso, el implante puede volver a posicionarse. La curación posterior puede ser esencialmente mejor y, en particular, puede invertirse el rechazo del implante.

Preferentemente, la emisión del haz láser hacia la superficie de corte del hueso comprende eliminar una capa de tejido óseo en la superficie de corte del hueso. Al eliminar una capa completa de tejido óseo en la superficie de corte, puede lograrse una regeneración del hueso en la superficie del corte completa. De este modo, la capa del tejido óseo tiene preferentemente un grosor en un intervalo de aproximadamente una a aproximadamente ocho micras, o, particularmente, en un intervalo de aproximadamente dos a aproximadamente cinco micras. Dicha capa puede ser suficiente, por ejemplo, para eliminar la capa residual antes mencionada o cualquier otro daño de la superficie de corte del hueso.

Preferentemente, la emisión del haz láser hacia la superficie de corte del hueso comprende la aplicación, por parte del haz láser, de líneas de puntos adyacentes. Los puntos pueden tener una forma esencialmente circular. Al someter a ablación la superficie de corte con puntos inducidos por el haz láser, se puede evitar, o al menos minimizar, que se

transfiera calor esencial desde el área de contacto en donde el haz láser incide en el hueso, a otras partes del hueso. Más particularmente, los puntos individuales se pueden enfriar después de ser generados y antes de que se proporcione el siguiente punto. De esta manera, pueden evitarse o minimizarse daños colaterales del hueso por calor.

5 Así, la emisión del haz láser hacia la superficie de corte del hueso comprende, preferentemente, aplicar líneas adicionales de puntos adyacentes adicionales en donde los puntos adyacentes adicionales están desplazados y entre los puntos adyacentes. Generando una retícula de puntos de este tipo puede someterse a ablación la superficie de corte completa. Además, puesto que los puntos de filas diferentes están desplazados, puede evitarse que el haz láser incida en el mismo punto en solapamiento con un punto adyacente.

10 Preferentemente, los puntos tienen un diámetro en un intervalo de aproximadamente cuatrocientas micras a aproximadamente cinco milímetros, o en un intervalo de aproximadamente cuatrocientas micras a aproximadamente un milímetro, o en un intervalo de aproximadamente cuatrocientas micras a aproximadamente seiscientas micras o, en particular, un diámetro de aproximadamente quinientas micras. Con dispositivos láser se pueden crear, de manera precisa y eficiente, puntos de esta dimensión.

15 Preferentemente, el haz láser es un haz láser pulsado. Los impulsos de dicho haz láser pueden ser impulsos por debajo de los microsegundos. El haz láser es generado, preferentemente, mediante un dispositivo láser de Erblio de estado sólido, tal como una fuente láser de Erblio de estado sólido que se describe posteriormente. Dichos dispositivos y haces láser pulsados permiten una ablación precisa y eficiente de la superficie de corte con daños colaterales inexistentes o mínimos sobre la estructura ósea.

20 Preferentemente, el haz láser tiene una longitud de onda en un intervalo de aproximadamente dos mil novecientos nanómetros a aproximadamente tres mil nanómetros o, en particular, una longitud de onda de aproximadamente dos mil novecientos cuarenta nanómetros. Dicha longitud de onda puede ser apta, particularmente, para su emisión hacia el tejido óseo. La selección láser y el ajuste para corregir propiedades pueden ser cruciales para eliminar eficientemente tejido óseo a una profundidad baja en términos comparativos. De este modo, puede proporcionarse una ablación eficiente del tejido óseo en la superficie de corte.

25 Preferentemente, la emisión del haz láser hacia la superficie de corte del hueso comprende enfriar e hidratar el hueso en el lugar en el que se aplica el haz láser. Dicho enfriamiento e hidratación se pueden llevar a cabo con una serie de toberas en donde pueden resultar eficientes, en particular, toberas multifluido. El fluido de enfriamiento puede ser un cloruro de sodio estéril. Permite minimizar la transferencia de calor desde el área de contacto de haz láser – tejido óseo a otras secciones del hueso. De este modo, pueden evitarse o minimizarse daños colaterales del tejido óseo.

30 La presente invención se refiere a un dispositivo para tratar una superficie de corte de un hueso. El dispositivo comprende una fuente láser para generar un haz láser y un soporte que soporta la fuente láser. El soporte del dispositivo tiene una estructura de montaje adaptada para ser conectada al hueso, de tal manera que la fuente láser está en una posición y orientación predefinidas con respecto a la superficie de corte del hueso.

35 La expresión “posición y orientación predefinidas” con respecto al dispositivo puede referirse a cualquier posición y cualquier orientación predefinidas que permitan que la fuente láser emita un haz adecuado hacia el hueso con el fin de someter a ablación su superficie de corte. De este modo, la posición se puede predefinir en las proximidades de la superficie de corte del hueso, de tal manera que un haz láser generado por la fuente láser puede alcanzar sin obstáculos la superficie de corte. La orientación de la fuente láser puede estar predefinida, de tal manera que un haz láser generado por la fuente láser puede alcanzar directamente la superficie de corte con un ángulo preferido. Dicho ángulo predefinido puede ser, en particular, un ángulo esencialmente recto.

40 La expresión “adaptada para ser conectada al hueso” con respecto a la estructura de montaje, se refiere a que la estructura de montaje está caracterizada, materializada o diseñada de manera adecuada. De este modo, la estructura del montaje se puede materializar de diversas maneras diferentes en función de la situación y la estructura del hueso. Por ejemplo, puede tener medios de agarre o sujeción que permitan su montaje, extraíble aunque firme, en el hueso. O puede tener un orificio, el cual puede estar equipado adicionalmente con una rosca, para recibir un tornillo destinado a atornillarse al hueso. O puede comprender una correa o un filamento que permita atar el dispositivo al hueso. O puede estar equipada con un clavo o un adhesivo para su fijación al hueso. La estructura de montaje también puede tener otros elementos de conexión del tipo mencionado, o puede tener una combinación de los elementos de conexión antes mencionados.

45 Además de los elementos de conexión, la estructura de montaje puede tener elementos de posicionamiento, tales como patas o similares, para posicionar correctamente la fuente láser con respecto al hueso. Adicionalmente, la estructura de montaje puede tener una superficie conformada de acuerdo con la ubicación sobre el hueso en la que va a conectarse el dispositivo láser. Dicha superficie puede ayudar a estabilizar el dispositivo con respecto al hueso.

50 El dispositivo según la invención permite implementar el procedimiento de corte de un hueso antes descrito de una manera eficiente y cómoda. De este modo, los efectos y ventajas antes descritos en relación con el procedimiento de corte de un hueso, y sus formas de realización preferidas, se pueden obtener y lograr eficientemente.

Preferentemente, el dispositivo comprende una unidad de accionamiento adaptada para mover el haz láser a lo largo de la superficie de corte del hueso. Con una unidad de accionamiento del tipo mencionado, el haz láser se puede mover de forma automática o semiautomática sobre la superficie de corte del hueso. Por ejemplo, la unidad de accionamiento puede ser programable de tal modo que, en una etapa de planificación preoperatoria, la misma se puede ajustar para someter a ablación la superficie de corte. La unidad de accionamiento permite un incremento de la eficiencia y la precisión cuando se somete a ablación la superficie de corte del hueso.

De este modo, la unidad de accionamiento comprende, preferentemente, un posicionador de fuente láser adaptado para mover la fuente láser con respecto al hueso cuando el dispositivo está conectado al hueso por medio del soporte. Con un posicionador de fuente láser o sistema de navegación del tipo mencionado, el haz láser generado por la fuente láser se puede guiar a lo largo de la superficie de corte del hueso moviendo la fuente láser o partes de la misma. De manera adicional o alternativa a esto, la unidad de accionamiento comprende, preferentemente, una óptica ajustable adaptada para mover una dirección en la que el dispositivo proporciona el haz láser. Dicha óptica posibilita una emisión precisa y eficiente del haz láser generado por la fuente láser hacia la superficie de corte del hueso con el fin de someterlo a ablación. De este modo, en una forma de realización, la óptica ajustable comprende, preferentemente, un espejo que desvía el haz láser proporcionado por la fuente láser, en donde el espejo se puede hacer girar alrededor de un eje de tal manera que el haz láser pueda ser proporcionado radialmente alrededor de 360°. Un espejo de este tipo permite un tratamiento eficiente de la superficie interior de un orificio perforado que constituye la superficie de corte del orificio perforado.

Preferentemente, el dispositivo comprende una unidad de detección de profundidad adaptada para detectar la profundidad de una ablación aplicada en la superficie de corte del hueso por el dispositivo. Un dispositivo de este tipo permite una ablación precisa de una capa de tejido óseo de un grosor específico. De este modo, pueden tenerse en cuenta variaciones en la naturaleza del tejido óseo con respecto a la superficie de corte. Además, dicha unidad de detección de profundidad permite proporcionar una superficie plana en términos comparativos y se puede eliminar la irregularidad de la superficie de corte. En particular, cuando se combina con un módulo de accionamiento, como está descrito anteriormente, dicha unidad de detección de profundidad permite una ablación muy precisa y eficiente de la superficie de corte del hueso. 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 módulo de accionamiento como respuesta a ello.

Preferentemente, el dispositivo comprende una disposición de autoenfoco para ajustar automáticamente el foco del haz láser con respecto a la superficie de corte del hueso. Una disposición de enfoque de este tipo permite adaptar continuamente el foco con el avance de la ablación. En una forma de realización ventajosa, la disposición de autoenfoco se combina con la unidad de detección de profundidad antes mencionada. De este modo, la disposición de autoenfoco está adaptada, preferentemente, para ajustar el foco del haz láser de acuerdo con la profundidad detectada por la unidad de detección de profundidad. De esta manera, el punto focal del haz láser se puede ajustar automáticamente con el fin de garantizar que una intensidad predefinida del haz láser incide en la superficie de corte del hueso. Así, el foco se puede ajustar continuamente de acuerdo con la profundidad respectiva del tejido óseo sometido a ablación.

Preferentemente, la fuente láser es una fuente láser de Erblio de estado sólido o, en particular, una fuente láser de Granate de Itrio y Aluminio dopado con Erblio, de estado sólido. Una fuente láser de este tipo puede ser particularmente apta para someter a ablación hueso u otro tejido duro humano o animal.

El dispositivo puede comprender, además, una unidad de extracción de detritos adaptada para eliminar detritos generados por el haz láser que incide en la superficie de corte del hueso. Dicha extracción de detritos puede ayudar a mantener limpios la superficie de corte y el espacio alrededor de ella.

Otro aspecto de la invención se refiere a un procedimiento de preparación de una osteotomía (procedimiento de preparación) que comprende las etapas de: obtener datos sobre un hueso; predefinir una geometría osteotómica en el hueso; seleccionar un instrumento osteotómico adecuado para cortar el hueso según la geometría osteotómica y para generar, de este modo, una superficie de corte en el hueso; y asignar un espacio de tiempo y definir un entorno para preparar el hueso con el fin de que el mismo sea accesible para el instrumento osteotómico y para aplicar el instrumento osteotómico en el hueso cortando así el hueso según la geometría osteotómica y generando una superficie de corte en el hueso. El procedimiento de preparación comprende, además, las etapas de: asignar un espacio de tiempo adicional y definir el entorno para emitir un haz láser hacia la superficie de corte del hueso después de que se genere la superficie de corte en el hueso; y disponer el entorno de acuerdo con su definición en el espacio de tiempo asignado.

La expresión "espacio de tiempo", tal como se utiliza en relación con el procedimiento de preparación, puede referirse a una duración y una secuencia en las cuales se llevan a cabo una o diversas etapas específicas. Asignando un espacio de tiempo, la(s) etapa(s) respectiva(s) del proceso o procedimiento se puede(n) ordenar en el contexto del procedimiento de osteotomía o quirúrgico. De este modo, la asignación de un espacio de tiempo con el procedimiento

de preparación permite planificar y llevar a cabo eficientemente la etapa asociada durante la posterior cirugía u osteotomía.

5 El término "entorno", según se usa en relación con el procedimiento de preparación, puede referirse a cualquier cosa que sea necesaria en la intervención planificada. Puede incluir, por ejemplo, el entorno físico tal como la sala y el mobiliario involucrados, el personal requerido, los instrumentos y las herramientas destinadas a usarse y el posicionamiento de cualquier cosa involucrada.

10 De este modo, asignando un espacio de tiempo y definiendo un entorno, puede(n) planificarse y organizarse la(s) etapa(s) o proceso relacionados. Esto permite llevar a cabo eficientemente esta(s) etapa(s) o proceso de manera real una vez que se lleva a cabo la cirugía u osteotomía. Todas las etapas de preparación de la osteotomía de acuerdo con la invención se llevan a cabo antes de absolutamente cualquier intervención sobre el hueso o el paciente. De este modo, el procedimiento de preparación se lleva a cabo sin ninguna acción quirúrgica o similar. Por otra parte, únicamente después de que se prepare el entorno de acuerdo con el procedimiento de preparación, está preparado el espacio de trabajo del cirujano.

15 El procedimiento de preparación de una osteotomía o procedimiento preparatorio puede formar parte de un proceso de planificación preoperatoria. En particular, se puede llevar a cabo con el fin de preparar eficientemente una operación de tal manera que pueda implementarse beneficiosamente una intervención o procedimiento quirúrgico posterior. En particular, el procedimiento de preparación puede permitir una aplicación eficiente de una forma de realización del procedimiento de corte de un hueso antes descrito. Más específicamente, asignando un espacio de tiempo adicional y definiendo el entorno para emitir un haz láser sobre la superficie de corte del hueso después de que se genere la superficie de corte en el hueso y disponiendo el entorno de acuerdo con su definición en el espacio de tiempo asignado, el procedimiento de corte de un hueso antes descrito se puede organizar y aplicar eficientemente. De este modo, el procedimiento de preparación permite lograr eficientemente los efectos y ventajas antes descritos en relación con el procedimiento de corte de un hueso.

20 Preferentemente, la etapa de obtención de los datos sobre el hueso comprende analizar el hueso con tomografía computarizada. Dicho análisis de tomografía computarizada permite definir de forma precisa la geometría osteotómica antes de cualquier intervención quirúrgica, por ejemplo, en un ordenador o similar. Esto permite cortar eficientemente el hueso en una fase posterior dentro de la intervención quirúrgica.

25 En lo sucesivo, se enumeran características de formas de realización preferidas del procedimiento de preparación de una osteotomía, las cuales posibilitan implementar formas de realización preferidas correspondientes del procedimiento de corte de un hueso antes descrito. De este modo, pueden lograrse o soportarse de forma correspondiente los efectos y beneficios antes descritos en relación con las formas de realización correspondientes del procedimiento de corte del hueso.

30 Preferentemente, el espacio de tiempo adicional se asigna y el entorno se define de acuerdo con la emisión del haz láser sobre la superficie de corte del hueso que comprende someter a ablación la superficie de corte del hueso.

35 Preferentemente, el espacio de tiempo adicional se asigna y el entorno se define de acuerdo con una emisión del haz láser sobre la superficie de corte del hueso que comprende eliminar una capa de tejido óseo en la superficie de corte del hueso.

40 Preferentemente, el espacio de tiempo adicional se asigna y el entorno se define de acuerdo con la capa del tejido óseo que tiene un grosor en intervalo de aproximadamente una a aproximadamente ocho micras, o, en particular, en un intervalo de aproximadamente dos a aproximadamente cinco micras.

45 Preferentemente, el espacio de tiempo adicional se asigna y el entorno se define de acuerdo con una emisión del haz láser sobre la superficie de corte del hueso que comprende la aplicación, por parte del haz láser, de líneas de puntos adyacentes.

50 De este modo, el espacio de tiempo adicional se asigna preferentemente y el entorno se define preferentemente de acuerdo con una emisión del haz láser sobre la superficie de corte del hueso que comprende la aplicación de líneas adicionales de puntos adyacentes adicionales en donde los puntos adyacentes adicionales están desplazados y entre los puntos adyacentes.

55 De este modo, el espacio de tiempo adicional preferentemente se asigna y el entorno preferentemente se define de acuerdo con los puntos que tienen un diámetro en un intervalo de aproximadamente cuatrocientas micras a aproximadamente cinco milímetros, o en un intervalo de aproximadamente cuatrocientas micras a aproximadamente un milímetro, o en un intervalo de aproximadamente cuatrocientas micras a aproximadamente seiscientas micras o, particularmente, un diámetro de aproximadamente quinientas micras.

Preferentemente, el espacio de tiempo adicional se asigna y el entorno se define de acuerdo con el haz láser que es un haz láser pulsado. Los impulsos aplicados por un láser del tipo mencionado pueden ser impulsos por debajo de milisegundos.

5 Preferentemente, el espacio de tiempo adicional se asigna y el entorno se define de acuerdo con el haz láser que es generado por un dispositivo láser de Erblio de estado sólido o, en particular, por un dispositivo láser de Granate de Aluminio e Itrio dopado con Erblio, de estado sólido.

10 De este modo, el espacio de tiempo adicional se asigna preferentemente y el entorno se define preferentemente de acuerdo con el haz láser que tiene una longitud de onda en un intervalo de aproximadamente dos mil novecientos nanómetros a aproximadamente tres mil nanómetros y, en particular, con una longitud de onda de aproximadamente dos mil novecientos cuarenta nanómetros.

15 Preferentemente, se asigna el espacio de tiempo adicional se asigna y se define el entorno de acuerdo con una emisión del haz láser sobre la superficie de corte del hueso que comprende un enfriamiento y una hidratación del hueso en los lugares en los que se aplica el haz láser. Dicho enfriamiento e hidratación se pueden llevar a cabo con cloruro de sodio estéril.

20 Otro aspecto adicional de la invención se refiere a un procedimiento de fabricación de un dispositivo para tratar una superficie de corte de un hueso (procedimiento de fabricación). Este procedimiento comprende las etapas de: obtener información ósea sobre el hueso y su superficie de corte; sobre la base de la información ósea recogida, adaptar una estructura de montaje de un soporte de manera que resulte apta para ser conectada al hueso tal que la fuente láser esté en una posición y orientación predefinidas con respecto a la superficie de corte del hueso; equipar el soporte con una fuente láser para generar un haz láser tal que el soporte soporta la fuente láser; y equipar el dispositivo con el soporte.

25 Con un procedimiento de este tipo, el dispositivo láser se puede realizar de una manera eficiente. El procedimiento de fabricación también se puede completar o ampliar mediante etapas respectivas para materializar el dispositivo de acuerdo con las formas de realización preferidas antes descritas. Por lo tanto, el efecto y las ventajas del dispositivo láser de acuerdo con la invención y sus formas de realización preferidas se pueden lograr de manera eficiente.

Breve descripción de los dibujos

35 El dispositivo para tratar una superficie de corte de un hueso de acuerdo con la invención, el procedimiento de corte de un hueso y el procedimiento de preparación de una osteotomía de acuerdo con la invención se describen de forma más detallada en la presente posteriormente por medio de formas de realización ejemplificativas y haciendo referencia a los dibujos esquemáticos adjuntos, en los cuales:

40 la figura 1 muestra una vista en perspectiva de una parte de una primera forma de realización de un dispositivo de acuerdo con la invención;

la figura 2 muestra una vista en perspectiva de otra parte del dispositivo de la figura 1;

45 la figura 3 muestra una vista en perspectiva de una unidad electrónica del dispositivo de la figura 1;

la figura 4 muestra una vista en perspectiva de un cableado de medios del dispositivo de la figura 1;

la figura 5 muestra un detalle de una fuente láser del dispositivo de la figura 1;

50 la figura 6 muestra un detalle de una disposición mezcladora de haces láser del dispositivo de la figura 1;

la figura 7 muestra una vista en perspectiva de una parte de una segunda forma de realización de un dispositivo de acuerdo con la invención;

55 la figura 8 muestra una imagen de microscopía electrónica de barrido correspondiente a una superficie de corte de un hueso generada por un osteotomo piezoeléctrico; y

la figura 9 muestra una imagen de microscopía electrónica de barrido correspondiente a una superficie de corte de un hueso después de ser tratada con un haz láser de acuerdo con la invención.

60

Descripción de formas de realización

65 En la siguiente descripción, se usan ciertos términos por motivos de conveniencia y los mismos no están destinados a limitar la invención. Los términos “derecho”, “izquierdo”, “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, términos relativos en el espacio, tales como “por debajo”, “debajo”, “inferior”,

“encima”, “superior”, “proximal”, “distal” y similares, se pueden usar para describir la relación de un elemento o característica con respecto a otro elemento o característica según se ilustra en las figuras. Estos términos relativos en el espacio están destinados a abarcar diferentes posiciones y orientaciones de los dispositivos en uso o funcionamiento, además de la posición y la orientación mostradas en las figuras. Por ejemplo, si a un dispositivo en las figuras se le ha dado la vuelta, los elementos descritos como “debajo” o “por debajo” de otros elementos o características estarían entonces “encima” de o “sobre” los otros elementos o características. De este modo, el término ejemplificativo “debajo” puede abarcar tanto posiciones como orientaciones correspondientes a encima y debajo. Los dispositivos pueden estar orientados de otras maneras (girados 90 grados o con otras orientaciones), y los descriptores de relación espacial usados en la presente se pueden interpretar de manera correspondiente. Asimismo, las descripciones de movimiento según y entorno a varios ejes incluyen diversas 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 en una descripción o figura no implica que el aspecto esté ausente en formas de realización que incorporan ese aspecto. Por el contrario, el aspecto puede haberse omitido por motivos de claridad y para evitar una descripción prolija. En este contexto, se aplica lo siguiente al resto de esta descripción: si, para clarificar los dibujos, una figura contiene símbolos de referencia que no se explican en la parte directamente asociada de la descripción, entonces se remite a secciones de la descripción previas o sucesivas. Además, por motivos de claridad, si, en un dibujo, no todas las características de una parte están provistas de símbolos de referencia, se remite a otros dibujos que muestran la misma parte. Los mismos números en dos o más figuras representan elementos iguales o similares.

La figura 1 muestra una primera forma de realización del dispositivo 1 para tratar una superficie de corte de un hueso de acuerdo con la invención. El dispositivo 1 comprende una fuente láser 12, una unidad de accionamiento 15, una disposición de autoenfoco 14, una unidad de extracción de detritos 16, un soporte 11 y un cableado de medios 13. El soporte 11 tiene dos patas 111 como estructura de montaje. Las patas 111 están conectadas, por un extremo longitudinal, a la unidad de accionamiento 15. Por el extremo longitudinal opuesto, las patas 111 están adaptadas para ser conectadas a un hueso 2. En particular, las patas 111 están conformadas para sujetar entre ellas el hueso 2. El hueso 2 ha sido cortado previamente mediante un instrumento de corte adecuado, tal como una sierra, y presenta una superficie de corte 21 en el lugar en el que se ha aplicado el instrumento de corte. Las patas 111 están dispuestas de tal manera que la fuente láser 12, y en particular un cabezal láser 121 de la misma, está posicionada y orientada de forma precisa con respecto a la superficie de corte 21 del hueso 2.

La fuente láser 12 tiene el cabezal láser 121 que está fijado directamente a la unidad de accionamiento 15 y un cuerpo de tobera 125 conectado al cabezal láser 121 y dirigido hacia la superficie de corte 21 del hueso 2. En la figura 1, el cuerpo de tobera 125 se dibuja parcialmente transparente, de tal manera que las lentes 141 de la disposición de autoenfoco 14 que están dispuestas en el interior del cuerpo de tobera 125 son visibles. Las lentes 141 de la disposición de autoenfoco 14 enfocan un haz láser generado por la fuente láser 12 y dirigido a la superficie de corte 21 del hueso 2, de tal manera que su identidad se adapta para someter a ablación tejido óseo en la superficie de corte 21.

La unidad de extracción de detritos 16 tiene una punta posicionada cerca de la superficie de corte 21 del hueso 2. A través de su punta, la unidad de extracción de detritos 16 succiona detritos generados por la ablación del tejido óseo por parte del haz láser, de la superficie de corte 21 del hueso 2.

La unidad de accionamiento 15 comprende tres carriles dispuestos perpendicularmente. Más particularmente, estos carriles consisten en un carril x 151, un carril y 152 y un carril z 153.

El dispositivo 1 comprende, además, una cámara 18 que está posicionada debajo del cabezal láser 121 de la fuente láser 12. La misma está dirigida a la superficie de corte 21 del hueso 2 y, en particular, a un área de la misma en la que el haz láser incide sobre la superficie de corte 21. Por medio de la cámara, puede monitorizarse y evaluarse el proceso de ablación. La misma puede ser una cámara de infrarrojos apta para medir la temperatura del área de contacto de haz láser-tejido óseo.

En la figura 2, se muestra el dispositivo 1 en otra vista en la que es visible una unidad electrónica 17 del dispositivo 1. La unidad electrónica 17 está conectada al cabezal láser 121 de la fuente láser 12 por medio del cableado de medios 13. Tal como se indica con las flechas mostradas en la figura 2, el cabezal láser 121 es movable por medio de un motor de la unidad de accionamiento 15 según el carril x 151 de la unidad de accionamiento 15 en una dirección x, según el carril y 152 de la unidad de accionamiento 15 en una dirección y perpendicular a la dirección x, y según el carril z 153 de la unidad de accionamiento 15 en una dirección z perpendicular a la dirección x y a la dirección y. De esta manera, la unidad de accionamiento 15 puede posicionar de forma precisa el cabezal láser 121 de la fuente láser 12 con respecto a la superficie de corte 21 del hueso 2 en la totalidad de las tres dimensiones.

La figura 3 muestra la unidad electrónica 17 del dispositivo 1 de manera más detallada. La misma comprende un módulo de control de gas y líquido 171, un módulo de control de profundidad 172, una unidad de procesado 173 y un

módulo de visualización 174. Además, está equipada con un láser de Granate de Aluminio e Itrio dopado con Erblio (Er:YAG) de estado sólido 122 de la fuente láser 12.

5 Tal como se muestra en la figura 4, el cableado de medios 13 comprende un tubo de medio refrigerante en sentido directo 131, un tubo de medio refrigerante en sentido inverso 132, un tubo de gas 133, cables de suministro de alimentación 134, una fibra óptica de control de profundidad 135, una fibra óptica de ablación 136 y un cable controlador 137. El mismo alberga, además, una fibra óptica de ablación 123 de la fuente láser 12.

10 Los cables de suministro de alimentación 134 están conectados a todos los consumidores de alimentación que son remotos con respecto a la unidad electrónica 17. De este modo, a los consumidores de alimentación, tales como, en particular, el motor de la unidad de accionamiento 15, la cámara 18, la unidad de extracción de detritos 16 y la disposición de autoenfoco 14, se les suministra energía eléctrica por medio de los cables de suministro de alimentación 134 del cableado de medios 13.

15 El tubo de medio refrigerante en sentido directo 131 y el tubo de medio refrigerante en sentido inverso 132 están conectados a una entidad refrigerante. El medio refrigerante puede ser cualquier líquido u otro medio, tal como una *so/e*, adecuado para enfriar los componentes fijados, tales como el cabezal láser 121 o similares. Más particularmente, en el tubo de medio refrigerante en sentido directo 131, el medio refrigerante se proporciona desde un depósito de medio refrigerante a la entidad refrigerante y, en el tubo de medio refrigerante en sentido inverso 132, el medio refrigerante calentado se hace volver después de circular a través de la entidad refrigerante.

20 El tubo de gas 133 y el tubo de líquido 136 están conectados al cuerpo de tobera 125 del cabezal láser 121 de la fuente láser 12. El cuerpo de tobera 125 comprende diversas toberas bifluido dirigidas al área de contacto del haz láser-tejido óseo. Mediante las toberas bifluido, el líquido proporcionado por el tubo de líquido 136, tal como, por ejemplo, cloruro de sodio estéril o agua destilada que puede estar enriquecida 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, las toberas bifluido dirigen pulverizaciones al área de contacto del haz láser-tejido óseo para su enfriamiento y minimizar, así, la transferencia de calor en el tejido óseo. Por ejemplo, las toberas bifluido pueden distribuir el cloruro de sodio estéril sobre la superficie de corte 21 con un caudal de aproximadamente 8 a 10 ml/min bajo una presión de aproximadamente 3 bares. A continuación, el líquido se retira de la superficie de corte 21 del hueso junto con los detritos por medio de la unidad de extracción de detritos 16.

30 El cable controlador 137 está conectado a la unidad de procesado 173 y a los componentes controlables del dispositivo 1, tales como el motor de la unidad de accionamiento 15, la cámara 18, la disposición de autoenfoco 14, las toberas bifluido del cuerpo de tobera 125 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 ajusta automáticamente la orientación de las lentes 141 de la unidad de autoenfoco 14 teniendo en cuenta la profundidad de la ablación del tejido óseo en la superficie de corte 21 del hueso 2.

40 A través de la fibra óptica de ablación 123, se proporciona un haz láser desde el láser de Er:YAG 122 que pasa por la disposición de autoenfoco 14 saliendo del cuerpo de tobera 125. Para ello, el haz láser se introduce en la fibra óptica de ablación 123 tal como se muestra en la figura 5. En particular, el láser de Er:YAG 122 de la fuente láser 12 tiene un generador de haces 124. Un haz láser inicial sale del generador de haces 124 y es dirigido, por lentes de enfoque 125 de la fuente láser 12, hacia la fibra óptica de ablación 123. Allí, el mismo viaja hacia el cabezal láser 121 y sale de la fuente láser 12 a través del cuerpo de tobera 125. De este modo, el haz láser es enfocado por la disposición de autoenfoco 14 sobre la superficie de corte 21 del hueso 2. Por medio de la disposición de autoenfoco 14, puede ajustarse de forma precisa la intensidad del haz láser en la superficie de corte 21. Esto permite una ablación eficiente del tejido óseo en la superficie de corte 21.

50 De manera similar al haz láser para la ablación del tejido óseo, se proporciona 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 hueso 2. Tal como se muestra en la figura 6, el segundo haz láser se mezcla con el haz láser dentro de la disposición de autoenfoco 14. En particular, la disposición de autoenfoco 14 comprende un espejo dicromático 142. El haz láser alineado por una primera lente 141 pasa por el espejo dicromático 142 desde su cara posterior. El segundo haz láser alineado por una segunda lente 141 se proporciona en perpendicular al haz láser en la cara frontal del espejo dicromático 142. Allí, el mismo es reflejado por el espejo dicromático 142 en la misma dirección que el haz láser. El haz láser junto con el segundo haz láser es enfocado por una tercera lente 141 y es dirigido a la superficie de corte 21 del hueso 2.

60 En la práctica, el dispositivo 1 se puede aplicar en una forma de realización de un procedimiento de corte del hueso 2. Antes de usar el dispositivo 1, el hueso 2 se prepara con el fin de que resulte accesible para un instrumento osteotómico. Para preparar el hueso y la osteotomía completa, puede aplicarse preoperatoriamente una forma de realización de un procedimiento de preparación de una osteotomía de acuerdo con la invención. De este modo, mediante tomografía computarizada se obtienen datos sobre el hueso 2. Los datos son analizados y, sobre la imagen de tomografía computarizada, se define una línea osteotómica en el hueso 2 como geometría osteotómica. A continuación, se escoge una sierra como instrumento osteotómico adecuado para cortar el hueso 2 según la línea

5 osteotómica y para generar, de este modo, la superficie de corte 21 en el hueso 2. En la planificación preoperatoria, se asigna un espacio de tiempo y se define un entorno en los cuales el hueso 2 se prepara con el fin de que resulte accesible para la sierra y en los cuales la sierra se aplica al hueso 2 cortando, así, el hueso 2 según la geometría osteotómica y generando la superficie de corte 21 en el hueso 2. La planificación preoperatoria incluye, además, que se asigne un espacio de tiempo adicional y que el entorno se defina adicionalmente para emitir un haz láser sobre la superficie de corte 21 del hueso 2 después de que se haya generado la superficie de corte 21 en el hueso 2. A continuación, el entorno se dispone de acuerdo con su definición en el espacio de tiempo asignado.

10 Después de que haya finalizado la planificación preoperatoria, se continúa con el procedimiento de corte del hueso 2 aplicando la sierra en el hueso 2, con lo cual se corta el hueso 2 según la línea osteotómica y se genera la superficie de corte 21 en el hueso 2 tal como se muestra en los dibujos. Después de que se haya cortado el hueso, el dispositivo 1 se fija al hueso 2 tal como se muestra en la figura 1. A continuación, se emite un haz láser sobre la superficie de corte 21, de tal manera que la superficie de corte 21 se somete a ablación.

15 Para someter a ablación la superficie de corte 21, la unidad de procesado 173 controla la unidad de accionamiento 15 de tal manera que la misma mueve el cabezal láser 121 de la fuente láser 12 junto con su cuerpo de tobera 125 sobre la superficie de corte 21. De este modo, el haz láser pulsado por debajo de microsegundos, generado por la fuente láser 12 del dispositivo 1, crea líneas de puntos circulares adyacentes y líneas adicionales de puntos circulares adyacentes adicionales. Los puntos adyacentes adicionales están desplazados y entre los puntos adyacentes. De este modo, se crea un patrón de puntos sobre la superficie de corte 21 que cubre el área completa de la superficie de corte 21. Por otra parte, puesto que los puntos y las líneas se crean de forma alternada, el tejido óseo tiene tiempo para enfriarse lo cual permite que se minimicen los daños colaterales sobre el tejido óseo.

25 Para someter de una manera eficiente a ablación el tejido óseo en la superficie de corte 21, el haz láser generado por la fuente láser 12 se ajusta para que tenga una longitud de onda en 2'940 nm. Durante la emisión del haz láser sobre la superficie de corte 21 del hueso 2, se pulveriza cloruro de sodio estéril sobre la superficie de corte 21 por medio de las toberas bifluido en el cuerpo de tobera 125. De esta manera, la superficie de corte 21 del hueso 2 se enfría y se hidrata en los lugares en los que se aplica el haz láser.

30 Durante la ablación, el módulo de control de profundidad 172 monitoriza y controla la profundidad del tejido óseo sometido a ablación. El haz láser se ajusta a la profundidad, de tal manera que se produce una ablación de una capa regular de tejido óseo en la superficie de corte 21. En particular, se elimina una capa de tejido óseo que incluye una capa residual generada por la sierra en el hueso.

35 La figura 7 muestra una segunda forma de realización de un dispositivo 10 para tratar una superficie de corte 210 de un hueso 20 de acuerdo con la invención. El hueso 20, por ejemplo, es una mandíbula o un hueso femoral preparado para una revisión o sustitución articular de cadera artificial, y la superficie de corte 210 es la superficie interior de un orificio perforado generado en la mandíbula 20. El dispositivo 10 se materializa, de manera similar, como el dispositivo 1 mostrado en las figuras 1 a 6 y descrito anteriormente. Por contraposición al dispositivo 1, una unidad de accionamiento 150 del dispositivo 10 tiene una barra de guía de haz 1520 que se extiende en sentido descendente desde un cuerpo de tobera 1250 de una fuente láser 120. En su extremo inferior, la barra de guía de haz 1520 está conectada a un espejo 1510 de la unidad de accionamiento 150. La barra de guía de haz 1520 es giratoria alrededor de su eje longitudinal 360°. Además, es móvil según su eje longitudinal con respecto al cuerpo de tobera 120.

45 En la práctica, el dispositivo 10 se prepara y aplica de manera similar según se ha descrito anteriormente en relación con el dispositivo 1. El haz láser se emite por medio de la barra de guía de haz 1520 sobre el orificio perforado del hueso 20. En el extremo de la barra de guía de haz 1520, el haz láser es desviado por el espejo 1510 y dirigido hacia la superficie de corte 210 del hueso 20. Por medio de la barra de guía de haz móvil y giratoria 1520, se puede someter eficientemente a ablación la superficie de corte 210 completa del hueso 20.

50 La figura 8 muestra una imagen de microscopía electrónica de barrido correspondiente a una superficie de corte de un hueso con una ampliación de mil veces. La superficie de corte se genera por medio de un osteotomo piezoeléctrico como instrumento de intervención. Tal como puede observarse, durante el proceso de corte mecánico, la estructura de tejido óseo en la superficie de corte es aplastada y se genera una capa residual. La superficie de corte completamente aplastada y cerrada presenta grietas por tensión y marcas por el osteotomo piezoeléctrico. En este estado, el tejido óseo debe recuperarse antes de que se pueda iniciar una osificación esencial. Naturalmente, dicha recuperación lleva cierto tiempo, por ejemplo una pluralidad de días o similar.

60 Mediante la ablación de la superficie de corte por medio de un haz láser, puede eliminarse la capa residual generada por el instrumento osteotómico. En la figura 9, se muestra una imagen de microscopía electrónica de barrido correspondiente a la superficie de corte del hueso, con una ampliación de mil veces, después de haberse sometido a una ablación por láser. En la misma, puede observarse que la estructura de tejido óseo está abierta y sin deterioro en términos comparativos ya que la capa residual es eliminada por el haz láser. De esta manera, la estructura natural del tejido óseo en la superficie de corte se puede regenerar rápidamente en términos comparativos.

65

5 Esta descripción 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 forma detallada en los dibujos y la descripción anterior, dicha ilustración y descripción deben considerarse ilustrativas o ejemplificativas y no restrictivas. Pueden realizarse diversos cambios mecánicos, de composición, estructurales, eléctricos y de funcionamiento sin desviarse con respecto al espíritu y el alcance de esta descripción y las reivindicaciones. En algunos casos, circuitos, estructuras y técnicas bien conocidos no se han mostrado de forma detallada con el fin de no enredar la invención. De este modo, se entenderá que aquellos con conocimientos habituales pueden realizar cambios y modificaciones dentro del alcance y el espíritu de las siguientes reivindicaciones. En particular, la presente invención abarca formas de realización adicionales con cualquier combinación de características de diferentes formas de realización descritas anteriormente y a continuación.

10 La divulgación abarca también todas las características adicionales mostradas en las figuras individualmente aunque las mismas pueden no haberse descrito en la descripción anterior o sucesiva. Además, alternativas individuales de las formas de realización descritas en las figuras y la descripción y alternativas individuales de características de las mismas se pueden excluir de la materia objeto de la invención o de la materia en cuestión divulgada. La divulgación comprende materia en cuestión consistente en las características definidas en las reivindicaciones o las formas de realización ejemplificativas así como materia en cuestión que comprende dichas características.

15 Además, en las reivindicaciones la expresión “que comprende” no excluye otros elementos o etapas, y el artículo indefinido “un” o “una” no excluye una pluralidad. Una única unidad o etapa puede cumplir 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 una combinación de estas medidas no se pueda usar de forma favorable. Los términos “esencialmente”, “alrededor de”, “aproximadamente” y similares en relación con un atributo o un valor en particular también definen con exactitud 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, por ejemplo, está dentro del 20%, dentro del 10%, dentro del 5%, dentro del 2% del valor o intervalo dado. Los componentes descritos como acoplados o conectados pueden estar acoplados directamente de manera eléctrica o mecánica, o pueden estar acoplados indirectamente por medio de uno o más componentes intermedios. Ningún símbolo de referencia en las reivindicaciones debe considerarse como limitativo del alcance.

20

25

30

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (1; 10) para tratar una superficie de corte (21; 210) de un hueso (2; 20), que comprende
- 5 una fuente láser (12; 120) para generar un haz láser, y
- un soporte (11) que soporta la fuente láser (12; 120) y que presenta una estructura de montaje (111) adaptada para ser conectada al hueso (2; 20), de tal manera que la fuente láser (12; 120) esté en una posición y orientación predefinidas con respecto a la superficie de corte (21; 210) del hueso (2; 20),
- 10 caracterizado por que dicha estructura de montaje comprende dos patas de sujeción del hueso.
2. Dispositivo (1; 10) según la reivindicación 1, que comprende una unidad de accionamiento (15; 150) adaptada para mover el haz láser según la superficie de corte (21; 210) del hueso (2; 20).
- 15 3. Dispositivo (1; 10) según la reivindicación 2, en el que la unidad de accionamiento (15; 150) comprende un posicionador de fuente láser adaptado para mover la fuente láser (12; 120) con respecto al hueso (2; 20) cuando el dispositivo (1; 10) está conectado al hueso (2; 20) por medio del soporte.
- 20 4. Dispositivo (1; 10) según la reivindicación 2 o 3, en el que la unidad de accionamiento (15; 150) comprende una óptica ajustable (1510) adaptada para mover una dirección en la que el dispositivo (1; 10) proporciona el haz láser.
5. Dispositivo (1; 10) según la reivindicación 4, en el que la óptica ajustable (1510) comprende un espejo (1510) que desvía el haz láser proporcionado por la fuente láser, pudiendo el espejo (1510) hacerse girar alrededor de un eje de tal manera que el haz láser pueda ser radialmente proporcionado alrededor de 360°.
- 25 6. Dispositivo (1; 10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende una unidad de detección de profundidad (134; 172) adaptada para detectar una profundidad de una ablación aplicada a la superficie de corte (21; 210) del hueso (2; 20) por el dispositivo (1; 10).
- 30 7. Dispositivo (1; 10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, que comprende una disposición de autoenfoque (14) para ajustar automáticamente un foco del haz láser con respecto a la superficie de corte (21; 210) del hueso (2; 20).
- 35 8. Dispositivo (1; 10) según la reivindicación 6 y 7, en el que la disposición de autoenfoque (14) está adaptada para ajustar el foco del haz láser de acuerdo con la profundidad detectada por la unidad de detección de profundidad (134; 172).
- 40 9. Dispositivo (1; 10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que la fuente láser (12; 120) es una fuente láser de Erblio de estado sólido o, en particular, una fuente láser de Granate de Aluminio e Itrio dopado con Erblio, de estado sólido.
- 45 10. Procedimiento de fabricación de un dispositivo (1; 10) para tratar una superficie de corte (21; 210) de un hueso (2; 20), que comprende
- obtener información ósea sobre el hueso (2; 20) y su superficie de corte (21; 210);
- equipar un soporte (11) con una fuente láser (12; 120) para generar un haz láser de tal manera que el soporte (11) soporta la fuente láser (12; 120); y
- 50 equipar el dispositivo (1; 10) con el soporte (11), caracterizado por que
- basándose en la información ósea recogida, adaptar una estructura de montaje (111) del soporte (11) para que resulte apta para ser conectada al hueso (2; 20) del tal manera que la fuente láser (12; 120) esté en una posición y orientación predefinidas con respecto a la superficie de corte (21; 210) del hueso (2; 20).
- 55

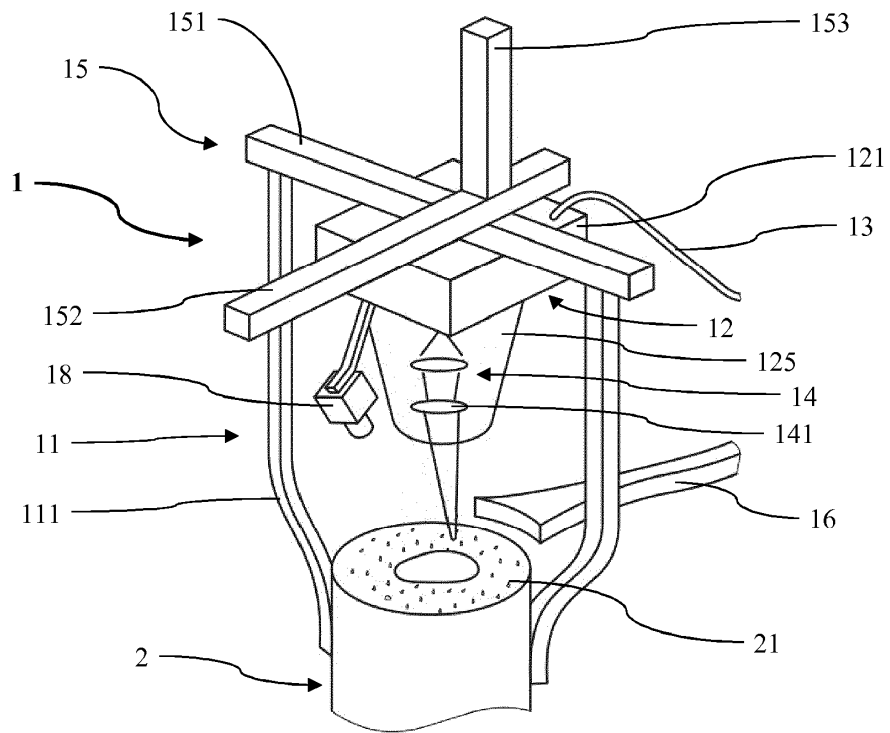


Fig. 1

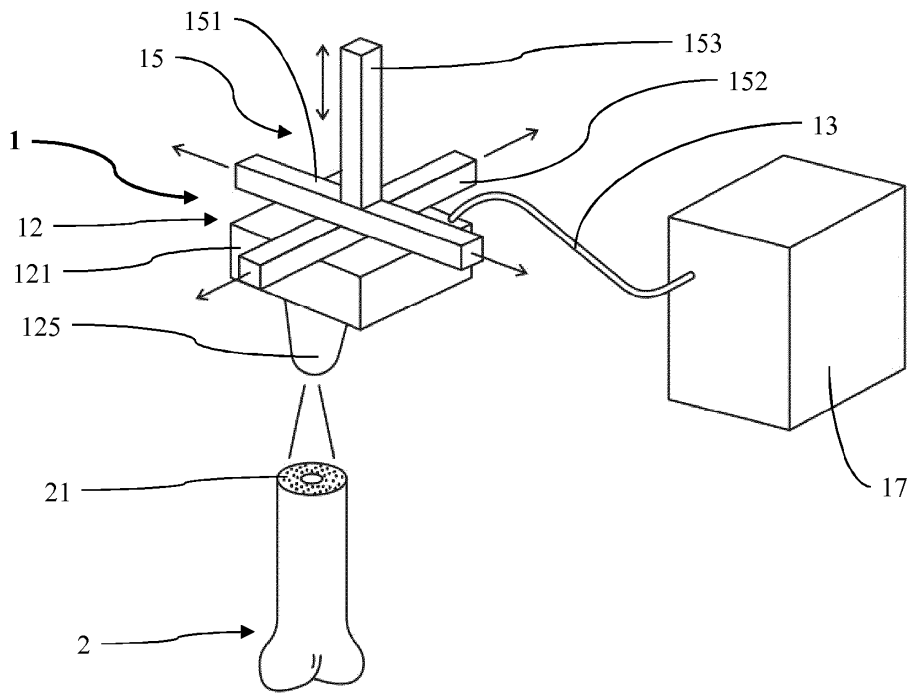


Fig. 2

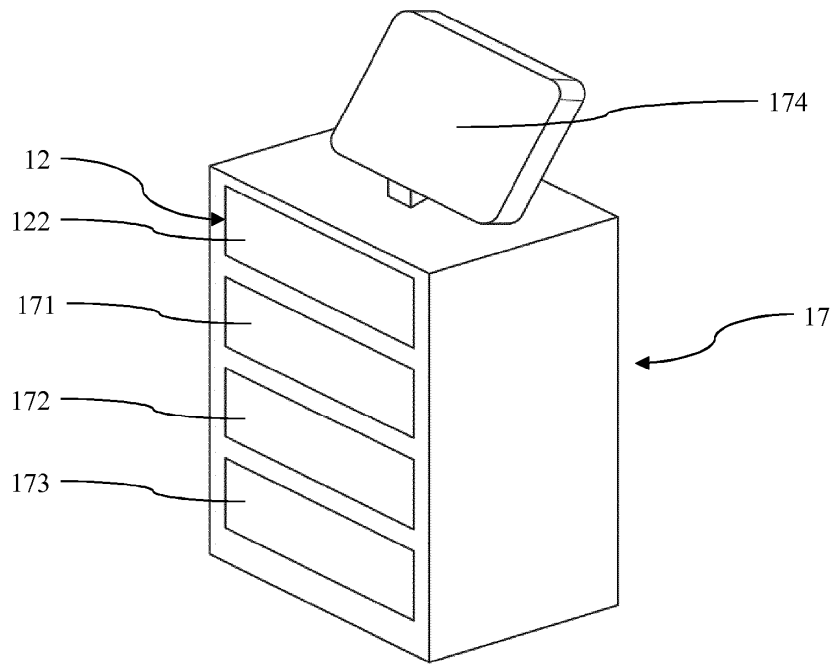


Fig. 3

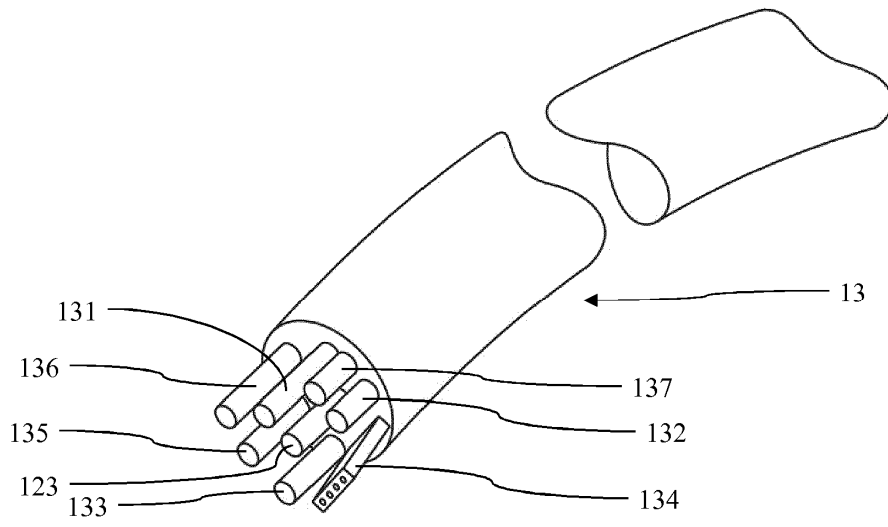


Fig. 4

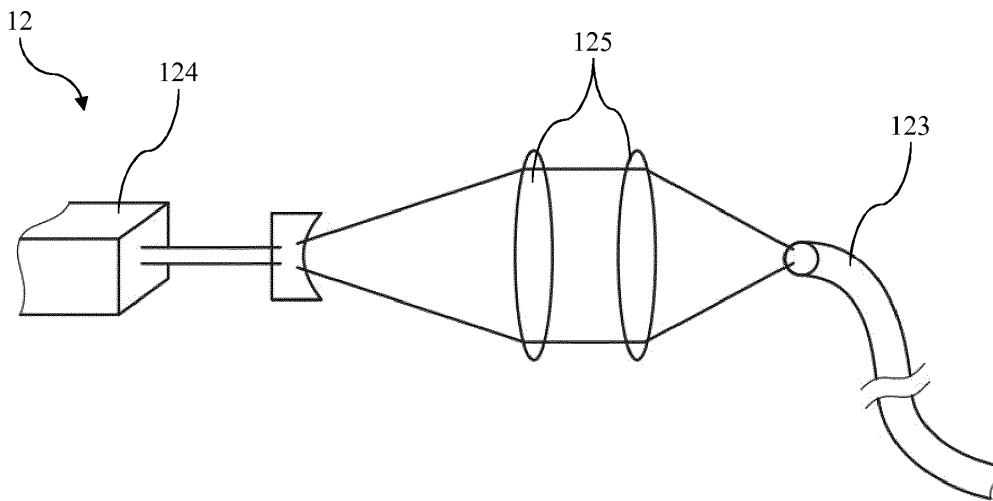


Fig. 5

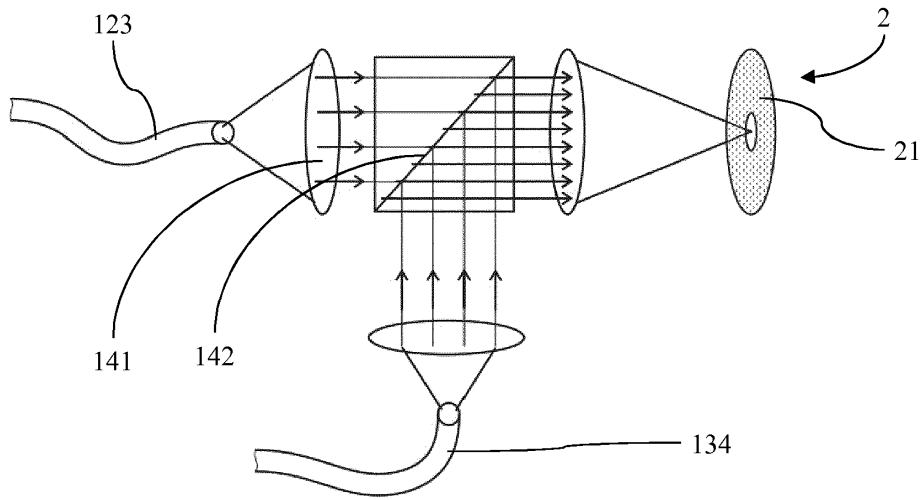


Fig. 6

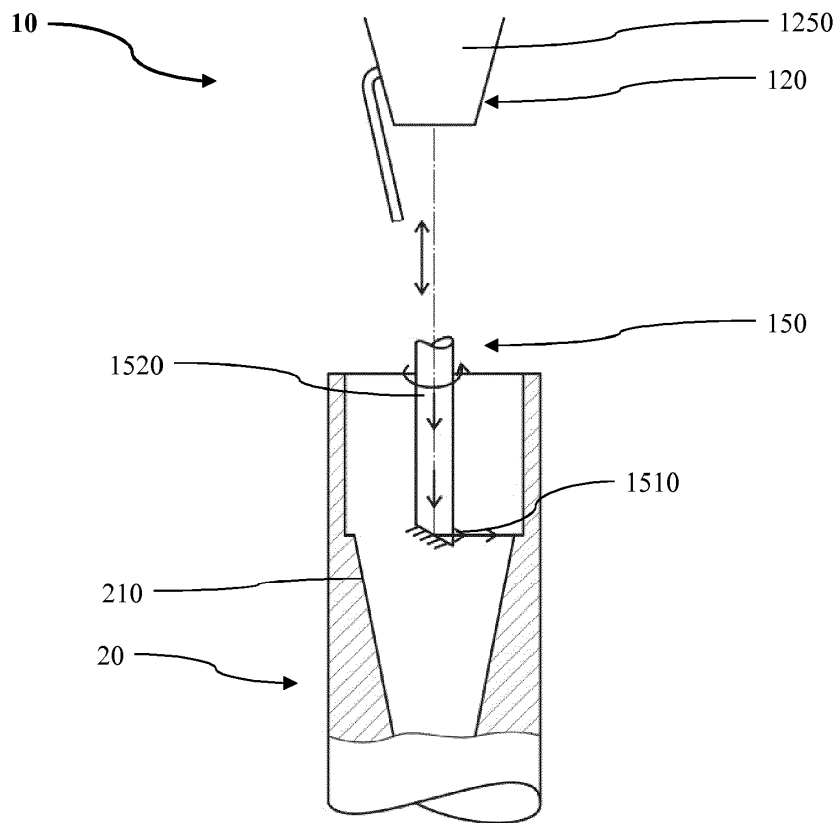


Fig. 7

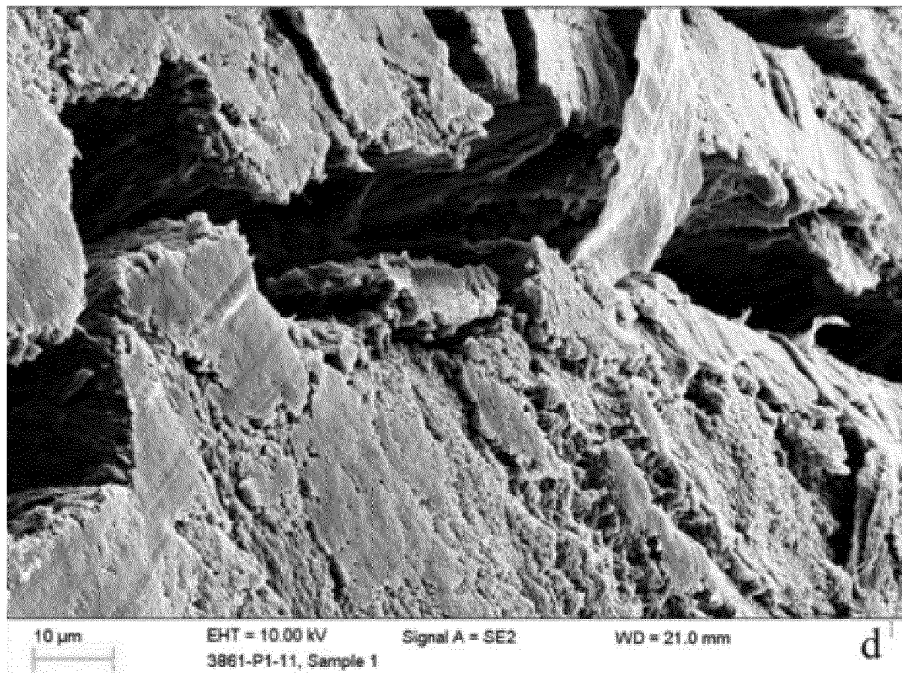


Fig. 8

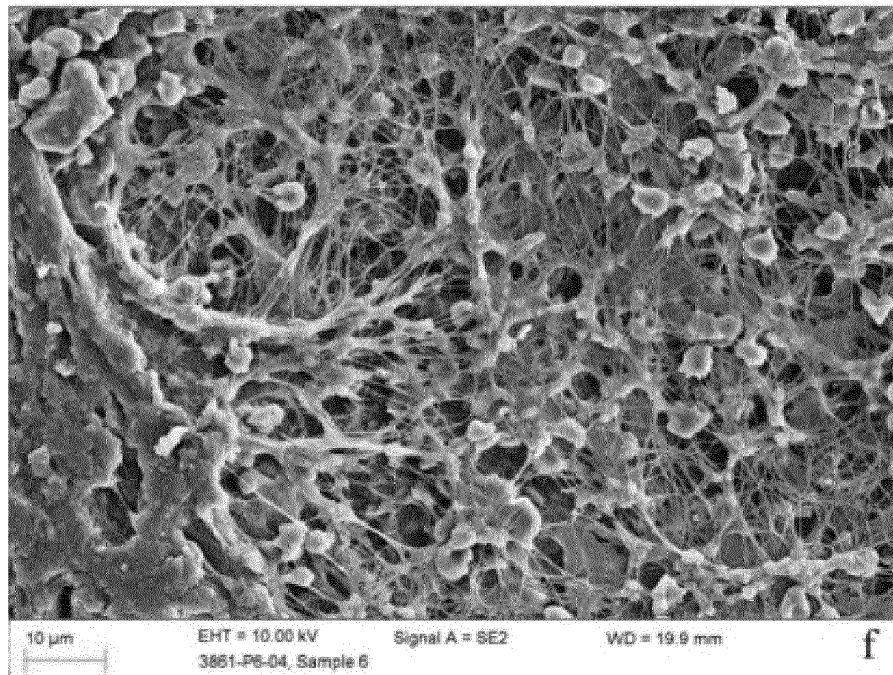


Fig. 9