

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 733 109**

51 Int. Cl.:

B21D 11/00 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

G06T 7/00 (2007.01)

G06T 17/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **24.04.2008 PCT/PT2008/000016**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.03.2009 WO09035358**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.04.2008 E 08741776 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.03.2019 EP 2200765**

54 Título: **Sistema para modelado/flexión automático y personalizado de prótesis quirúrgica para la corrección de tórax hundido basándose en información de imagen prequirúrgica**

30 Prioridad:
13.09.2007 PT 103823

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
27.11.2019

73 Titular/es:
**UNIVERSIDADE DO MINHO (100.0%)
Largo do Paço
4704-320 Braga, PT**

72 Inventor/es:
**MARTINS VILAÇA, JOÃO LUÍS ARAÚJO;
MARQUES PINHO, ANTÓNIO COSTA;
CORREIA PINTO, JORGE;
CRUZ FONSECA, JAIME FRANCISCO y
MAIA PEIXINHO, NUNO RICARDO**

74 Agente/Representante:
CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 733 109 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

Sistema para modelado/flexión automático y personalizado de prótesis quirúrgica para la corrección de tórax hundido basándose en información de imagen prequirúrgica.

Alcance de la invención

- 5 La presente invención se concibió para optimizar el modelado y flexión personalizado de prótesis torácicas a aplicar en la corrección de tórax hundido.

Estado de la técnica

10 El tórax hundido es una deformidad de la pared torácica que, en un alto porcentaje de casos, requiere corrección quirúrgica. La técnica quirúrgica clásica, designada como técnica de Ravitch se ha sustituido gradualmente, en la última década, para técnicas quirúrgicas que implican la colocación de una prótesis torácica convexa en posición subesternal, descrita inicialmente por Donald Nuss (US6024759). En pocas palabras, la técnica quirúrgica consiste en colocar prótesis torácicas en posición subesternal a través de incisiones cutáneas bilaterales en la pared torácica lateral (Nuss *et al*, J Pediatr Surg 1998). Esta técnica ha mostrado ser menos agresiva, más rápida de ejecutar y permite resultados estéticos mejores. Sin embargo, esta técnica estima la aplicación torácica de una prótesis que
15 tiene que modelarse/flexionarse según la morfología torácica de cada paciente. Esto se cumple siguiendo de manera operativa y manual la forma de un molde generado durante el procedimiento quirúrgico. Este procedimiento es lento, exigente para el equipo quirúrgico y deja imperfecciones, muchas veces, en la superficie de la prótesis. Las principales imperfecciones son la distribución de resistencia no uniforme de la prótesis en la zona de soporte (costillas), que están relacionadas con una incomodidad inicial, aumentando, por tanto, el tiempo de adaptación del
20 paciente a la prótesis. Por otro lado, un tercio del tiempo quirúrgico de la técnica de Nuss se dedica al modelado y la flexión de esta prótesis.

25 La presente invención minimiza los inconvenientes citados anteriormente. En el estudio preoperatorio de este tipo de pacientes, es habitual para realizar algunas otras exploraciones complementarias para llegar al diagnóstico, tales como una tomografía axial computarizada de la pared torácica. El equipo en el presente documento descrito permite, a base de la información de la tomografía axial computarizada torácica, seleccionar el tamaño, y modelar/plegar automáticamente de manera preoperatoria las prótesis torácicas a aplicar. Esto permite la aplicación de una prótesis personalizada que hace posible que la aplicación de las fuerzas en la zona de soporte de prótesis quirúrgica se distribuya uniformemente, atenuando, de ese modo, la incomodidad provocada inicialmente y acertando, por tanto, el periodo de adaptación a la misma. También se debe destacar el acortamiento significativo de la duración de la cirugía, y la posibilidad del paciente que tiene una perspectiva virtual del resultado postoperatorio previsto antes de la intervención quirúrgica.

35 El documento de técnica anterior US2005262911 da a conocer un sistema asistido por ordenador para el diseño sobre la marcha y la fabricación automática de implantes. Se refiere a una combinación de hardware de fabricación y sistema de diseño asistido por ordenador usado para una estructura deseada impuesta en un artículo para uso quirúrgico. Sin embargo, el documento de la técnica anterior no da a conocer un procedimiento para crear un molde virtual personalizado de la prótesis quirúrgica a aplicar en el paciente basándose en referencias anatomoquirúrgicas que permiten la simulación del resultado estético esperado preoperatorio de la pared torácica tras colocar la prótesis quirúrgica en el paciente, y flexionar la prótesis quirúrgica.

40 El uso de sistemas de formación de imágenes médicas para la consecución de modelos de referencia de prótesis se describe ya para casos particulares, por ejemplo: producción de prótesis biológica activa para la reconstrucción de tejido óseo (CA2561727); diseño y producción a medida de guía-herramienta quirúrgica para la implantación de prótesis óseas (US2005148843); consecución de configuración geométrica de prótesis de disco espinal (WO0180786). El sistema en el presente documento presentado destaca por la aplicación particular en modelado y flexión de prótesis para la corrección de tórax hundido y estableciendo un sistema completo e integrado de
45 modelado, la consecución de configuración geométrica personalizada, y el modelado y flexión preoperatorios apropiados para el equipo y el software específicos que pertenecen al propietario.

Sumario de la invención

50 La presente invención se refiere a un sistema de modelado y flexión de prótesis quirúrgicas usadas en la corrección de tórax hundido, que permite su personalización preoperatoria según la morfología torácica de cada paciente. El sistema permite, a base de la información de la tomografía axial computarizada torácica, la aplicación de una prótesis personalizada, que reduce la incomodidad inicial provocada por la prótesis y un periodo posterior de adaptación a la misma, permitiendo todavía la reducción de la duración de la cirugía, y ofreciendo al paciente una perspectiva virtual del resultado posoperatorio previsto.

Para el efecto, el sistema se constituye por:

- 55 - Simulación y modelado de prótesis quirúrgica, soportados en módulos de software, desarrollados específicamente para el efecto, que se ejecuta en un ordenador personal;

- Mando y control de la máquina, soportados en módulos de software que se ejecutan en un controlador;
- Un equipo que incluye componentes electrónicos y mecánicos, para la flexión de prótesis personalizada quirúrgica, a aplicar en el paciente.

5 Los módulos de software que se ejecutan en el ordenador personal tienen una interfaz fácil de utilizar para el usuario, principalmente un conjunto de menús que lo guían etapa por etapa hasta alcanzar el objetivo pretendido (el modelado de la prótesis quirúrgica y la simulación del resultado estético de su aplicación en el paciente). Después del procedimiento de modelado y simulación, esta aplicación genera un conjunto de puntos de control que se enviarán al controlador. Esto incluye módulos de software que permiten recibir los puntos de control enviados por la aplicación desde el ordenador personal y basándose en esta información da órdenes a y controla el equipo de una manera adaptativa en el procedimiento de flexión de prótesis quirúrgica.

10 **Breve descripción de los dibujos**

15 Muchos de los aspectos de la invención pueden entenderse mejor en relación con algunos dibujos sobre la misma. Los componentes en los dibujos no son necesariamente a escala, en su lugar, se hace hincapié en la ilustración clara de los principios de la presente invención. Los dibujos se incluyen con un carácter no limitativo, meramente con el objetivo de proporcionar un mejor entendimiento de la siguiente descripción:

la figura 1: Representa una perspectiva tridimensional general de una realización de la máquina para la flexión según la invención.

La figura 2: representa el esquema general de los diferentes módulos del sistema de modelado y flexión.

20 La figura 3: corresponde a una representación bidimensional detallada del cuerpo principal del equipo de modelado y flexión.

La figura 4: representa una perspectiva tridimensional detallada de la cabeza del equipo de modelado.

La figura 5: representa una perspectiva tridimensional del equipo para modelado y flexión de la prótesis quirúrgica.

La figura 6: representa el diagrama de bloques general del algoritmo de la aplicación de software desarrollada para el ordenador personal.

25 **Descripción detallada de la invención**

Ahora se describirá en detalle la presente invención, como un ejemplo no limitativo, por medio de una realización preferida, representada en los dibujos incluidos.

30 En referencia a las figuras, la realización preferida de la invención se describe donde el equipo se constituye por el siguiente conjunto de elementos básicos se describe en detalle: motores (1 y 2); cuerpo (3) principal de la máquina; cabeza (4) de la máquina; controlador (9) y ordenador (8) personal.

Comandos electromecánicos (véanse las figuras 1, 2 y 3) - el equipo tiene dos motores (1 y 2). Uno de ellos (1) se conecta al cuerpo (3) principal de la máquina y emprende la tarea de flexionar prótesis (6) quirúrgicas. El motor (2) se conecta a la cabeza (4) de la máquina y su función es ejecutar el avance de las prótesis referidas.

35 Cuerpo principal de la máquina (véanse las figuras 1, 3 y 4) - Esta es la parte del equipo en la que se desarrolla el gran esfuerzo de flexión, necesario para la flexión de prótesis (6) quirúrgicas. Para el efecto, el movimiento de pivotado del motor (1) se transforma en un movimiento de traslado, en la dirección radial (eje z) para adaptarse automáticamente a los requisitos de procedimiento de flexión. Eso se obtiene debido a un sistema de rampa/pistón (17 y 21).

40 La rampa (17), mediante un sistema (16) de rosca, conectada al motor (1) mediante una junta (15) universal, que depende del sentido de pivotado y la velocidad recibida, adquiere un movimiento de traslado de dos vías y acciona el pistón (21), en la dirección radial, eje z.

45 Todos los componentes de este mecanismo, sometidos a movimientos, se guían apropiadamente mediante sistemas de soporte de enrollado o deslizamiento (18,19,20 y 25) y pueden considerarse movimientos sin fricción o, si están presentes, pueden ignorarse, en el alcance de los esfuerzos implicados en el sistema. De este modo, se obtienen grandes esfuerzos, que se requieren en procedimientos de flexión de prótesis (6) quirúrgicas.

Se sigue considerando permisible el uso de mecanismos convencionales para este binomio de movimiento de pivotado/traslado tal como: vástago de conexión/árbol de cigüeñal; cierre de moldes; tornillos/tuercas y tabla lineal; entre otros. Además, hay un sistema de muelles (14) que garantiza el contacto permanente entre el pistón (21) y la rampa (17).

- 5 Para un control electrónico eficiente del equipo, los movimientos existentes en el cuerpo (3) de la máquina están en contacto permanente con el controlador (9), a través de sensores (5, 7, 12 y 13) eléctricos aquí integrados. Para el movimiento de traslado o arrastre de la prótesis (6) quirúrgica (eje x), el cuerpo principal del equipo (3) sostiene dos de los tres árboles requeridos para este movimiento (23 y 24), colocados estratégicamente tal como para permitir que la prótesis (6) quirúrgica se mueva sin interferir con las partes estáticas.
- 10 De esta manera, se impide el efecto de fricción entre las partes estáticas del cuerpo (3) y la cabeza (4) de la máquina con la prótesis (6) quirúrgica, cuando se somete al movimiento de traslado. Uno de ellos (23) se conecta al motor (2) de avance que impone por fricción el arrastre de la prótesis (6) quirúrgica (pivotado frente a movimiento de traslado). El otro árbol (24) se amortigua, lo que permite que cuando se retrae el pistón (21), la prótesis (6) quirúrgica se soporta exclusivamente en los tres filones y se arrastra fácilmente por el motor (2).
- 15 Por otro lado, el sistema de amortiguación de este árbol (24), permite un mejor soporte estático de la prótesis (6) quirúrgica cuando esta se somete al esfuerzo de flexión. El tercer árbol (28) se integra en la cabeza (4) de la máquina y solamente sirve como soporte necesario para el movimiento de traslado de la prótesis (6) quirúrgica.
- 20 El material de la prótesis (6) quirúrgica obedece los principios mecánicos del material, que identifica dos comportamientos de deformación concretamente: deformación por tracción y deformación plástica o permanente. La primera (por tracción) se refiere a la deformación que se recupera y la segunda (plástica) se refiere a la deformación irre recuperable, que significa que se adquiere la deformación (o flexión) definitivamente, en un punto determinado, para la prótesis (6) quirúrgica tras el retroceso del pistón (21).
- 25 En el presente documento reside otro objetivo principal de la presente patente, eso es si el comportamiento de material en procesamiento mecánico no se reconoce previamente, ni será posible (puesto que, según el estado de la técnica, el comportamiento de material está intrínsecamente asociado con un conjunto de parámetros metalúrgicos y físicos/mecánicos que son responsables del hecho de que, en una misma cantidad del mismo material hipotético, el comportamiento mecánico es diferente, siendo, por tanto, necesario que el sistema reconozca en cada instante y de un modo que puede adaptarse, la deformación permanente a la que se sometió la prótesis (6) quirúrgica.
- 30 Los materiales usados en la fabricación de esta parte del equipo son compatibles con el material a procesar (prótesis (6) quirúrgica). Los motores (1 y 2) y la cabeza (4) de la máquina también se unen al cuerpo (3) principal de la máquina.
- 35 Cabeza de la máquina (véanse las figuras 1,2 y 4) - la tarea asignada a esta parte del equipo es esclarecedora en lo que se refiere a su funcionalidad, esto es, es en esta parte en la que la flexión de prótesis (6) quirúrgica se procesa mecánicamente. En el presente documento, la prótesis (6) quirúrgica se introduce en un canal (27), específicamente abierto para el efecto, que por medio del movimiento del motor (2), desplaza la prótesis (6) quirúrgica en la dirección X (véase la figura 1), hacia la posición definida previamente por el controlador (9).
- 40 Tras el posicionamiento automático de la prótesis (6) quirúrgica, el controlador (9) hace que el pistón (21) avance, a través del motor (1), en la dirección perpendicular al eje de prótesis (6) quirúrgica (eje z) que, de este modo, flexiona la prótesis (6) quirúrgica. Para este efecto, se proporciona un pasador (26) unido a la cabeza de la máquina, lo que restringe el movimiento de la prótesis (6) quirúrgica en la dirección del eje z.
- 45 Asimismo, y en el extremo (21) de pistón, hay un pasador (22), fabricado con un material que es compatible con el material de la prótesis (6) quirúrgica, el cual facilita su flexión. La precisión requerida para la flexión es alta. Esto se obtuvo mediante el control en tiempo real del comportamiento del material, lo que significa que se integró un sensor (5) de desplazamiento en la cabeza (4) de la máquina que controla en tiempo real mediante una aplicación de software, específicamente desarrollada para el efecto, el comportamiento mecánico del material mencionado en el punto previo. Por tanto, es posible identificar la deformación por parcelas de tracción (recuperables) y parcelas de deformación permanente (de flexión).
- 50 Tal aplicación de software se basa en un algoritmo que se divide en dos partes. La primera parte del algoritmo se ejecuta en el primer punto de flexión de la prótesis (6) quirúrgica, y se caracteriza por la determinación del valor correspondiente a la deformación plástica del material. Este valor se obtiene mediante ciclos de sucesivos avances (incremental) y retrocesos (total) del pistón (21), hacia la prótesis (6) quirúrgica. El estado de detención del ciclo se da cuando el sensor (5) de desplazamiento detecta una deformación permanente en la prótesis (6) quirúrgica en el momento en que se retrae el pistón. La segunda parte del algoritmo se aplica en cada punto de flexión de la prótesis (6) quirúrgica, y se compone por dos iteraciones. Cada iteración consiste en un movimiento de avance y un movimiento de retroceso del pistón (21). Para la primera iteración el valor de avance del pistón (21) se da mediante la suma de cada valor de punto de flexión al valor de deformación plástica, calculado previamente, a menos de una constante (factor de retorno, obtenido de manera experimental). El uso de un valor de deformación plástica inferior al calculado está relacionado con el hecho de que el material obedece a una ley de tensión/deformación que no es lineal. Para la segunda iteración, el valor de avance del pistón (21) se obtiene de una manera ponderada entre los valores de avance de la primera iteración y los valores de flexión requeridos y efectivos, tras el movimiento de retroceso del pistón (21) en la primera iteración. Los materiales usados en la producción de esta parte del equipo son compatibles con el material a procesar.
- 55

Controlador (véanse las figuras 2 y 5) – La figura 2 presenta un esquema general de los diferentes bloques constituyentes del equipo, donde un ordenador (8) personal surge para una interfaz con el usuario (8). Esto permite que el usuario introduzca los datos que se refieren a la información de la tomografía axial computarizada torácica (imágenes médicas) del paciente, y conseguir, mediante el software, una representación en 3D del perfil y la dimensión de la prótesis (6) quirúrgica, la localización y la orientación para colocar la prótesis en el espacio intercostal y realizar una simulación del efecto estético de la aplicación de la prótesis.

A partir de la información obtenida a partir del perfil y la dimensión de la prótesis conformada virtualmente, el software desarrollado envía a través del protocolo de propietario un conjunto de puntos de control para el controlador (9) citado. Este controlador es responsable del siguiente conjunto de funcionalidades: interpretación y traslado de los puntos de control enviados por el ordenador (8) personal; sincronización y control de los ejes xx y zz del equipo; validación de las condiciones de seguridad física del mismo. Para la comunicación entre el ordenador (8) personal y el controlador (9), se implementó un protocolo de comunicación que tiene el protocolo TCP/IP (*Transfer Protocol Control/Internet Protocol*) como su base, donde se establece una conexión de enchufe entre el ordenador (8) personal y el controlador (9). En las últimas, se desarrolló una capa de aplicación que define un conjunto de servicios tales como el formato de mensaje, el código de corrección de error y la confirmación de una recepción satisfactoria de los mensajes. Estos mensajes son de dos tipos: estado y carga de datos o información. El primero da información relacionada con el estado de los dos interlocutores (ocupados o libres). El segundo envía información relacionada con los puntos de control desde el ordenador (8) personal hasta el controlador (9). Por tanto, por ejemplo, cuando el usuario pide al software residente del ordenador (8) que accione la flexión de la prótesis (6) quirúrgica, se envía un mensaje al controlador (9) que informa de que los procedimientos de flexión están a punto de iniciarse. El controlador (9) puede responder de dos modos: que está libre para iniciar el procedimiento o que está ocupado. En el primer caso, el software residente del ordenador (8) personal inicia la transmisión de datos al controlador (9) (puntos de control); en el segundo caso, el software envía un mensaje al usuario, que informa de que el controlador (9) está ocupado y le pide que lo vuelva a intentar más tarde. El uso de este protocolo permite el funcionamiento en remoto del equipo, permitiendo su uso a través de la red.

Los ejes de equipo (direcciones de movimiento/deformación de la prótesis (6) quirúrgica) se controlan de dos modos diferentes. El eje xx se constituye por el motor (2) que lo dota de movimiento y cuyo filón se conecta a un "codificador" (7). Este último se conecta a las entradas rápidas del controlador (9). El motor (2) se acciona por un accionador (10) de potencia que está dirigido por el controlador (9), a través de una carta de salidas digitales, cerrando, por tanto, el ciclo de control. El movimiento a través del eje zz se establece por un motor (1) que lo dota de movimiento y un sensor (5) de desplazamiento. Este último se conecta al controlador (9) a través de entradas de límite analógicas que permiten la lectura de la deformación efectiva de la prótesis (6) quirúrgica en el procedimiento de flexión. El motor (1) se establece en movimiento a través de un divisor (11) de potencia, que se dirige a través del controlador (9), por medio de una carta de salidas digitales. El ciclo de control implementado en el presente documento confiere al sistema un control de calidad de la prótesis flexionada.

Para asegurar la seguridad de los elementos de la máquina, el eje zz se protege mediante dos sensores (12 y 13) de movimiento, que funcionan como límites de fin de recorrido, funcionando también el sensor (13) como un sensor de posición inicial. Estos sensores (12, 13) están conectados al controlador (9), por medio de una carta de entradas digitales.

La detección de la prótesis por el equipo se da mediante la lectura del sensor (5), y el ajuste de la misma para la posición inicial se hace automáticamente, usando para un control de este tipo una red hecha por el motor (2), el controlador (9) y cerrada por el sensor (5).

Ordenador personal (véase la figura 2 y 6) - La interfaz entre el equipo y el usuario se hace mediante una aplicación de software que se ejecuta en un ordenador (8) personal. Este tiene una interfaz agradable que comprende un conjunto de menús que guían al usuario etapa por etapa para alcanzar el objetivo pretendido.

En esta aplicación de software se usaron varias técnicas de procesamiento de imágenes en 2D y 3D, de las que se explican a grandes rasgos las siguientes dos: segmentación en 2D, que permite separar diferentes estructuras basándose en diferencias de color en los puntos que son parte de imágenes de tomografía axial computarizada torácica; segmentación en 3D, que permite separar diferentes estructuras basándose en la posición espacial de los puntos que son parte de la imagen y en la identificación de referencias anatómicas (plano frontal y línea medioaxilar). Dentro de este alcance, la aplicación de software permite la simulación preoperatoria en 3D gráfica del resultado estético esperado de la pared torácica tras la colocación de la prótesis (6) quirúrgica en el paciente. En la fase preoperatoria, los puntos que representan la estructura de piel se usan para reconstruir el modelo tridimensional de la pared torácica. Este modelo se representa como superficies con una orientación normal. Características tales como el punto de colocación de barra (obtenido a partir del punto de mayor desviación del esternón), factor de corrección del esternón (obtenido a partir del punto más anterior de costillas en la zona límite) y factor de estabilización del esternón (correspondiente al desplazamiento del esternón tras la retirada de la barra) se usan para recalcular la posición de cada punto asociado a las superficies que representan la piel afectada por la corrección de la malformación. Los puntos de piel asociados directamente a la posición espacial del esternón se ven directamente afectados por el factor de corrección del esternón. Los puntos vecinos, en el presente documento denominados

tórax vecino, se ven afectados por una distribución Gaussiana matricial. Este software de aplicación tiene el siguiente conjunto de características:

- Lectura de archivos neutrales usados universalmente en la formación de imágenes médicas tal como los que resultan de sistemas de tomografía axial computarizada y resonancia magnética;
- 5
- Identificación, basándose en técnicas de procesamiento de imagen en 2D, de los puntos relevantes correspondientes a la estructura ósea y los que representan la estructura de piel;
 - Conversión de imágenes en 2D en imágenes en 3D basándose en técnicas de procesamiento de imágenes convencionales;
- 10
- Identificación, basándose en técnicas de procesamiento de imágenes en 3D implementadas a través de algoritmos del propietario, de las siguientes cuatro estructuras: puntos correspondientes a las costillas, posteriores al plano frontal que incluye la línea medioaxilar; puntos correspondientes a las costillas derechas anteriores al plano frontal que incluye la línea medioaxilar; puntos correspondientes a las costillas izquierdas anteriores al plano frontal que incluye la línea medioaxilar; puntos correspondientes al esternón;
 - Detección automática del punto de mayor desviación del esternón;
- 15
- Definición del espacio intercostal; puntos de esternón; costillas izquierdas y derechas interiores con respecto al marco límite, con la base inferior que se asienta en el plano que corresponde al punto de mayor desviación del esternón, y con la base superior que se asienta sobre un plano paralelo al plano anterior y en una distancia igual a la anchura de la prótesis (6) quirúrgica;
- 20
- corrección automática de la elevación de esternón a una posición predicha, dada por el factor de corrección del esternón;
 - posibilidad para el usuario de cambiar fácilmente, de manera manual, la posición predicha del esternón;
 - selección de la prótesis (6) quirúrgica más adecuada a aplicar en el paciente desde tamaños estándares, basándose en la posición definida por el esternón;
- 25
- situar y visualizar la prótesis quirúrgica virtual modelada a partir de la información determinada previamente: punto de mayor desviación y posición final del esternón,
 - visualización/simulación en 3D del posible resultado a obtener con la colocación de la prótesis (6) quirúrgica;
 - generación/selección automática de los puntos de control a enviar al controlador (9) para flexión posterior de la prótesis (6) quirúrgica;
 - envío de puntos de control al controlador (9) usando el protocolo de propietario.
- 30
- Las aplicaciones del software del ordenador (8) personal y el controlador (9) se desarrollaron específicamente para su modelado y sistema de flexión de prótesis quirúrgica usados en la corrección de tórax hundido.
- Debe de quedar claro que sistema de modelado y flexión automático de prótesis personalizada (6) quirúrgica para la corrección de tórax hundido basándose en información de imagen prequirúrgica descrito previamente es meramente un posible ejemplo de implementación establecido para un entendimiento claro de los principios de la invención.
- 35
- Pueden hacerse variaciones y modificaciones a la realización descrita previamente. Todas estas modificaciones y variaciones deben incluirse en el objeto del alcance de la presente invención y protegerse por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para modelado y flexión prequirúrgicos, automáticos y personalizados de una prótesis (6) quirúrgica para su uso en la corrección de tórax hundido que comprende las siguientes etapas:
- 5 a) segmentar a partir de imágenes médicas en 3D de un paciente las estructuras que comprenden las costillas y el esternón basándose en referencias anatomoquirúrgicas;
- b) detectar automáticamente el punto de mayor desviación del esternón basándose en coordenadas en 3D de los puntos desde el esternón;
- 10 c) definir el marco límite donde se ubica el espacio intercostal: definiendo un plano que incluye el punto de mayor desviación del esternón y es perpendicular al esternón; creando un prisma rectangular con una de las bases que hace tope en el plano definido y que tiene una altura igual a la anchura de la prótesis (6); definiendo el espacio intercostal mediante los puntos de las costillas interior al prisma rectangular;
- d) corrección automática de la elevación de esternón hasta una posición predicha para la corrección de tórax hundido, dada por el factor de corrección del esternón obtenido a partir del punto más anterior de las costillas que pertenecen al espacio intercostal, teniendo esta posición la posibilidad de una modificación manual más adelante por el usuario;
- 15 e) modelado virtual y personalizado de la prótesis (6) quirúrgica y selección del tamaño convencional más apropiado de la prótesis que va a aplicarse en el paciente, basándose en la posición definida por el esternón;
- f) situar y visualizar la prótesis quirúrgica virtual modelada a partir del punto de mayor desviación y posición final del esternón;
- 20 g) simulación gráfica del resultado estético esperado preoperatorio de la pared torácica tras la colocación de la prótesis (6) quirúrgica en el paciente;
- h) flexión de la prótesis (6) quirúrgica, según el modelo virtual, con monitorización en tiempo real y control del comportamiento mecánico del material de la prótesis (6) quirúrgica.
- 25 2. Procedimiento, según la reivindicación anterior, en el que la segmentación a partir de las imágenes en 3D de la estructura de costillas y la estructura de esternón comprende las siguientes etapas:
- a) identificar el plano frontal, incluyendo la línea medioaxilar, que limita la posición anterior de las costillas y por consiguiente el punto inicial y final de la prótesis (6);
- b) identificar el plano medio que, basándose en límites determinados experimentalmente en la izquierda y en la derecha del plano respectivo, permite la separación del esternón desde las costillas.
- 30 3. Procedimiento, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la simulación prequirúrgica gráfica del resultado estético esperado de la pared torácica, tras la colocación de la prótesis (6) quirúrgica en el paciente, se obtiene a partir de información en el punto de colocación de barra obtenido a partir de:
- i) el punto de mayor desviación del esternón;
- ii) el factor de corrección del esternón dado por el punto más anterior de las costillas presente en el marco límite;
- 35 iii) y por el factor de estabilización del esternón que corresponde al desplazamiento del esternón tras retirar la barra.

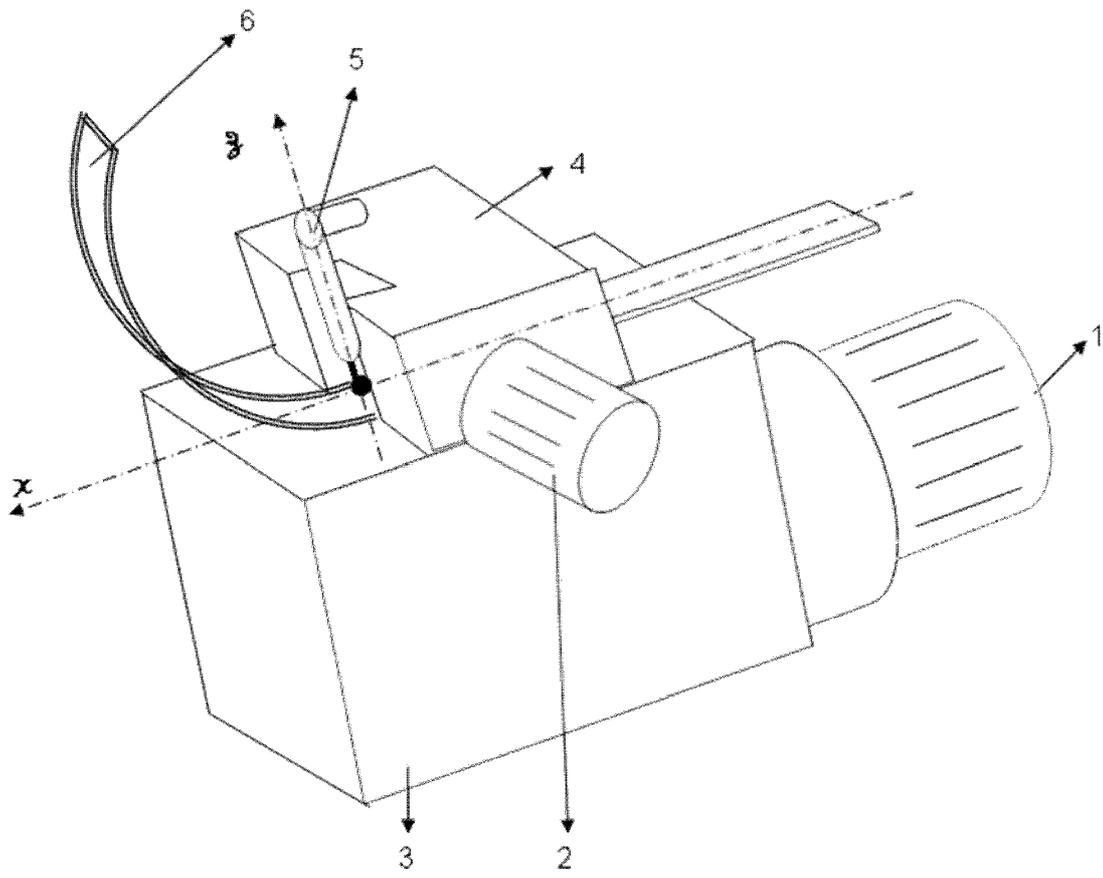


Fig. 1

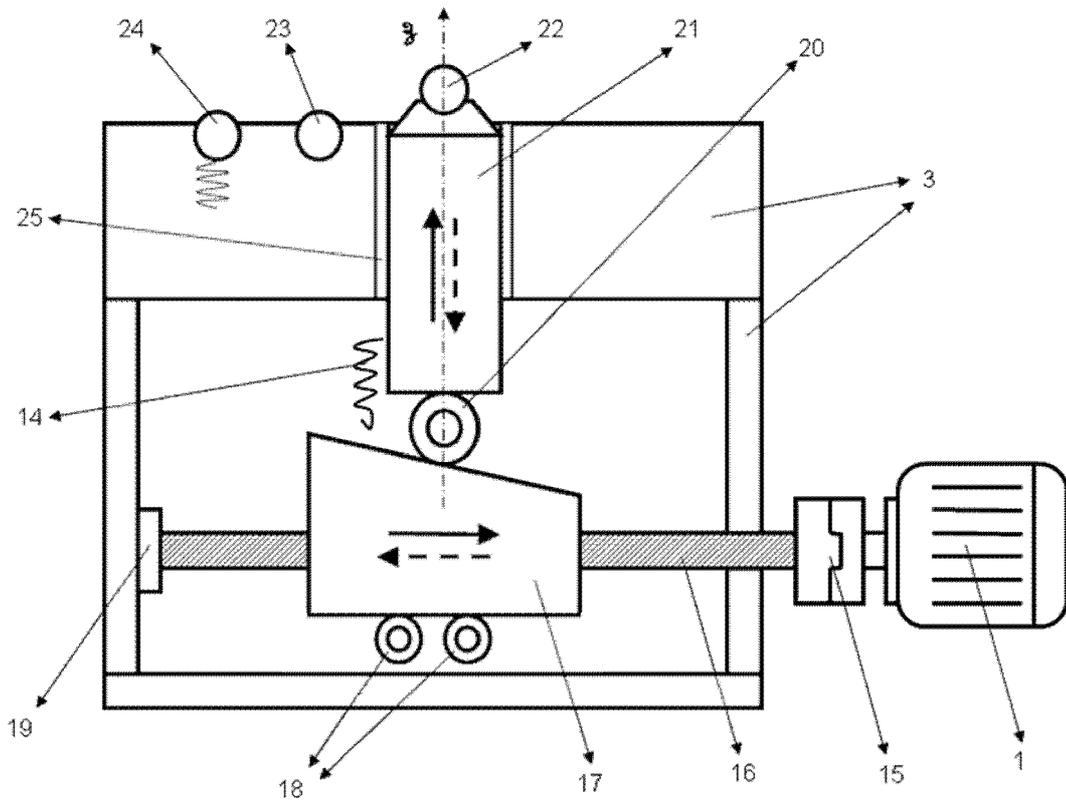


Fig. 3

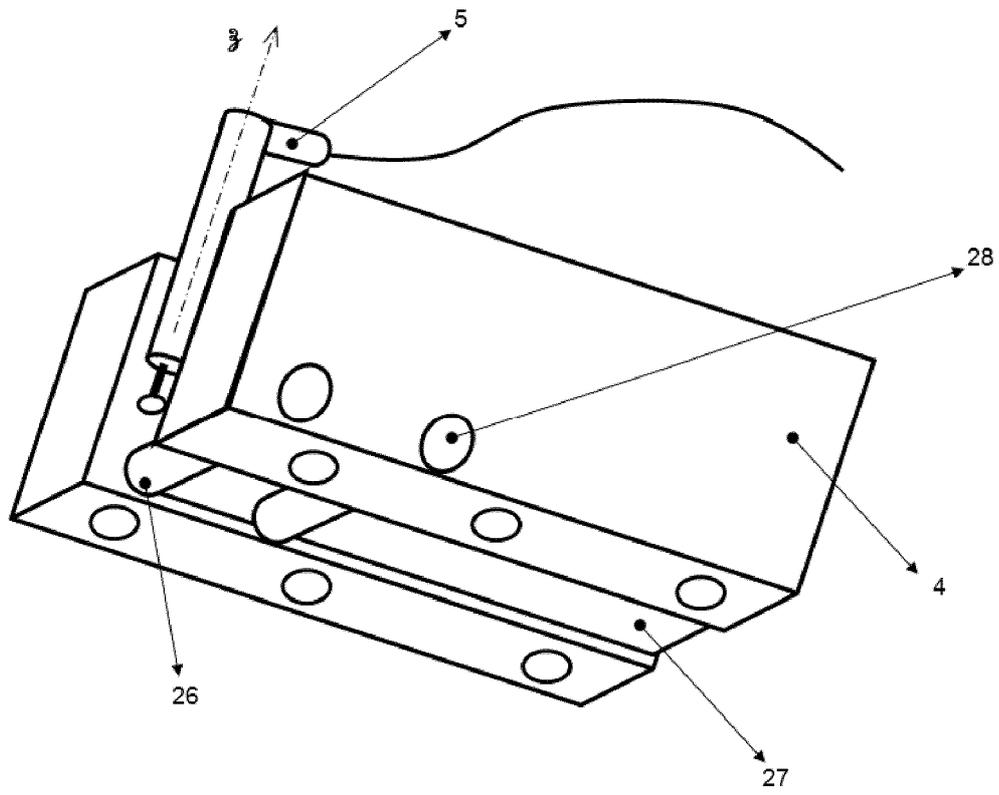


Fig. 4

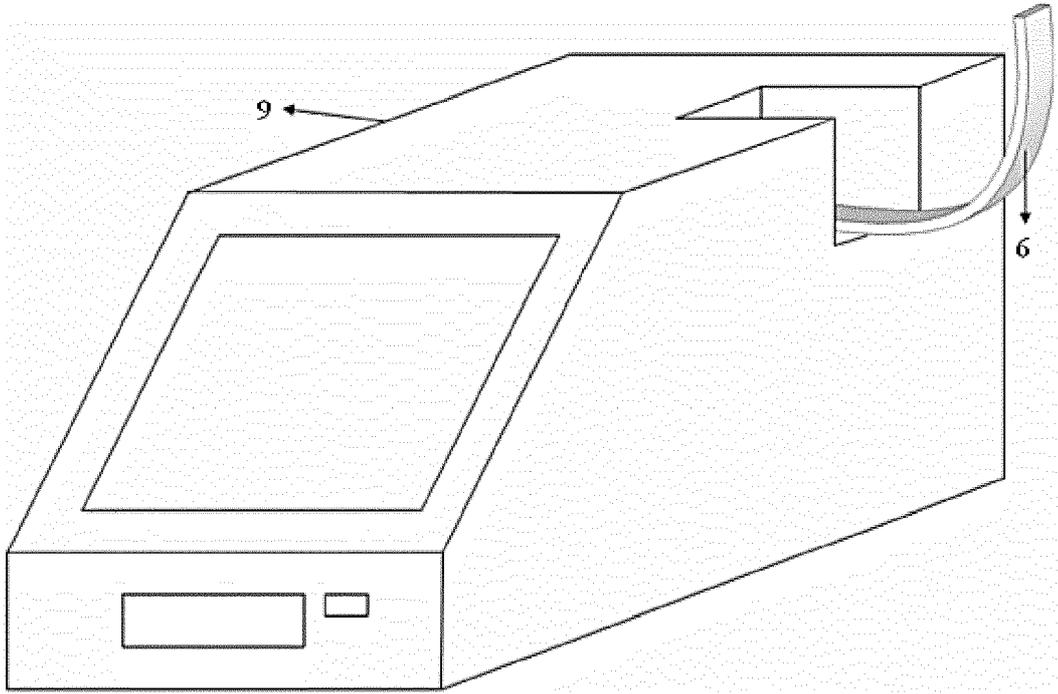


Fig. 5

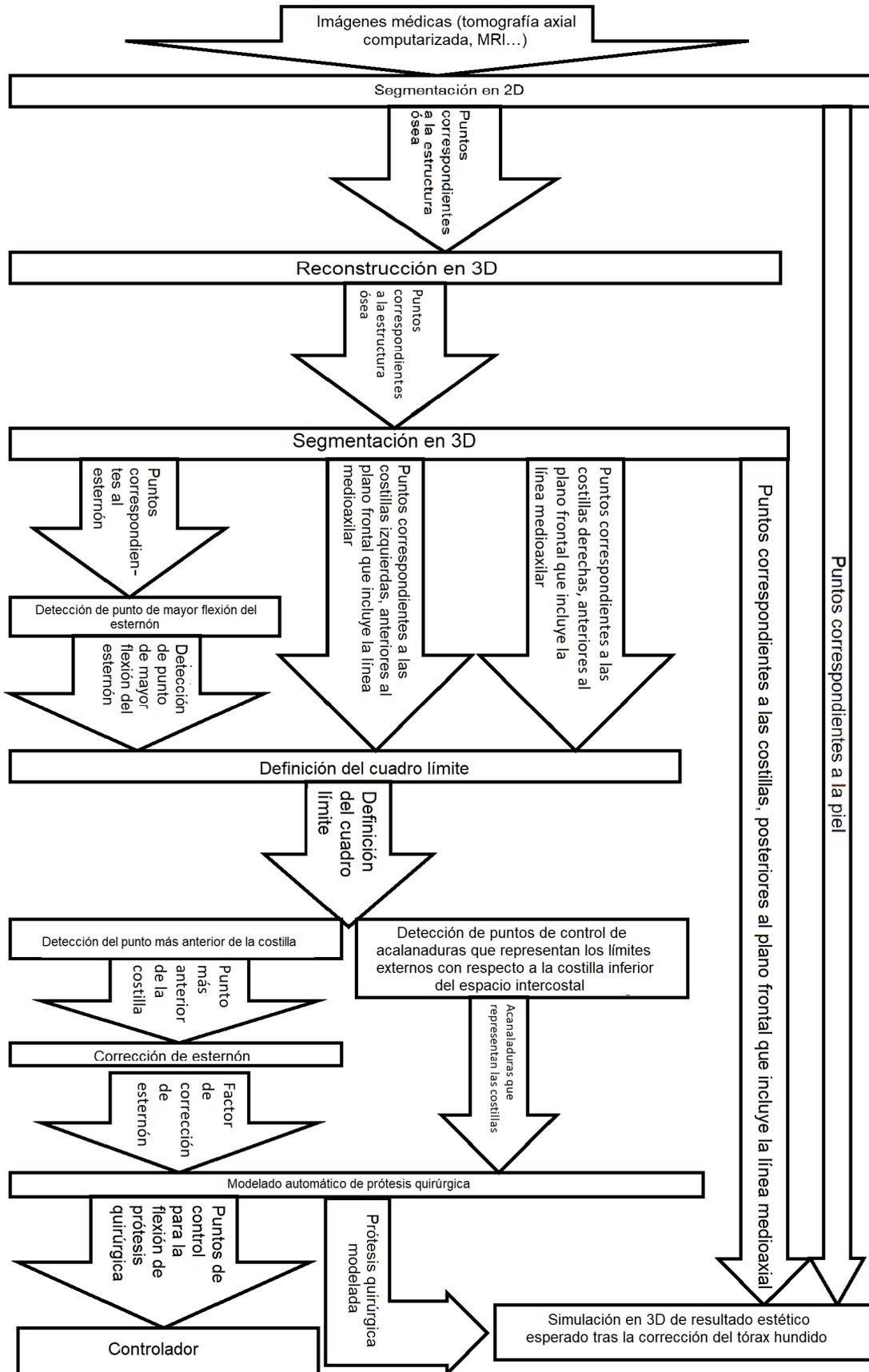


Fig. 6