

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 678 220**

51 Int. Cl.:

A61C 9/00 (2006.01)
A61C 1/00 (2006.01)
A61B 34/30 (2006.01)
A61C 1/08 (2006.01)
A61B 34/20 (2006.01)
A61B 18/00 (2006.01)
A61B 90/00 (2006.01)
A61B 18/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.06.2014 PCT/EP2014/063790**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **08.01.2015 WO15000822**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2014 E 14735904 (6)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.04.2018 EP 3019110**

54 Título: **Aparato de cirugía asistida por ordenador y procedimiento de corte de tejido**

30 Prioridad:

01.07.2013 EP 13174515

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

09.08.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**CATTIN, PHILIPPE;
GRIESSEN, MATHIS;
SCHNEIDER, ADRIAN y
BRUNO, ALFREDO**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 678 220 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

Aparato de cirugía asistida por ordenador y procedimiento de corte de tejido

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un aparato de cirugía asistida por ordenador de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación independiente 1 y se refiere, más particularmente, a un procedimiento respectivo de corte de un tejido asistido por ordenador.

10

Los aparatos que comprenden un instrumento quirúrgico que presenta un elemento de intervención para cortar tejido de una parte del cuerpo de un paciente, una unidad de control dispuesta para controlar la posición y orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico en relación con la parte del cuerpo del paciente, con respecto a una línea osteotómica predefinida en la parte del cuerpo del paciente, y un dispositivo de seguimiento dispuesto para realizar un seguimiento de la posición y orientación de la parte del cuerpo del paciente, se pueden utilizar para cortar tejidos humanos o animales y, particularmente, huesos humanos o animales.

15

Antecedentes de la técnica

20

En cirugía médica, las técnicas automatizadas o semiautomatizadas resultan cada vez más comunes para cortar tejido humano o animal. Por ejemplo, el documento WO 2011/035792 A1 da a conocer las características del preámbulo de la reivindicación 1, y describe un dispositivo médico de osteotomía por láser, asistido por ordenador y guiado por robot. Este dispositivo usa un láser guiado por brazo robótico, tal como un láser Er:YAG, para cortar tejido duro humano o animal, tal como tejido óseo, mediante fotoablación del tejido a lo largo de una línea osteotómica predefinida. Un dispositivo de este tipo puede prever, por ejemplo, el corte preciso de tejido óseo, precisión que es demandada cada vez más en muchas aplicaciones, por ejemplo, en el campo de la cirugía reparadora o similares.

25

30

Las herramientas o dispositivos de corte automatizados, tales como el dispositivo mencionado anteriormente en la presente memoria, tienen habitualmente medios de seguimiento a través de los cuales se puede realizar un seguimiento de la posición y orientación del tejido diana y de la cabeza de láser. Por ejemplo, actualmente se usan sistemas de seguimiento ópticos o magnéticos que, habitualmente, monitorizan la parte o tejido corporal y la cabeza de láser, y detectan desviaciones en la posición y/u orientación. Para el seguimiento, la parte del cuerpo y la cabeza de láser están provistas, habitualmente, de placas marcadoras adecuadas o medios reconocibles por el sistema de seguimiento.

35

40

Mientras que las herramientas de corte clásicas, tales como las sierras y similares, encuentran dificultades en la materialización de geometrías de corte que sean más complejas que los cortes rectos o ligeramente curvados, la ablación de hueso con un láser permite la aplicación de geometrías de corte comparativamente complejas. Por ejemplo, con el dispositivo antes mencionado son posibles geometrías de corte en diente de sierra, en cola de milano y otras específicas con una funcionalidad asociada. El corte de huesos con geometrías comparativamente complejas permite una variedad de aplicaciones nuevas, por ejemplo, en el campo de la cirugía reparadora y el modelado de huesos.

45

50

No obstante, las anchuras de corte posibles con los sistemas de láser actuales que, habitualmente, son del orden de 200 μm e inferiores, imponen altas exigencias sobre la precisión de los cortes aplicados. Errores geométricos pequeños en un corte aplicado pueden evitar una aplicación correcta, tal como un reensamblaje de trozos de hueso cortados, por ejemplo después de desplazarlos uno con respecto a otro. Si, por ejemplo, la parte del cuerpo del paciente se mueve durante el proceso de corte o cuando se interrumpe el proceso de corte por parte de, por ejemplo, el cirujano, unos medios de guiado por láser, tales como el robot, deben poder volver a determinar automáticamente la posición con una alta precisión para continuar con el proceso de corte.

55

Sin embargo, los sistemas de seguimiento ópticos o magnéticos actuales no son suficientemente precisos, en la medida en la que sus precisiones óptimas habitualmente son del orden de 200 μm lo cual no resulta adecuado en comparación con lo que se requiere, por ejemplo, para una osteotomía por láser guiado por robot. Además, de esto, los robots o medios similares actuales tienen la capacidad de moverse con una precisión también de hasta aproximadamente 200 μm . De este modo, la precisión global del robot y del sistema de seguimiento no resulta adecuada en conjunto para muchas aplicaciones.

60

Por lo tanto, existe una necesidad de un aparato y un procedimiento de cirugía (semi)automática que permitan aplicar cortes en tejido duro humano o animal con geometrías comparativamente complejas y con una precisión comparativamente alta.

En particular, existe una necesidad de proporcionar un movimiento suficientemente preciso de un instrumento de corte, tal como un haz de láser, en relación con un tejido a cortar, de tal manera que sean aplicables geometrías de corte comparativamente complejas.

5 **Exposición de la invención**

De acuerdo con la invención, esta necesidad se resuelve con un aparato de cirugía asistida por ordenador según se define con las características de la reivindicación independiente 1, y con un procedimiento de corte, asistido por ordenador, de un tejido, según se define mediante las características de la reivindicación independiente 12.
10 Las formas de realización preferidas son objeto de las reivindicaciones dependientes.

En particular, la invención trata sobre un aparato de cirugía asistida por ordenador que comprende un instrumento quirúrgico que presenta un elemento de intervención para cortar tejido de una parte del cuerpo de un paciente; una unidad de control dispuesta para controlar la posición y orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico en relación con la parte del cuerpo del paciente, con respecto a una línea osteotómica predefinida en la parte del cuerpo del paciente; y un dispositivo de seguimiento dispuesto para realizar un seguimiento de la posición y orientación de la parte del cuerpo del paciente. Además, el instrumento quirúrgico del aparato comprende un sistema de monitorización óptico que está montado de manera fija en relación con el elemento de intervención del instrumento quirúrgico, en donde el sistema de monitorización óptico está dispuesto para detectar continuamente posiciones de hitos naturales en el tejido duro humano o animal o marcas aplicadas en la parte del cuerpo del paciente, y la unidad de control está dispuesta para ajustar la posición y/u orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico cuando se detecta una desviación predefinida de las posiciones de las marcas.
15
20

En el contexto de la invención, el término “paciente” se refiere a cualquier ser humano y también a animales. El término “tejido”, en relación con la presente invención, puede referirse a tejido humano o animal y, preferentemente a tejido duro, tal como tejido ungueal y particularmente tejido óseo. El término “parte del cuerpo” puede referirse a cualquier parte del cuerpo adecuada del paciente, la cual vaya a ser cortada por el aparato. En particular, puede referirse a cualquier hueso, tal como la maxila o maxilar superior, la mandíbula o maxilar inferior, el cráneo o similares del paciente. El término “línea osteotómica” puede referirse a una línea a lo largo de la cual se va a cortar la parte del cuerpo. Puede definir, particularmente, la geometría del corte. La geometría del corte se puede planificar, por ejemplo, por medio de un ordenador que evalúa datos de la parte del cuerpo, por ejemplo, recopilados mediante una tecnología de formación de imágenes tal como la tomografía de coherencia óptica (OCT). En dicha planificación del corte, el ordenador también puede calcular la línea osteotómica.
25
30
35

La unidad de control puede comprender un ordenador que puede estar equipado con un disco duro, una unidad de procesamiento central, una memoria de acceso aleatorio, una memoria de solo lectura y similares. El ordenador puede ser, por ejemplo, un ordenador personal, un ordenador portátil o similares. El sistema de monitorización óptico puede ser, particularmente, o puede comprender una entidad o unidad diferente con respecto al dispositivo de seguimiento, de tal manera que el sistema de monitorización óptico sea por lo menos parcialmente distinto del dispositivo de seguimiento. El sistema de monitorización puede, por ejemplo, estar montado de manera fija en relación con el elemento de intervención mediante su conexión directa o indirecta con el elemento de intervención de una manera rígida. Por ejemplo, puede estar atornillado, pegado o montado rígidamente de otra manera al instrumento quirúrgico. El término “desviación” en el contexto de la posición de las marcas, puede referirse a una diferencia entre la posición detectada de las marcas y una posición esperada de las mismas, en donde la posición esperada se puede calcular de acuerdo con una posición previa de las marcas y un movimiento del elemento de intervención con respecto a la parte del cuerpo.
40
45

Además de la imagen global de la situación quirúrgica aportada por el dispositivo de seguimiento, el sistema de monitorización óptico permite controlar específicamente el proceso de corte con respecto a la línea osteotómica. En particular, el sistema de monitorización óptico permite la provisión de datos del proceso de corte con una precisión comparativamente elevada. Al montar de manera fija el sistema de monitorización en relación con el elemento de intervención del instrumento quirúrgico, puede excluirse la desviación respectiva y, por consiguiente, se puede incrementar la precisión del control global. El sistema de monitorización se puede ajustar para proporcionar información detallada o una imagen detallada de una sección o ventana comparativamente pequeña con una resolución comparativamente alta. Además, el enfoque en los hitos naturales o marcas que se puedan aplicar específicamente en la parte del cuerpo con la finalidad de monitorizar la línea osteotómica o de cortar, permite personalizar adicionalmente el sistema de monitorización para lograr un alto control de precisión del proceso de corte. De este modo, el aparato según la invención permite aplicar cortes en la parte del cuerpo con geometrías de corte comparativamente complejas y con una precisión comparativamente elevada.
50
55
60

Por ejemplo, la invención se puede usar utilizando hitos visibles naturales o hitos puntuales sobre el corte aplicado o la propia línea osteotómica, en calidad de marcas, o aplicando, por ejemplo, por láser, marcas artificiales adicionales sobre la parte del cuerpo, tal como un hueso, que se va a cortar, en las proximidades del corte planificado o línea osteotómica. Para cortes más largos, a lo largo del recorrido del corte, es decir, de la línea osteotómica, se pueden aplicar múltiples conjuntos de estas marcas (hitos visibles en el corte o en la propia
65

línea osteotómica o marcas aplicadas adicionalmente). Usando el sistema de monitorización con, por ejemplo, una, o, preferentemente, dos, cámaras, estas marcas pueden ser detectadas automáticamente. Si múltiples marcas son visibles o detectables por el sistema de monitorización, puede determinarse su posición tridimensional, por ejemplo, dentro de un sistema de coordenadas del sistema de monitorización. O, de manera similar, puede calcularse la posición exacta del sistema de monitorización con respecto a estos puntos. En la medida en la que el sistema de monitorización está conectado de forma rígida o fija con respecto al elemento de intervención y el mismo puede ser calibrado, puede calcularse la posición exacta del elemento de intervención con respecto a las marcas. Puesto que el sistema de monitorización y, por ejemplo, sus cámaras, puede tener un campo de visión comparativamente pequeño con una resolución de píxeles elevada, las posiciones relativas al sistema de monitorización se pueden determinar con una precisión elevada. En una forma de realización particular, el campo de visión es 1 cm en cuadrado y la resolución es 1.000 píxeles en cuadrado. Una configuración de este tipo proporcionaría una precisión posicional del orden de 10 μm , que es suficientemente precisa para muchas aplicaciones del aparato.

Alternativamente, podría usarse, por ejemplo, una sonda de tomografía de coherencia óptica (OCT) en cooperación con un espejo de exploración de una cabeza de láser como instrumento quirúrgico, para crear un mapa tridimensional de la parte del cuerpo en torno al corte o línea osteotómica. A continuación, se pueden usar hitos naturales, hitos por el corte aplicado e hitos creados de manera potencialmente artificial, para determinar la posición relativa de la cabeza del láser con respecto a la parte del cuerpo.

Alternativamente, puede usarse, por ejemplo, una fuente de luz visible para al menos una de las cámaras, con el fin de crear un mapa tridimensional de la parte del cuerpo en torno al corte o línea osteotómica. A continuación, pueden usarse hitos naturales, hitos por el corte aplicado e hitos creados de manera potencialmente artificial, para determinar la posición relativa de la cabeza de láser con respecto a la parte del cuerpo.

Alternativamente, puede usarse la configuración de cámara estereoscópica para crear un mapa tridimensional de la parte del cuerpo en torno al corte o línea osteotómica. A continuación, se pueden usar hitos naturales, hitos por el corte aplicado e hitos creados de manera potencialmente artificial, para determinar la posición relativa de la cabeza del láser con respecto a la parte del cuerpo.

Preferentemente, la unidad de control está dispuesta para calcular posiciones esperadas de las marcas sobre la base de las posiciones de marcas aplicadas en la parte del cuerpo del paciente detectadas por el sistema de monitorización óptico. Estas posiciones detectadas de las marcas se usan, preferentemente, para calcular la posición relativa del tejido con respecto al elemento de intervención. Calculando posiciones esperadas y evaluando posiciones detectadas, la unidad de control permite controlar eficientemente el proceso de corte. En particular, pueden detectarse desviaciones comparativamente pequeñas de las posiciones con respecto a la línea osteotómica, y se pueden llevar a cabo ajustes precisos respectivos, por ejemplo, en el elemento de intervención, para continuar de forma precisa con el corte de la parte del cuerpo.

Preferentemente, la unidad de control está dispuesta para calcular posiciones esperadas de las marcas sobre la base de posiciones previas de las marcas y de un movimiento del miembro de intervención en relación con la parte del cuerpo, en donde la desviación predefinida de las posiciones de las marcas se detecta cuando las posiciones esperadas de las marcas difieren con respecto a posiciones correspondientes de marcas detectadas por el sistema de monitorización óptico. Dicha disposición de la unidad de control permite controlar eficientemente el proceso de corte.

Preferentemente, el instrumento quirúrgico comprende un elemento de marcado que está dispuesto para aplicar las marcas en la parte del cuerpo del paciente durante una operación en la cual la parte del cuerpo del paciente se corta a lo largo de la línea osteotómica por medio del elemento de intervención del instrumento quirúrgico. En este contexto, el término "elemento marcador" puede referirse a cualesquiera medios adecuados para aplicar marcas en la parte del cuerpo destinadas a monitorizar el proceso de corte con respecto a la línea osteotómica. El mismo puede estar dispuesto, por ejemplo, para aplicar puntos o líneas en la parte del cuerpo cerca de o en la línea osteotómica. Un elemento de marcado de este tipo permite aplicar de forma precisa marcas que están dispuestas y conformadas específicamente con la finalidad de controlar la línea osteotómica. De esta manera, la precisión y la eficiencia de dicho control pueden ser comparativamente altas.

Preferentemente, el aparato de cirugía asistida por ordenador comprende, además, un brazo robótico, en donde el instrumento quirúrgico está montado en el brazo robótico, y la unidad de control está dispuesta para controlar un movimiento del brazo robótico con el fin de controlar la posición y orientación del instrumento quirúrgico en relación con la parte corporal del paciente. Un brazo robótico de este tipo permite ajustar eficientemente la posición y/u orientación del elemento de intervención con respecto a la parte del cuerpo, en todos los grados de libertad del movimiento del elemento de intervención, con una precisión comparativamente alta.

Preferentemente, el elemento de intervención comprende una fuente de láser. Dicha fuente de láser permite proporcionar un haz de láser sobre la parte del cuerpo para cortarla. El corte inducido por láser posibilita cortar de manera precisa la parte del cuerpo con geometrías de corte comparativamente complejas. De este modo, el

elemento de intervención comprende, preferentemente, una óptica de enfoque y un redireccionador de haz. Por medio de dicha óptica de enfoque y dicho redireccionador de haz, el haz de láser se puede proporcionar de manera precisa sobre la parte del cuerpo de tal manera que dicha parte del cuerpo se puede cortar con precisión. De este modo, el redireccionador de haz puede comprender, particularmente, uno o más espejos o similares.

5

Preferentemente, el elemento de intervención del instrumento quirúrgico es idéntico al elemento de marcado del instrumento quirúrgico. En tal caso, el instrumento quirúrgico puede estar dispuesto para aplicar marcas ocasionalmente. Por ejemplo, si el instrumento quirúrgico comprende una fuente de láser, la fuente de láser puede aplicar disparos de láser con el fin de crear agujeros en calidad de marcas en posiciones específicas de la parte del cuerpo. En particular, estas posiciones específicas pueden estar cerca de o en la línea osteotómica.

10

Preferentemente, el sistema de monitorización óptico del instrumento quirúrgico comprende por lo menos una cámara y, preferentemente, dos cámaras. Dicha por lo menos una cámara se puede usar para observar las marcas, en donde la utilización de dos cámaras permite proporcionar una imagen tridimensional de las marcas y de la parte del cuerpo. Puesto que las cámaras están montadas de manera fija en relación con el elemento de intervención del instrumento quirúrgico, las marcas se pueden observar y monitorizar de forma precisa, y el proceso de corte a lo largo de la línea osteotómica se puede controlar con precisión.

15

Preferentemente, el dispositivo de seguimiento comprende una cámara. De este modo, la por lo menos una cámara del sistema de monitorización óptico del instrumento quirúrgico se ajusta, preferentemente, para cubrir un área de monitorización del tejido de la parte corporal del paciente en torno a un lugar en el que el elemento de intervención del instrumento quirúrgico actúa sobre la parte del cuerpo del paciente, la cámara del dispositivo de seguimiento se ajusta, preferentemente, para cubrir un área de vista de conjunto de la parte corporal del paciente, y, preferentemente, el área de monitorización es menor que el área de visión general. De este modo, la cámara del dispositivo de seguimiento está menos enfocada que la por lo menos una cámara del sistema de monitorización, de modo que el dispositivo de seguimiento puede proporcionar una vista de conjunto de la situación y el sistema de monitorización puede monitorizar de manera precisa el proceso de corte a lo largo de la línea osteotómica.

20

25

30

Otro aspecto de la invención se refiere a un procedimiento de corte de un tejido asistido por ordenador, que comprende predefinir una línea osteotómica en el tejido; controlar automáticamente la posición y orientación de un elemento de intervención de un instrumento quirúrgico, de tal manera que el tejido se corta a lo largo de la línea osteotómica; y realizar un seguimiento de la posición del tejido. En el procedimiento de acuerdo con la invención, las posiciones de marcas aplicadas en el tejido son detectadas continuamente por un sistema de monitorización óptico que está montado de forma fija en relación con el elemento de intervención del instrumento quirúrgico, en donde la posición y/u orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico se ajusta cuando se detecta una desviación predefinida de las posiciones de las marcas. El procedimiento se puede aplicar in vitro.

35

40

En correspondencia con el aparato según la invención, el procedimiento de acuerdo con la invención permite aplicar cortes en la parte del cuerpo con geometrías de corte comparativamente complejas y con una precisión comparativamente alta. Además, los efectos y ventajas adicionales de las formas de realización preferidas del aparato antes descrito se pueden implementar mediante formas de realización preferidas correspondientes del procedimiento según se describe a continuación en la presente memoria.

45

Preferentemente, las marcas se calculan basándose en las posiciones de marcas aplicadas en la parte del cuerpo del paciente y detectadas por el sistema de monitorización óptico, y en donde estas posiciones detectadas de las marcas se usan para calcular la posición relativa del tejido con respecto al elemento de intervención.

50

Preferentemente, las posiciones esperadas de las marcas se calculan basándose en posiciones previas de las marcas y en un movimiento del elemento de intervención en relación con la parte del cuerpo, y en donde la desviación predefinida de las posiciones de las marcas se detecta cuando las posiciones esperadas de las marcas difieren con respecto a posiciones correspondientes de marcas detectadas por el sistema de monitorización óptico.

55

Preferentemente, las marcas se aplican en el tejido durante el corte del tejido a lo largo de la línea osteotómica, o, adicionalmente, se seleccionan hitos naturales claramente visibles.

60

Preferentemente, el elemento de intervención comprende una fuente de láser, y el tejido se corta por fotoablación a través de un haz de láser inducido por la fuente de láser. De este modo, el haz de láser es enfocado, preferentemente, por una óptica de enfoque y es redireccionado por un redireccionador de haz.

Preferentemente, las marcas son aplicadas al tejido por el elemento de intervención del instrumento quirúrgico. Preferentemente, al menos una cámara y, preferentemente dos, cámaras del sistema de monitorización óptico del instrumento quirúrgico, están detectando continuamente las posiciones de las marcas.

5 Preferentemente, una cámara realiza un seguimiento de la posición del tejido. Así, la por lo menos una cámara del sistema de monitorización óptico del instrumento quirúrgico se ajusta, preferentemente, para cubrir un área de monitorización del tejido de la parte corporal del paciente en torno a un lugar en el que el elemento de intervención de los instrumentos quirúrgicos actúa sobre el tejido, y el área de monitorización es, preferentemente, menor que el área de vista de conjunto a la que se ajusta la cámara que realiza el seguimiento de la posición del tejido.

Estos y otros aspectos de la invención se pondrán de manifiesto a partir de la(s) forma(s) de realización descritas en adelante en la presente memoria, y se deducirán haciendo referencia a ellas.

15 **Breve descripción de los dibujos**

El aparato de cirugía asistida por ordenador y el procedimiento de corte de un tejido asistido por ordenador según la invención se describen con mayor detalle a continuación en la presente memoria, mediante unas formas de realización ejemplificativas y haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

20 la figura 1 representa una primera forma de realización de un aparato de cirugía asistida por ordenador de acuerdo con la invención, y una mandíbula con una primera forma de realización de una línea osteotómica;

25 la figura 2 representa una vista lateral de una mandíbula con una segunda forma de realización de una línea osteotómica;

la figura 3 representa una vista lateral de una mandíbula con una tercera forma de realización de una línea osteotómica;

30 la figura 4 representa una vista lateral de una mandíbula con una cuarta forma de realización de una línea osteotómica;

35 la figura 5 representa una vista lateral de una mandíbula con una quinta forma de realización de una línea osteotómica;

la figura 6 representa una vista lateral de una mandíbula con una sexta forma de realización de una línea osteotómica;

40 la figura 7 representa una vista lateral de la mandíbula de la figura 7 mientras se vuelve a posicionar;

la figura 8 muestra una vista lateral de una mandíbula con una primera forma de realización de marcas;

45 la figura 9 representa una vista lateral de una mandíbula con otras diversas formas de realización de marcas;

la figura 10 representa una segunda forma de realización de un aparato de cirugía asistida por ordenador de acuerdo con la invención; y

50 la figura 11 representa una tercera forma de realización de un aparato de cirugía asistida por ordenador de acuerdo con la invención.

Descripción de las formas de realización

55 La figura 1 representa una vista esquemática de una primera forma de realización de un aparato de cirugía asistida por ordenador 1. El aparato 1 comprende un brazo robótico 11 que está dispuesto de manera fija, por uno de sus extremos longitudinales, en una plataforma de soporte. En el otro extremo longitudinal del brazo robótico 11 está dispuesta una cabeza de láser 12, como instrumento quirúrgico, que es móvil por el brazo robótico 11 en todos los grados de libertad. La cabeza de láser 12 tiene una fuente de láser, una óptica de enfoque y un redireccionador de haz. Montado de manera fija en la cabeza de láser 12 se encuentra un sistema de monitorización de la cabeza de láser 12, que presenta dos cámaras 15. Además, una placa marcadora 13 está fijada a la cabeza de láser 12. El aparato 1 comprende, también, un dispositivo de seguimiento 14 y una unidad de control que presenta un ordenador 16.

65 En la esfera de acción del aparato 1 está dispuesta una mandíbula 2 o maxilar inferior, en calidad de parte del cuerpo de un paciente o tejido. Una placa marcadora 22 está fijada a la mandíbula. La cabeza de láser 12 del aparato proporciona un haz de láser 31, como elemento de intervención, sobre la mandíbula 2, a lo largo de una

línea osteotómica 21. De este modo, la mandíbula 2 es cortada por el haz de láser 31 a lo largo de la línea osteotómica 21. La línea osteotómica tiene una parte realizada 211, es decir, el corte, por la cual la mandíbula 2 ya ha sido cortada por el haz de láser 31, y una parte planificada 212 por la cual todavía debe cortarse la mandíbula 2. La línea osteotómica 21 tiene una forma rectangular periódica con ángulos rectos, de manera que, en la mandíbula 2, se forman diversas barras y rebajes paralelos.

Durante la utilización del aparato 1, la línea osteotómica 21 está predefinida sobre la mandíbula 2. Esto se puede llevar a cabo electrónicamente, por ejemplo obteniendo datos de la forma y condición precisas de la mandíbula 21, por ejemplo, por medio de tomografía de coherencia óptica (OCT) y modelando y calculando la línea osteotómica 21 sobre la mandíbula 2, en un ordenador el cual puede ser el ordenador 16 de la unidad de control. El aparato 1 y, particularmente, el ordenador 16, está configurado adecuadamente, y la mandíbula 2 está dispuesta en una ubicación adecuada en la esfera de acción del aparato 1.

A continuación, el haz de láser 31 proporcionado por la cabeza de láser 12 corta la mandíbula 2 a lo largo de la línea osteotómica 21 en donde, con ese fin, la cabeza de láser 12 es movida por el brazo robótico 11. La posición y orientación del haz de láser 31 son controladas automáticamente por la unidad de control, de tal manera que la mandíbula 2 se corta de forma precisa a lo largo de la línea osteotómica 21.

El dispositivo de seguimiento 14 captura la placa marcadora 13 de la cabeza de láser 12 y la placa marcadora 22 de la mandíbula 2. Con ese fin, el dispositivo de seguimiento puede estar equipado, por ejemplo, de una cámara que se enfoca para tener las dos placas marcadoras 3 y 22 dentro de su vista. En aplicación con la mandíbula 2, dicha vista puede tener una dimensión de un cuadrado de aproximadamente 20 cm a 50 cm. Las placas marcadoras 13 y 22 tienen características geométricas que son identificables fácilmente por medio del dispositivo de seguimiento 14. De este modo, el dispositivo de seguimiento 14 realiza un seguimiento de la posición global de la mandíbula 2 y del aparato 1 y monitoriza la misma.

Antes de cortar la mandíbula 2 y mientras está siendo cortada, el aparato 1 aplica continuamente marcas cerca de, o en, la línea osteotómica planificada o realizada 21, en donde se garantiza que por lo menos tres marcas están siempre enfocadas por las dos cámaras 15 del sistema de monitorización. Estas dos cámaras 15 se ajustan de tal manera que su foco cubra una vista de un cuadrado de aproximadamente 0,5 m a 3 cm y, preferentemente, un cuadrado de aproximadamente 1 cm o un cuadrado de 1,5 cm. La resolución de la cámara puede ser de al menos aproximadamente 500 píxeles en cuadrado, preferentemente 1.000 píxeles en cuadrado o más. Para aplicar las marcas, la cabeza de láser 12 proporciona disparos de haz de láser 31 que realizan por fotoablación pequeños agujeros en la mandíbula 2. De este modo, la cabeza de láser 12 y el haz de láser 31 actúan como elemento de marcado. Estos pequeños agujeros son las marcas posicionadas cerca de o en la línea osteotómica 21.

Las posiciones de los pequeños agujeros son detectadas continuamente por las cámaras 15 del sistema de monitorización óptico y son evaluadas por el ordenador 16 de la unidad de control. Cuando la unidad de control detecta una desviación predefinida de las posiciones de los pequeños agujeros, la posición y/u orientación de la cabeza de láser 12 y, por tanto, del haz de láser 31, se corrige ajustando el brazo robótico 11.

En la figura 2, se muestra una mandíbula 29 con una segunda forma de realización de una línea osteotómica 219. Así, la línea osteotómica 219 tiene una forma triangular periódica tal que, en la mandíbula 29, se forma una estructura de tipo sierra.

La figura 3 representa una mandíbula 28 con una tercera forma de realización de una línea osteotómica 218. La línea osteotómica 218 presenta una forma rectangular periódica tal que, en la mandíbula 28, se forman diversas barras y rebajes.

En la figura 4 se muestra una mandíbula 27 con una cuarta forma de realización de una línea osteotómica 217. Así, la línea osteotómica 217 tiene una forma periódica de trapecio o cola de milano.

La figura 5 representa una mandíbula 26 con una quinta forma de realización de una línea osteotómica 216. La línea osteotómica 216 tiene una forma sinusoidal tal que, en la mandíbula 26, se forma una estructura de tipo onda.

En la figura 6 se representa una mandíbula 25 con una sexta forma de realización de una línea osteotómica 215. La línea osteotómica 215 tiene una forma rectangular periódica similar a la línea osteotómica 21 de la mandíbula 2 de la figura 1 y a la línea osteotómica 218 de la mandíbula 28 de la figura 3. La mandíbula 25 se separa cortándola a lo largo de la línea osteotómica 215, de tal manera que se divide en una parte superior 225 y una parte inferior 235.

La figura 7 representa la mandíbula 25 de la figura 6, en donde la parte superior 225 y la parte inferior 235 se han separado una de otra y se han vuelto a reensamblar. De este modo, la parte inferior 235 de la mandíbula 25 está desplazada longitudinalmente con respecto a la parte superior 225 en una barra o rebaje, de tal manera que las

barras de la parte inferior 235 están dispuestas en rebajes de la parte superior 225 contiguos a los rebajes en los que se originan. De este modo, la mandíbula 25 se puede remodelar de una manera predefinida de forma exacta, y la posición objetivo de la parte superior 225 y la parte inferior 235 de la mandíbula 25 se puede predefinir estructuralmente. No es posible un desplazamiento ligero o continuo de la parte superior 225 con relación a la parte inferior 235.

En la figura 8 se representa una mandíbula 24 con una séptima forma de realización de una línea osteotómica 214. Nuevamente, la línea osteotómica 214 tiene una forma rectangular periódica similar a la línea osteotómica 21 de la mandíbula 2 de la figura 1, a la línea osteotómica 218 de la mandíbula 28 de la figura 3 y a la línea osteotómica 215 de la mandíbula 25 de la figura 6. La mandíbula 24 tiene diversos grupos de marcas 224, en donde cada grupo presenta tres marcas 224 que están dispuestas cerca de la línea osteotómica 214.

La figura 9 representa una mandíbula 23 con una octava forma de realización de una línea osteotómica 213. Nuevamente, la línea osteotómica 213 presenta una forma rectangular periódica similar a la línea osteotómica 21 de la mandíbula 2 de la figura 1, a la línea osteotómica 218 de la mandíbula 28 de la figura 3, a la línea osteotómica 215 de la mandíbula 25 de la figura 6 y a la línea osteotómica 214 de la mandíbula 24 de la figura 8. La mandíbula 23 tiene diversos grupos de marcas en donde cada grupo es un ejemplo de una posible disposición de marcas de manera que se puedan monitorizar de una forma preferida. En un primer grupo, cinco marcas 223 están dispuestas en forma de una cruz en donde, en el extremo de la cruz, así como en la intersección, se proporciona una de las marcas 224. En un segundo grupo, cuatro marcas 233 están dispuestas en las esquinas de un cuadrado. En un tercer grupo, tres marcas 243 están dispuestas en las esquinas de un triángulo equilátero. En un cuarto grupo, tres marcas 253 están dispuestas en la esquina y en el extremo de dos tramos en ángulo. En un quinto grupo, dos marcas 263 están dispuestas dentro de un círculo. En un sexto grupo, diversas marcas 273 están dispuestas en puntos de hitos de la propia línea osteotómica 213, en donde estos puntos de hitos se posicionan, preferentemente, en lugares caracterizadores particulares de la línea osteotómica 213, por ejemplo en ángulos o similares.

En la figura 10 se representa una vista esquemática de una segunda forma de realización de un aparato de cirugía asistida por ordenador 19. El aparato 19 comprende un brazo robótico 119. En un extremo longitudinal del brazo robótico 119 está dispuesta una cabeza de láser 129, como instrumento quirúrgico, que es movable por el brazo robótico 119 en todos los grados de libertad. La cabeza de láser 129 tiene una fuente de láser 139, una óptica de enfoque y tres espejos 149 en calidad de redireccionador de haz. Un sistema de monitorización de la cabeza de láser 129 que presenta dos cámaras 199 está montado de forma fija en la cabeza de láser 129. La fuente de láser 139 proporciona un haz de láser 39 que es redireccionado por los espejos 149 y aplicado a lo largo de una línea osteotómica 213 generando un corte.

El uso de la cabeza de láser 129 y de los dos cámaras calibradas 199 permite determinar directamente las coordenadas tridimensionales de marcas aplicadas en o en torno a la línea osteotómica 213 o corte. En esta configuración, tres puntos o marcas reconocibles, y conocidos en su configuración tridimensional, son suficientes para determinar la posición relativa de la cabeza de láser 129 con respecto a la parte corporal.

La forma exacta de las marcas no es importante, siempre que las dos cámaras 199 puedan diferenciar un mínimo de tres marcas puntuales con su configuración tridimensional conocida. Estos puntos se pueden disponer tal como se ha mostrado anteriormente, por ejemplo, como las esquinas de un cuadrado, triángulo, cruz o el centro de una forma tal como un círculo/elipse, o incluso bordes del corte ya aplicado, o una combinación de los mismos. La posición tridimensional de estas marcas puntuales se debe determinar con las cámaras 199 y se almacena antes de cualquier cambio de posición relativo de la parte corporal y la cabeza de láser quirúrgica 129. Por lo tanto, se prefiere un patrón que provoque la cantidad mínima de daño en el tejido, con lo que la forma de realización preferida es tres pequeños puntos como marcas usando una configuración de dos cámaras o seis pequeños puntos en una configuración de una cámara tal como se muestra posteriormente. Usando adicionalmente como marca la esquina de la línea osteotómica 213 o del corte, es incluso posible trabajar con solamente dos puntos adicionales formados por láser.

En la puesta en práctica, un posible proceso de corte puede ser el siguiente: el robot se referencia con el paciente usando el sistema de seguimiento óptico. El brazo robótico 119 se mueve al hueso o parte del cuerpo objetivo y se detiene. Usando los espejos orientables 149 en la cabeza de láser 129, en el hueso se forman por láser (según se requiera) marcas o hitos artificiales (por ejemplo, puntos) usando el mismo láser que se usa para el proceso de corte aunque con una dosis de fotones muy baja para limitar el daño sobre el tejido. A continuación, usando los espejos orientables 149, la cabeza de láser 129 comienza a realizar el corte planificado a lo largo de la línea osteotómica 213. Observando continuamente los hitos con las cámaras 199, puede detectarse inmediatamente cualquier cambio posicional relativo de la parte corporal o brazo robótico 119. Cuando se detecta dicho cambio posicional, por ejemplo, la parte del cuerpo o el paciente se movió o el robot se desplazó manualmente, el haz de láser 39 se detiene inmediatamente. A continuación, usando información posicional de un dispositivo de seguimiento o por la observación de las marcas artificiales, el brazo robótico 119 se puede volver a posicionar nuevamente sobre la parte del cuerpo. Usando la información posicional de las marcas y las cámaras integradas 199, puede determinarse de forma precisa la postura relativa del haz de láser

39 con respecto a la parte del cuerpo del paciente. A continuación, todos los errores posicionales restantes pueden compensarse usando los espejos orientables 149 o usando el brazo robótico 119 dado que su control de posición relativa es suficientemente bueno. Una vez que se ha realizado el corte, el brazo robótico 119 se mueve a la siguiente ubicación, y aplica un patrón nuevo de marcas artificiales. Para cortes comparativamente largos, 5 podría ser que fuese necesario repetir este proceso múltiples veces, es decir, en la parte del cuerpo se forman por láser varios patrones en diferentes ubicaciones.

La figura 11 representa una vista esquemática de una tercera forma de realización de un aparato de cirugía asistida por ordenador 18. El aparato 18 comprende un brazo robótico 118 que está conectado de manera fija a una cabeza de láser 128, en calidad de instrumento quirúrgico, por uno de sus extremos longitudinales. La cabeza de láser 128 es móvil por medio del brazo robótico 118 en todos los grados de libertad. La cabeza de láser 128 tiene una fuente de láser 138, una óptica de enfoque y tres espejos 148 en calidad de redireccionador de haz. Un sistema de monitorización de la cabeza de láser 128 que presenta una cámara 198 está montado de manera fija en la cabeza de láser 128. La fuente de láser 138 proporciona un haz de láser 38 que es redireccionado por los espejos 148 y se aplica a lo largo de una línea osteotómica 212 generando un corte. 15

En la configuración simplificada de la figura 11, para la localización de las marcas se usa solamente una cámara 198. Si la cámara 198 y la cabeza de láser 128 están calibradas, la posición tridimensional de las marcas se puede determinar por triangulación directamente después de que las mismas se hayan aplicado o formado por láser en el hueso. Para que la cámara 198 determine su posición relativa con respecto a estas marcas, deben ser visibles por lo menos seis marcas puntuales, suponiendo superficies no planas. Esto está en contraposición con la configuración de dos cámaras, en la que se requieren solamente tres marcas visibles. 20

Aunque la invención se ha ilustrado y descrito con detalle en los dibujos y en la descripción anterior, dicha ilustración y dicha descripción deben considerarse ilustrativas o ejemplificativas, y no limitativas. Debe apreciarse que el experto en la materia puede introducir cambios y modificaciones dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones. En particular, la presente invención comprende otras formas de realización con cualquier combinación de características de las diferentes formas de realización descritas anteriormente y a continuación. Por ejemplo, es posible poner en práctica la invención en una forma de realización en la que: 25

- Una sonda de OCT se puede usar en cooperación con un espejo de exploración bidimensional para mapear al menos parte de la superficie visible de la parte del cuerpo en las proximidades en torno a la línea osteotómica o corte. A continuación, pueden usarse marcas naturales y/o artificiales visibles para determinar la posición relativa del instrumento quirúrgico o cabeza de láser con respecto a la parte del cuerpo. 35
- Para determinar la posición relativa de la cabeza de láser con respecto al hueso puede usarse una combinación de hitos naturales e hitos artificiales visibles mediante una imagen de cámara o en datos de OCT. 40

La invención también comprende la totalidad de 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 sus características se pueden excluir de la materia objeto de la invención o de la materia objeto dada a conocer. La exposición comprende materia objeto que consiste en las características definidas en las reivindicaciones o las formas de realización ejemplificativas, así como materia objeto que comprende dichas características. 45

Además, en las reivindicaciones el vocablo “comprender” 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 no se pueda usar de manera ventajosa una combinación de estas medidas. Los términos “esencialmente”, “en torno a”, “aproximadamente” y similares, en relación con un atributo o un valor en particular, también definen de manera exacta el atributo o de manera exacta el valor, respectivamente. 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. Ningún símbolo de referencia en las reivindicaciones debe considerarse como limitativo del alcance. 50 55

REIVINDICACIONES

1. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19), que comprende
- 5 un instrumento quirúrgico (12; 128; 129) que presenta un elemento de intervención para cortar tejido de una parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) de un paciente;
- una unidad de control (16) dispuesta para controlar una posición y orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) en relación con la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del
- 10 paciente con respecto a una línea osteotómica predefinida (21; 213; 214; 215; 216; 217; 218; 219) sobre la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente; y
- un dispositivo de seguimiento (14) dispuesto para realizar un seguimiento de una posición y orientación de la
- 15 parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente,
- caracterizado por que
- el instrumento quirúrgico (12; 128; 129) comprende un sistema de monitorización óptico (15; 198; 199) que está montado de manera fija en relación con el elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129), en el que el sistema de monitorización óptico (15; 198; 199) está dispuesto para detectar continuamente
- 20 unas posiciones de marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) aplicadas a la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente, y la unidad de control (16) está dispuesta para ajustar la posición y/u orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) cuando se detecta una desviación predefinida de las posiciones de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224).
- 25
2. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según la reivindicación 1, en el que la unidad de control (16) está dispuesta para calcular las posiciones esperadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) sobre la base de las posiciones de marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) aplicadas a la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente detectadas por el sistema de monitorización óptico (15; 198; 199), y en el
- 30 que estas posiciones detectadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) se utilizan para calcular la posición relativa del tejido con respecto al elemento de intervención.
3. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según la reivindicación 1 o 2, en el que la unidad de control (16) está dispuesta para calcular las posiciones esperadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) sobre la base de las posiciones previas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) y un movimiento del elemento de intervención en relación con la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29), en el que la
- 35 desviación predefinida de las posiciones de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) se detecta cuando las posiciones esperadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) difieren de las posiciones correspondientes de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) detectadas por el sistema de monitorización óptico (15; 198; 199).
- 40
4. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el instrumento quirúrgico (12; 128; 129) comprende un elemento de marcado (12; 128; 129) que está dispuesto para aplicar las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) a la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente durante una operación en la que la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del
- 45 paciente se corta a lo largo de la línea osteotómica (21; 213; 214; 215; 216; 217; 218; 219) por medio del elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129).
5. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además un brazo robótico (11; 118; 119), en el que el instrumento quirúrgico (12; 128; 129) está montado en el brazo robótico (11; 118; 119) y la unidad de control (16) está dispuesta para controlar un movimiento del brazo robótico (11; 118; 119) para controlar la posición y orientación del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) en relación con la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente.
- 50
6. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el elemento de intervención comprende una fuente de láser (138; 139).
7. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según la reivindicación 6, en el que el elemento de
- 60 intervención comprende una óptica de enfoque y un redireccionador de haz (148; 149).
8. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 7, en el que el elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) es idéntico al elemento de marcado del instrumento quirúrgico.

9. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema de monitorización óptico (15; 198; 199) del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) comprende por lo menos una cámara (15; 198; 199) y preferentemente dos cámaras (15; 198; 199).
- 5 10. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el dispositivo de seguimiento (14) comprende una cámara.
- 10 11. Aparato de cirugía asistida por ordenador (1; 18; 19) según las reivindicaciones 8 y 9, en el que dicha por lo menos una cámara (15; 198; 199) del sistema de monitorización óptico (15; 198; 199) del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) se ajusta para cubrir una zona de monitorización del tejido de la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente alrededor de un lugar en el que el elemento de intervención del instrumento quirúrgico actúa sobre la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente, la cámara del dispositivo de seguimiento (14) se ajusta para cubrir una zona de vista de conjunto de la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente, y la zona de monitorización es menor que la zona de vista de conjunto.
- 15 12. Procedimiento de corte de un tejido *in vitro* asistido por ordenador que comprende
- predefinir una línea osteotómica (21; 213; 214; 215; 216; 217; 218; 219) sobre el tejido;
- 20 controlar automáticamente, mediante una unidad de control (16), una posición y orientación de un elemento de intervención de un instrumento quirúrgico (12; 128; 129), de manera que el tejido se corta a lo largo de la línea osteotómica (21; 213; 214; 215; 216; 217; 218; 219); y
- realizar un seguimiento de una posición del tejido con un dispositivo de seguimiento (14);
- 25 caracterizado por que
- las posiciones de marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) aplicadas al tejido son detectadas continuamente por un sistema de monitorización óptico (15; 198; 199) que está montado de manera fija en
- 30 relación con el elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129), en el que la posición y/u orientación del elemento de intervención del instrumento quirúrgico (12; 128; 129) es ajustada por la unidad de control cuando se detecta una desviación predefinida de las posiciones de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224).
- 35 13. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que se calculan las posiciones esperadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) sobre la base de las posiciones de marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) aplicadas a la parte de cuerpo (2; 23; 24; 25; 26; 27; 28; 29) del paciente detectadas por el sistema de monitorización óptico (15; 198; 199), y en el que estas posiciones detectadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) se utilizan para calcular la posición relativa del tejido con respecto al elemento de intervención.
- 40 14. Procedimiento según la reivindicación 12 o 13, calculándose las posiciones esperadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) sobre la base de las posiciones previas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) y un movimiento del elemento de intervención en relación con la parte del cuerpo, y en el que la desviación predefinida de las posiciones de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) se detecta cuando las
- 45 posiciones esperadas de las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) difieren de las posiciones correspondientes de marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) detectadas por el sistema de monitorización óptico.
- 50 15. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 12 a 14, en el que las marcas (223, 233, 243, 253, 263, 273; 224) se aplican al tejido durante el corte del tejido a lo largo de la línea osteotómica (21; 213; 214; 215; 216; 217; 218; 219).

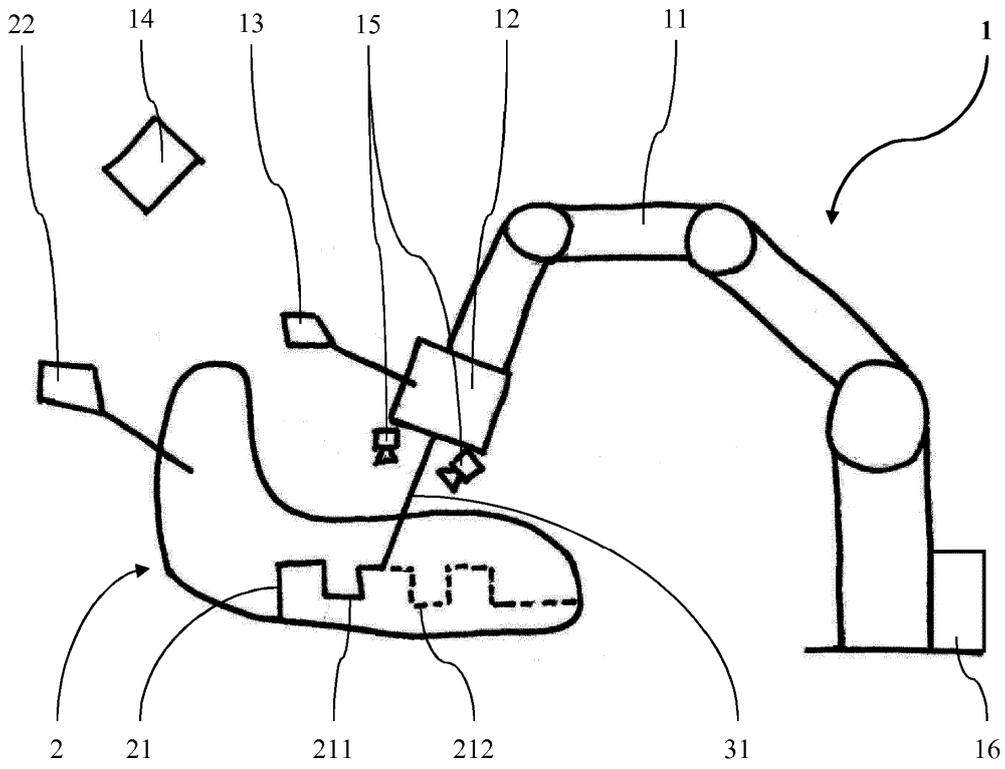


Fig. 1

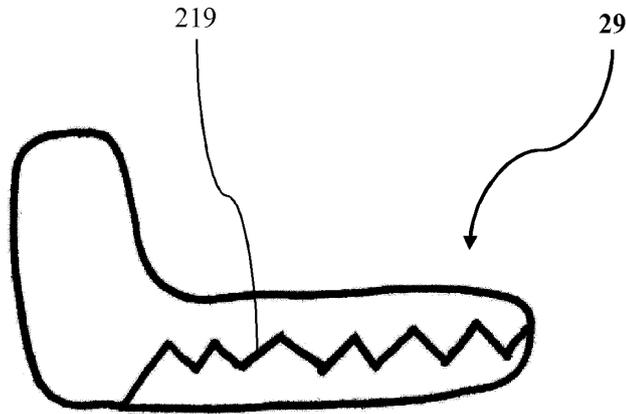


Fig. 2

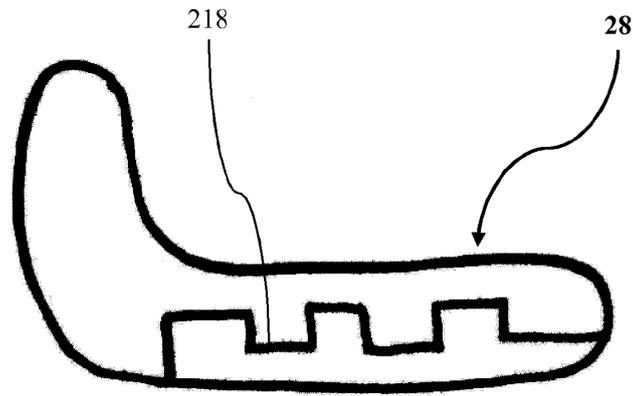


Fig. 3

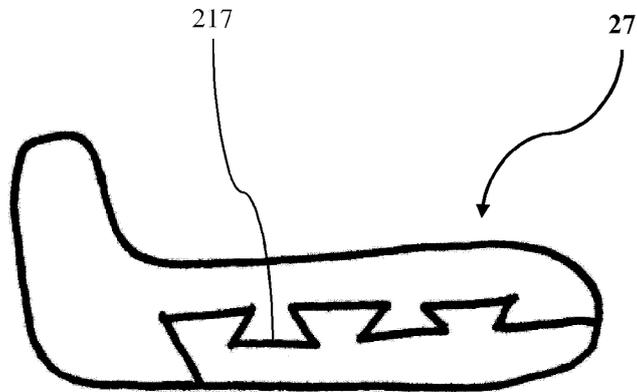


Fig. 4

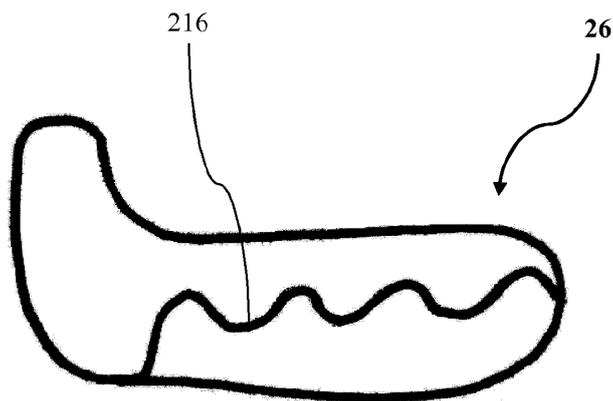


Fig. 5

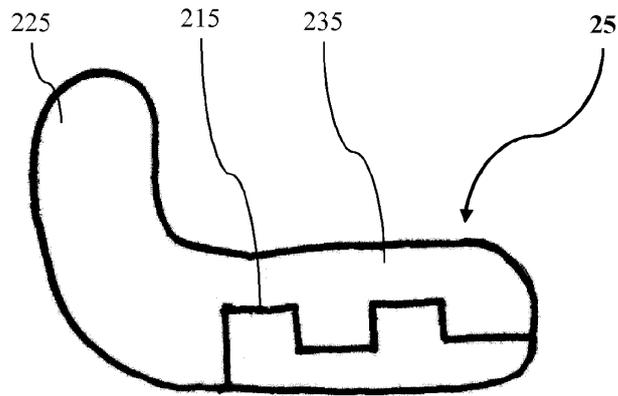


Fig. 6

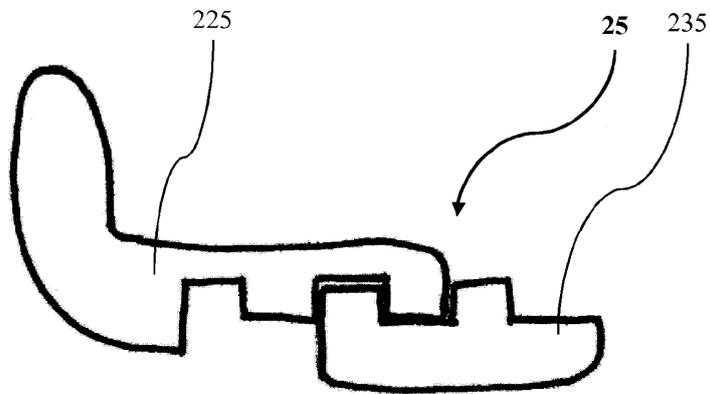


Fig. 7

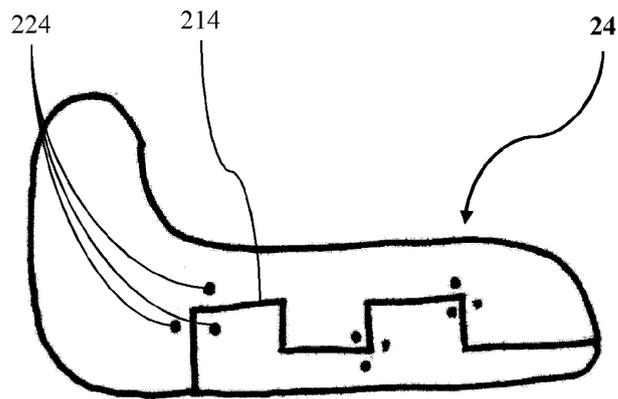


Fig. 8

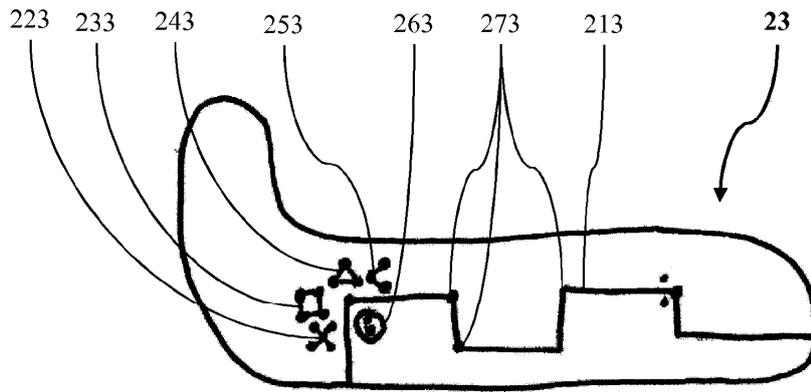


Fig. 9

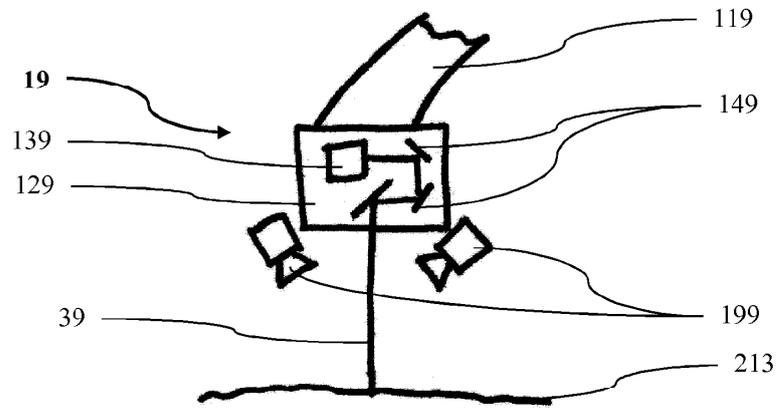


Fig. 10

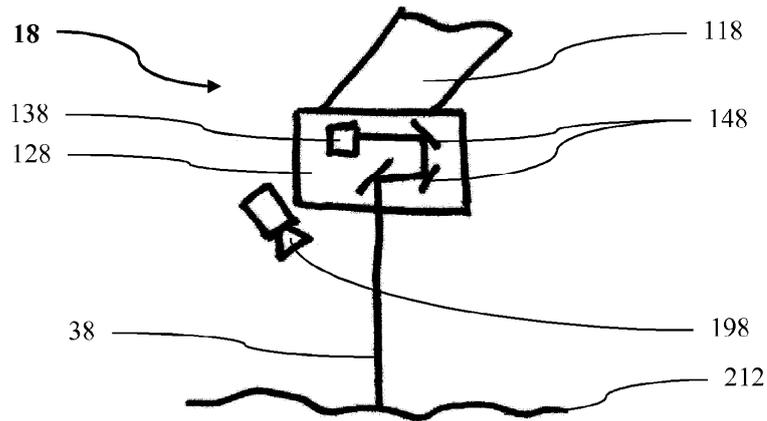


Fig. 11