



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 317 989**

⑤1 Int. Cl.:
A61B 17/64 (2006.01)

⑫

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑨6 Número de solicitud europea: **02701426 .5**

⑨6 Fecha de presentación : **27.02.2002**

⑨7 Número de publicación de la solicitud: **1372500**

⑨7 Fecha de publicación de la solicitud: **02.01.2004**

⑤4 Título: **Dispositivo para el control de carga de una articulación móvil, fijado al hueso.**

③0 Prioridad: **28.03.2001 GB 0107708**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.05.2009

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.05.2009

⑦3 Titular/es: **Moximed, Inc.**
2570 W. El Camino Real, Suite 310
Mountain View, California 94040, US

⑦2 Inventor/es: **Draper, Edward**

⑦4 Agente: **Zea Checa, Bernabé**

ES 2 317 989 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

Dispositivo para el control de carga de una articulación móvil, fijado al hueso.

5 La presente invención se refiere a dispositivos para limitar o controlar el movimiento o niveles de carga en articulaciones del cuerpo humano o animal.

El cuerpo humano o animal utiliza un cartílago articular para recubrir muchas de sus articulaciones. Este tejido tolera niveles de compresión relativamente altos a la vez que presenta un bajo coeficiente de rozamiento -aproximadamente el de hielo mojado sobre hielo mojado.

10 El hueso, sobre el cual se sostiene el cartílago, es más rígido y más fuerte. Lejos de las articulaciones, el hueso normalmente se forma en largos cuerpos tubulares de pared gruesa. Sin embargo, bajo el cartílago de las articulaciones, el hueso forma una malla tridimensional del denominado hueso "esponjoso". El hueso esponjoso es más flexible que el resto de la estructura ósea y ayuda a distribuir la carga que experimenta el cartílago, reduciendo de este modo los puntos de esfuerzo máximo en el cartílago.

Tanto el cartílago como el hueso son tejidos vivos que responden y se adaptan a las cargas que experimentan. Existe una prueba contundente de que las cargas que experimentan las superficies de unión pueden clasificarse en cuatro regiones o "zonas de carga".

1. Zona por debajo del nivel de carga

Si una superficie de unión permanece descargada durante intervalos de tiempo apreciables el cartílago tiende a ablandarse y debilitarse.

2. Zona sana

Las superficies de unión pueden durar por lo menos una vida y si experimentan niveles sanos de carga pueden considerarse que duran con eficacia de manera indefinida.

3. Zonas tolerantes

Al igual que con materiales de ingeniería que experimentan cargas estructurales, tanto el hueso como el cartílago empiezan a mostrar señales de fallo en cargas que se encuentran por debajo de su resistencia máxima. Sin embargo, a diferencia de los materiales de ingeniería, el cartílago y el hueso tienen cierta capacidad para repararse por sí mismos, si bien el hueso más. Existen niveles de carga que producirán problemas microestructurales y activarán los procesos de reparación. El cuerpo puede tolerar estos niveles de carga siempre y cuando tenga tiempo de recuperarse.

4. Zonas sobrecargadas

Se alcanza un nivel de carga en el que el esqueleto falla catastróficamente. Si el nivel de carga en una superficie de articulación alcanza este nivel incluso una vez entonces existirán graves consecuencias.

Una de las principales consecuencias de una carga excesiva es la osteoartritis. Esta carga podría provenir de una única sobrecarga en la zona sobrecargada o bien de carga dentro de la zona tolerante con demasiada frecuencia.

La imagen de una carga de articulación segura es más complicada por la serie de eventos que se producen durante el comienzo de la osteoartritis. Estos eventos incluyen la rotura del cartílago, y una esclerosis "ósea" en la cual el hueso se vuelve más denso y más rígido. Esto significa que el nivel máximo de carga que puede considerarse sano o tolerado desciende casi con toda seguridad a niveles por debajo del que se experimenta al caminar o en reposo.

Los injertos recién implantados o estructuras de ingeniería tisular también tendrán unos límites de tolerancia inferiores mientras se establecen dentro de la articulación.

De hecho, el tratamiento de la osteoartritis y otras afecciones se ve seriamente dificultado cuando el cirujano no es capaz de controlar y prescribir los niveles de carga de la articulación. Además, investigaciones sobre la curación de los huesos han demostrado que una cierta estimulación mecánica puede mejorar la respuesta de la curación y es probable que el régimen óptimo para un injerto o estructura de cartílago/hueso suponga distintos niveles de carga en el tiempo, por ejemplo, durante un programa de tratamiento concreto.

Existe la necesidad de un dispositivo que facilite el control de la carga en una articulación que experimente un tratamiento o terapia, permita el uso de la articulación dentro de la zona de carga sana, o incluso dentro de zonas de carga sanas y tolerantes, durante el episodio de tratamiento.

Existe la necesidad adicional de un dispositivo que preferiblemente proporcione dicho control a la vez que permita una movilidad total, o relativamente total, de un paciente que experimenta el tratamiento.

ES 2 317 989 T3

Dichos dispositivos serían particularmente deseables durante el tratamiento temprano de, por ejemplo, una articulación osteoartrítica. Bajo un régimen de tratamiento apropiado proporcionando una carga controlada, el estado de la articulación puede mejorar, posiblemente recuperándose completamente.

5 En la técnica anterior, los regímenes y dispositivos de control de carga existentes para el uso en tratamiento o terapia de articulaciones incluyen lo siguiente.

10 a) El reposo o aislamiento de una articulación es posible pero, tal como se ha indicado anteriormente, las consecuencias a largo plazo de no aplicar ninguna carga o mantener substancialmente la articulación en la zona con un nivel de carga inferior no son buenas.

15 b) Se ha intentado el movimiento pasivo de una articulación con cierto éxito. Durante este tratamiento, el movimiento se aplica a la articulación por medio de un dispositivo externo mientras la articulación queda apoyada. Sin embargo, esto no da la oportunidad de variar los niveles de carga en la articulación, por ejemplo, para trabajar la articulación dentro de la zona sana para esa articulación en cualquier etapa dada del programa del tratamiento.

20 c) Hace tiempo que se ha utilizado la tracción a través de una articulación para contrarrestar las cargas de compresión que normalmente experimenta la articulación. Esto se realiza en reposo o bien utilizando un fijador externo. Existen fijadores que no sólo aplican tracción, sino que también tienen simples bisagras para permitir un cierto movimiento de la articulación.

25 d) Se han utilizado aparatos ortopédicos externos para aplicar un momento flexor a través de la articulación y a 90° respecto al movimiento para desplazar el centro de la presión de una parte de la articulación a otra. Sin embargo, como que estos aparatos ortopédicos no se acoplan directamente al esqueleto, el control de las cargas aplicadas es bajo.

30 EP0953317 en la cual se basa el preámbulo de la reivindicación 1, se refiere a un dispositivo de implante esquelético que consiste en un primer y un segundo componente extremo conectados a unos anclajes óseos y equipados con un elemento deformable. Un componente intermedio proporciona un movimiento no rectilíneo, especialmente un giro, entre los anclajes cuando se acciona el elemento deformable.

35 WO9619944 se refiere a un dispositivo de soporte de articulaciones compuesto por dos elementos fundamentales, un dispositivo de medición que permite el registro continuo de seis parámetros que describen completamente el movimiento relativo entre sus extremos, y un fijador de la articulación, ambos dispuestos en cada uno de sus receptáculos de referencia.

De acuerdo con un aspecto, la presente invención dispone un aparato según la reivindicación 1.

40 Las realizaciones de la presente invención se describirán ahora a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales:

La figura 1 muestra una vista en perspectiva de un fijador para controlar cargas en un cartílago articular de acuerdo con una realización preferida de la presente invención;

45 La figura 2 muestra una vista en perspectiva de un par de fijadores de la figura 2 en una configuración de doble lado o bilateral;

La figura 3 muestra vistas en perspectiva de una selección de conjuntos de unión adecuados para utilizarse con los fijadores de las figuras 1 y 2;

50 La figura 4 muestra una vista en perspectiva de un fijador alimentado externamente;

La figura 5 muestra vistas en perspectiva de una selección de conjuntos de fijación alternativos adecuados para utilizarse en los fijadores de las figuras 1 y 2;

55 La figura 6 muestra una vista en planta de una configuración bilateral de fijadores como en la figura 2, ilustrando los efectos de la variación unilateral en la longitud del conjunto de unión; y

La figura 7 muestra una configuración paralela en sentido transversal del conjunto de unión.

60 Las figuras 3A-3D, 3F, 4 y 7 no describen realizaciones de la invención reivindicada. Con referencia a la figura 1, se muestra un dispositivo de control de carga de la articulación o fijador 10 de acuerdo con una realización de la invención. El fijador 10 comprende un primer conjunto de fijación 11, un segundo conjunto de fijación 12 y un conjunto de unión 13 que conecta el primer y el segundo conjunto de fijación 11, 12.

65 El primer y el segundo conjunto de fijación 11, 12 está cada uno acoplado al conjunto de unión 13 mediante una articulación 14, 15 u otro medio equivalente que facilite el desplazamiento angular del respectivo conjunto de fijación respecto al conjunto de unión. En toda la presente memoria, el uso de la palabra “articulación” pretende abarcar todos los medios equivalentes para facilitar un desplazamiento angular. Se comprenderá que por lo tanto el primer y el

ES 2 317 989 T3

segundo conjunto de fijación 11, 12 no son sólo desplazables angularmente entre sí, sino que también pueden realizar un cierto movimiento de traslación relativo conforme a las limitaciones geométricas proporcionas por el conjunto de unión 13.

5 Preferiblemente, los ejes de las articulaciones 14, 15 son paralelos, de modo que el primer y el segundo conjunto de fijación 11, 12 girarán alrededor del conjunto de unión en el mismo plano.

10 En una realización alternativa, sin embargo, las articulaciones 14 y 15 podrían no ser axialmente paralelas, con el fin de seguir mejor el movimiento tridimensional de una articulación particular. En otra realización, una o ambas articulaciones 14, 15 pueden ser de tipo junta universal, de modo que la articulación permita dos grados de libertad en rotación en lugar de un único grado de libertad en rotación, para seguir mejor el movimiento tridimensional de, por ejemplo, una articulación de rótula.

15 Cada conjunto de fijación 11, 12 comprende preferiblemente una placa de sujeción 20 que tiene unas o más ranuras 21 definidas en la superficie de la placa de sujeción. Se dispone una placa de fijación 22, acoplada a la placa de sujeción 20, que puede apretarse sobre la placa de sujeción 20 mediante tornillos u otro medio conocido en la técnica. Preferiblemente, la placa de fijación incluye unas ranuras correspondientes 23. Tal como se muestra más claramente en la figura 2, la placa de sujeción 20 y la placa de fijación 22 juntas proporcionan un anclaje para uno o más pernos óseos 30 que pueden atornillarse a un hueso o fijarse de otra manera al mismo utilizando técnicas conocidas. Otros
20 ejemplos de conjuntos de fijación se ilustran después en relación con la figura 5.

En la disposición de la figura 1, un único fijador de control de carga 10 puede acoplarse a una articulación por medio de primeros pernos óseos 30 atornillados a un lado de un primer hueso utilizando el primer conjunto de fijación 11, y segundos pernos óseos 30 atornillados hacia un lado correspondiente de un segundo hueso utilizando el segundo
25 conjunto de fijación 12. El primer y el segundo hueso se encuentran a cada lado de una articulación que se va a controlar mediante el fijador.

En la disposición de la figura 2 pueden utilizarse dos dispositivos de control de carga o fijadores en una configuración bilateral en cada lado de una articulación, atravesando los pernos óseos 30 el primer y el segundo hueso
30 respectivos en cada lado de la articulación. Aplicando compresión en un fijador y tensión en el otro fijador es posible aplicar un momento flector a la articulación para así mover el centro de la presión dentro de la articulación de manera controlada y aliviar así las cargas experimentadas por las zonas de interés.

En otras realizaciones, el primer y el segundo conjunto de fijación 11, 12 de un fijador 10 podrían acoplarse
35 a dos o más conjuntos de unión en serie o paralelos entre sí. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 7, un fijador 16 comprende un primer conjunto de fijación 11 y un segundo conjunto de fijación 12 que están conectados mediante un conjunto de unión que comprende un par de elementos de unión 18, 19 en una configuración paralela en sentido transversal. Cada elemento de articulación queda anclado de manera giratoria tanto al primer como al
40 segundo conjunto de fijación 11, 12 por medio de unas placas de sujeción 17, quedando los elementos de articulación desplazados lateralmente unos de los otros. En la realización mostrada, el elemento de unión 18 y el elemento de unión 19 no sólo son desplazados lateralmente uno del otro sino que también son desplazados angularmente entre sí, en una formación transversal. Esta disposición proporciona un grado de libertad controlado y limitado de movimiento relativo del primer y el segundo conjunto de fijación. Ajustando la posición de los dos elementos de unión es posible
45 imitar el movimiento de la rodilla.

Haciendo referencia ahora a la figura 3, se describirán ahora varias disposiciones de conjuntos de unión y sus respectivas funciones.

En una primera disposición, figura marcada 3A, el conjunto de unión 40 comprende un elemento rígido, de longitud
50 fija que tiene una sección central cilíndrica 41 y un par de lengüetas 44 que se extienden desde cada extremo. Cada par de lengüetas 44 incluye un par de aberturas o zonas centrales coaxiales 42, 43 en las cuales pueden girar respectivos articulaciones 14, 15 (figura 1). Cada par de lengüetas 44 define entre las mismas una ranura 45 adaptada para recibir una lengüeta correspondiente 25 (véase figura 1) de un conjunto de fijación respectivo 11 o 12. El conjunto de unión 40 mantiene esencialmente la primera y la segunda articulación 14 y 15 en una distancia de separación fija.
55

En otra realización, los pares de lengüetas 44 y la sección central cilíndrica 41 pueden atornillarse entre sí para
60 desmontarse y volverse a montar rápidamente, permitiendo utilizar fácilmente secciones centrales cilíndricas 41 de distinta longitud para proporcionar un conjunto de unión 40 de longitud apropiada a la articulación bajo tratamiento o terapia y modificarse durante un programa de tratamiento.

En otra disposición, figura marcada 3C, un conjunto de unión 50 prevé una distancia de separación variable de
65 las articulaciones 14, 15 en unas zonas centrales 52, 53. El conjunto de unión 50 comprende un par de lengüetas 54 y un par de lengüetas 55, estando montado cada par en un eje central 56 y siendo axialmente desplazable a lo largo del mismo. Un par de muelles tensores 57, 58 proporcionan un medio para desplazar la distancia de separación de las articulaciones 14, 15 hacia un límite de separación mínimo de los pares de lengüetas 54, 55 para aplicar mayores fuerzas de compresión de las que normalmente experimenta la articulación.

En otra disposición, figura marcada 3D, un conjunto de unión 60 proporciona una distancia de separación variable de las articulaciones 14, 15 en las zonas centrales 62, 63. El conjunto de unión 60 comprende un par de lengüetas 64 y un par de lengüetas 65, estando montado cada par en un eje central 66 y siendo axialmente desplazables a lo largo del mismo. Un muelle de compresión 67 proporciona un medio para desplazar la distancia de separación de las articulaciones 14, 15 hacia un límite de separación máximo de los pares de lengüetas 64, 65 para contrarrestar las fuerzas de compresión naturales que experimenta la articulación.

Se comprenderá que las funciones del conjunto de unión 50 y el conjunto de unión 60 pueden combinarse para proporcionar un empuje hacia una posición central de modo que exista una resistencia contra el movimiento de los pares de lengüetas desde una posición central. De manera más general, esto proporciona un medio para empujar la primera y la segunda articulación hacia una distancia de separación intermedia entre límites de separación predeterminados de los pares de lengüetas 54, 55 o 64, 65.

Aunque no se muestra en las figuras 3C o 3D, también es posible disponer un elemento de bloqueo que sea regulable axialmente a lo largo de la longitud del conjunto de unión para ajustar el límite o límites de separación de los pares de lengüetas. El elemento de bloqueo podría disponerse, por ejemplo, por medio de un casquillo roscado en el eje central 56 o 66 utilizando técnicas que conocerán los expertos en la materia.

En otra disposición, marcada como figura 3F, la disposición de un medio para controlar la distancia de separación de las articulaciones 14, 15 podría ser a través de un conjunto de unión 80 que incluya un cilindro neumático o hidráulico 81, controlado externamente por medio de un controlador (no mostrado) conectado al mismo a través de dos conductos de alimentación 82, 83. El cilindro neumático o hidráulico también puede proporcionar medios para desplazar la distancia de separación de la primera y la segunda articulación hacia una posición predeterminada.

Se comprenderá que las funciones del cilindro neumático o hidráulico 81 las podrían proporcionar alternativamente un sistema de accionamiento eléctrico.

En otra disposición, figura marcada 3E, el conjunto de unión 70 (que generalmente puede corresponder con las uniones 50 o 60 que tienen elementos de separación variables) puede ir provisto también de un mecanismo para variar la distancia de separación de las articulaciones 14, 15 según el desplazamiento angular del primer y/o el segundo conjunto de fijación respecto al conjunto de unión. Esto permitiría, por ejemplo, que la separación aumentara en los últimos 5° de desplazamiento angular.

En la realización preferida mostrada, se dispone una superficie de leva 76, 77 en el borde circunferencial de uno o ambos de los pares de lengüetas 74, 75. La superficie de leva lleva una superficie de apoyo correspondiente en un conjunto de fijación respectivo 11, 12 y está adaptada preferiblemente para variar la separación de los conjuntos de fijación en función del desplazamiento angular. Como ejemplo, para un fijador unido a una articulación de rodilla, las superficies de leva 76, 77 pueden disponerse de modo que a medida que la rodilla se mueva a un estado totalmente extendido, el fijador asegure una mayor separación de los conjuntos de fijación 11, 12 reduciendo así la presión sobre las superficies de articulación.

En otra disposición, las superficies de leva 76, 77 podrían estar adaptadas para limitar el desplazamiento angular de ese conjunto de fijación.

En otra disposición, las superficies de leva pueden utilizarse para proporcionar un grado de resistencia al desplazamiento angular del conjunto de fijación variable. De manera más general, la superficie de leva puede estar adaptada para proporcionar medios para aumentar progresivamente la resistencia al desplazamiento angular del conjunto de fijación respecto al conjunto de unión en función del desplazamiento angular desde una posición de referencia.

Los medios para limitar el desplazamiento angular podrían proporcionarse alternativamente por medio de una superficie escalonada en el borde circunferencial de la lengüeta de una manera que conocerán los expertos en la materia.

En combinación con cualquiera de los conjuntos de unión descritos anteriormente, un conjunto de unión 90 tal como se muestra en la figura 3B puede ir provisto de medios para registrar cargas aplicadas a través del conjunto de unión. El sensor puede estar adaptado para controlar uno o más de los siguientes parámetros: cargas de tracción, cargas de compresión, esfuerzos cortantes o esfuerzos flexores aplicados a través del conjunto de unión. Preferiblemente, el sensor comprende un extensímetro. Dicho dispositivo hace posible determinar la carga que soporta realmente una articulación. En la realización preferida mostrada, esto se consigue mediante la instalación de extensímetros 92 en el cilindro 93 del conjunto de unión 90.

Podrían añadirse unos transductores independientes para controlar el desplazamiento angular de los conjuntos de fijación respecto al conjunto de unión 90.

En otra disposición, tal como se muestra en la figura 4, el desplazamiento angular de los conjuntos de fijación entre sí puede controlarse externamente. Esto puede conseguirse mediante un accionador lineal 100 unido al primer y al segundo conjunto de fijación 11, 12 a través de unos soportes 17, 18 extendiéndose cada uno desde un conjunto de fijación respectivo en una dirección perpendicular al eje de giro.

El accionador lineal 100 puede alimentarse eléctricamente, neumáticamente o hidráulicamente y permite controlar automáticamente el movimiento de una articulación para el ejercicio dentro de la zona de carga sana sin el uso de la musculatura asociada.

5 Haciendo referencia de nuevo a la figura 2, se observará que cuando los distintos conjuntos de unión descritos con relación a la figura 3 se utilizan en la configuración bilateral, es posible, variando la longitud del conjunto de unión 13 independientemente en cualquier lado de la articulación, alterar la posición del centro de la presión en la articulación. Esto puede ser particularmente útil en el tratamiento de rodillas. En la figura 6 se ilustra un ejemplo de los efectos de esto. En la figura se muestra una configuración bilateral de conjuntos de fijación similar a la de la figura 2, vista desde
10 arriba (es decir, substancialmente perpendicular a los ejes de giro). En este ejemplo, los conjuntos de fijación, 11a, 12a y 11b, 12b están conectados respectivamente a través de unos conjuntos de unión 13a, 13b. Un ajuste unilateral de la longitud del conjunto de unión 13b tiene como resultado un desplazamiento del angular relativo de los huesos 4, 5 que varía con la articulación de los huesos alrededor del eje de la articulación, imponiendo así una angulación en la articulación. Esto tenderá a tener el efecto de reducir la carga experimentada en la superficie de unión en el lado más
15 cercano al segmento alargado.

Haciendo referencia a la figura 5, se describen ahora disposiciones alternativas de conjuntos de fijación que por sí mismas facilitan más grados de libertad angular del fijador. La figura 5A muestra un conjunto de fijación 110 que tiene una lengüeta 25 para la fijación a varios posibles conjuntos de unión 13, 40, 50, 60, 70, 80, 90. El cuerpo del
20 conjunto de fijación incluye una serie de aberturas 111a, 111b, 111c cada una adaptada para recibir un perno óseo 30. En esta disposición, sin embargo, cada abertura está definida en un anillo giratorio correspondiente 112a, 112b, 112c tal que los ángulos de los pernos óseos 30 pueden variarse en el eje longitudinal central del conjunto de fijación 110 y alrededor del mismo.

25 El conjunto de fijación 120 tal como se muestra en la figura 5b es similar al de la figura 5a, excepto en que en este caso las aberturas 121a, 121b, 121c se encuentran lateralmente desplazadas del eje longitudinal central del conjunto de fijación. Cada abertura viene definida de nuevo en un anillo giratorio correspondiente 122a, 122b, 122c de manera que los ángulos de los pernos óseos 30 pueden variarse alrededor de un eje longitudinal que se desplaza lateralmente desde el eje longitudinal central del conjunto de fijación 120.

30 El conjunto de fijación 130 tal como se muestra en la figura 5c proporciona otro grado de libertad. En esta disposición, los pernos óseos 30 se colocan en unas hendiduras 131 formadas entre una primera placa de fijación 132 y una segunda placa de fijación 133. Las placas de fijación 132, 133 pueden girar alrededor de un primer eje (transversal a un eje longitudinal del conjunto de fijación 130) en un pivote 134, y alrededor de un segundo eje (preferiblemente un
35 eje longitudinal del conjunto de fijación 130) en un pivote 135. Junto con la abertura pasante de articulación 136, esto proporciona tres grados de libertad de rotación completos del hueso respecto a un conjunto de unión.

Las realizaciones del dispositivo fijador tal como se ha descrito en general proporcionan por lo tanto un medio para aplicar y/o limitar esfuerzos de tensión, compresión, torsión, flexión y cortantes a una unión articulada de manera controlada y prevén alguno o todos los siguientes regímenes de tratamiento, ya sea aislado o en cualquier combinación.
40 También será posible variar fácilmente el régimen o la combinación de regímenes y sin necesidad de un entorno estéril o de anestesia. Hay que indicar que las articulaciones del esqueleto experimentan de manera natural compresión y los fijadores de la presente invención pueden proporcionar una mejora de esto aplicando tensión.

45 1. Tracción continua

El nivel de tensión puede variar según la longitud del conjunto de unión utilizado y este puede variarse además de acuerdo con las resistencias al empuje aplicado por los muelles 57, 58, 67.

50 2. Soporte parcial o total

El dispositivo puede recibir una parte o toda la compresión que de otro modo soportaría la articulación, y esto puede ir en función del ángulo de apoyo mediante el control de la fuerza del muelle y el ángulo de fijación a los huesos.

55 3. Aplicación de un momento flector, esfuerzo torsor o cortante

La aplicación de estas cargas a la articulación permite al médico desplazar el centro de la presión dentro de la articulación a las zonas que son sanas.

60 4. Aplicación de un régimen de carga alimentado externamente

Este puede ocurrir normalmente mientras el sujeto se encuentra en reposo en ángulos, niveles de carga, velocidades y frecuencias de carga y descarga establecidos utilizando las realizaciones alimentadas descritas anteriormente. Dis-
65 poner de una fuente de alimentación portátil permitirá, sin embargo, que el paciente continúe moviéndose libremente.

5. Permitir aumentar gradualmente la carga de la articulación

Esto puede ser deseable al final de un episodio de tratamiento. Esto puede realizarse aplicando una compresión adicional o bien un momento flector, un esfuerzo cortante o torsor en la dirección opuesta a la descrita anteriormente.

6. Medición de la carga

El dispositivo tal como se ha descrito respecto a la figura 3B permite que el médico detecte y registre las cargas experimentadas a través de una articulación, y también la carga aplicada por el dispositivo a través de la articulación.

Las fuerzas motrices aplicadas a través de las articulaciones pueden ser de cargas fisiológicas normales del sistema musculoesquelético o de una fuente aplicada externamente tal como se ha descrito con referencia a la figura 4.

Se indicará que el diseño preferido de los dispositivos descritos anteriormente permite desconectar fácilmente los conjuntos de unión y los conjuntos de fijación de los pernos óseos para sustituir o ajustar los dispositivos durante un programa de tratamiento. Además aún, en los diseños preferidos, los conjuntos de unión pueden regularse *in situ*. Preferiblemente, los dispositivos podrán retirarse completamente en una clínica de consulta.

Los dispositivos de control de uniones articuladas de la presente invención pueden utilizarse en el tratamiento no sólo de artritis reumatoide, sino para el tratamiento de otras numerosas afecciones tales como fracturas articulares, y posteriores procedimientos quirúrgicos tales como transferencias osteocondrales y sustitución de la superficie de la articulación por un injerto de cartílago.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para controlar la carga en un cartílago articular de una articulación humana o animal, que comprende:

un primer conjunto de fijación (11) para la fijación a un primer hueso;

un segundo conjunto de fijación (12) para la fijación a un segundo hueso; y

un conjunto de unión (13) que separa el primer conjunto de fijación del segundo conjunto de fijación;

una primera articulación (14) adaptada para acoplarse al primer conjunto de fijación en un primer punto de fijación, y una segunda articulación (15) adaptada para acoplarse al segundo conjunto de fijación en un segundo punto de fijación,

de manera que el primer (11) y el segundo (12) conjunto de fijación son desplazables angularmente respecto al conjunto de unión (13);

caracterizado por el hecho de que

una o ambas de dicha primera articulación (14) y dicha segunda articulación (15) comprende medios de separación variable (76, 77) que proporciona una variación de la distancia entre el primer y el segundo punto de fijación, siendo la variación de la distancia en función del desplazamiento angular del primer conjunto de fijación (11) respecto al conjunto de unión (13) y/o en función del desplazamiento angular del segundo conjunto de fijación (12) respecto al conjunto de unión (13).

2. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que el primer conjunto de fijación (11) incluye por lo menos un perno (30) para acoplarse a un primer hueso.

3. Aparato según la reivindicación 2, **caracterizado** por el hecho de que el primer conjunto de fijación (11) incluye un elemento de fijación (22) para montar una pluralidad de pernos (30) cada uno para acoplarse a un primer hueso, quedando separada dicha pluralidad de pernos a lo largo de la longitud del primer conjunto de fijación.

4. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que el primer conjunto de fijación (11) incluye medios de acoplamiento para acoplarse a por lo menos un perno óseo (30), pudiendo girar el medio de acoplamiento alrededor de un eje longitudinal del primer conjunto de fijación.

5. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que el primer conjunto de fijación (11) incluye medios de acoplamiento para acoplarse a por lo menos un perno óseo (30), pudiendo girar los medios de acoplamiento alrededor de un eje transversal del primer conjunto de fijación.

6. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que el primer conjunto de fijación (11) incluye medios de acoplamiento para acoplarse a por lo menos un perno óseo (30), pudiendo girar los medios de acoplamiento de manera independiente alrededor de un eje longitudinal y un eje transversal del primer conjunto de fijación.

7. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** por el hecho de que la primera articulación (14) tiene un grado de libertad en rotación.

8. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado** por el hecho de que la primera articulación (14) tiene dos grados de libertad en rotación.

9. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** por el hecho de que el conjunto de unión (13) comprende un elemento de separación variable adicional (50, 60, 80) que tiene medios de empuje para empujar (67) la primera (14) y la segunda (15) articulación hacia un límite máximo de distancia de separación.

10. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** por el hecho de que el conjunto de unión (13) comprende un elemento de separación variable adicional (50, 60, 80) que tiene medios de empuje para empujar (57, 58) la primera (14) y la segunda (15) articulación hacia un límite mínimo de distancia de separación.

11. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** por el hecho de que el conjunto de unión (13) comprende un elemento de separación variable adicional (50, 60, 80) que tiene medios de empuje para empujar (57, 58 67) la primera (14) y la segunda (15) articulación hacia una distancia de separación intermedia entre límites predeterminados.

12. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** por el hecho de que incluye además medios para limitar el desplazamiento angular del primer conjunto de fijación (76, 77) del primer conjunto de fijación (11) respecto al conjunto de unión (13) y/o medios para limitar el desplazamiento angular del segundo conjunto de fijación (12) respecto al conjunto de unión (13).

ES 2 317 989 T3

13. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** por el hecho de que incluye además un elemento de accionamiento (100) acoplado al primer conjunto de fijación (11) y al segundo conjunto de fijación (12) para variar de manera controlada el desplazamiento angular del primer y el segundo conjunto de fijación entre sí.

5 14. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** por el hecho de que el conjunto de unión (13) incluye además medios de accionamiento (81) para controlar el movimiento relativo de traslación del primer (14) y el segundo (15) conjunto de fijación.

10 15. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** por el hecho de que incluye además un sensor adaptado para controlar la carga aplicada a través del conjunto de unión (13).

15 16. Aparato según la reivindicación 15, **caracterizado** por el hecho de que el sensor está adaptado para controlar cualquiera de los siguientes parámetros: carga de tracción, carga de compresión, esfuerzos cortantes o esfuerzos flectores aplicados a través del conjunto de unión (13).

17. Aparato según la reivindicación 16, **caracterizado** por el hecho de que el sensor comprende un extensímetro (42).

20 18. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, **caracterizado** por el hecho de que comprende un par de conjuntos de unión (13) cada uno anclado de manera giratoria al primer y al segundo conjunto de fijación (11, 12) y desplazados lateralmente entre sí.

25 19. Aparato según la reivindicación 18, **caracterizado** por el hecho de que el par de conjuntos de unión (13) comprenden un primer elemento de unión (18) y un segundo elemento de unión (19) que están desplazados lateralmente y angularmente entre sí.

20. Aparato según la reivindicación 19, **caracterizado** por el hecho de que el primer elemento de unión (18) y el segundo elemento de unión (19) se encuentran dispuestos en una formación transversal.

30 21. Aparato según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que comprende además un segundo aparato correspondiente para acoplarse al mismo a través de una pluralidad de pernos óseos (30).

35 22. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** por el hecho de que el conjunto de unión (13) comprende un elemento de separación variable adicional para permitir que la primera y la segunda articulación varíen en su distancia de separación dentro de unos límites predeterminados.

40

45

50

55

60

65

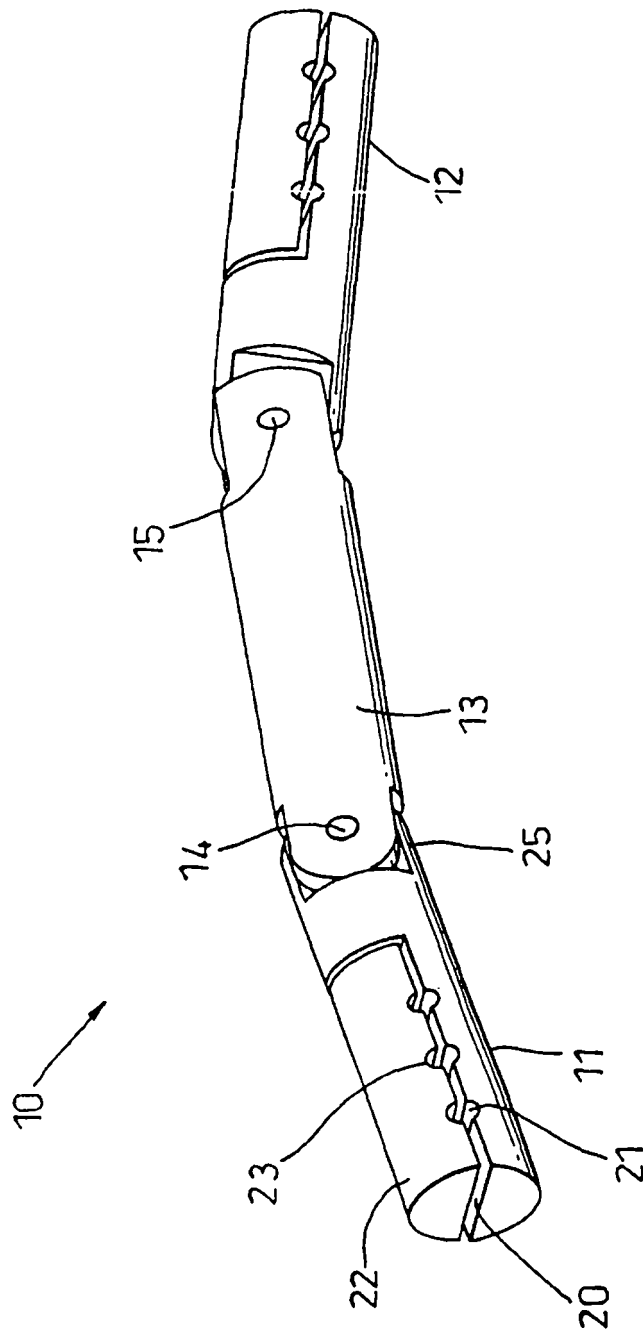


Fig. 1

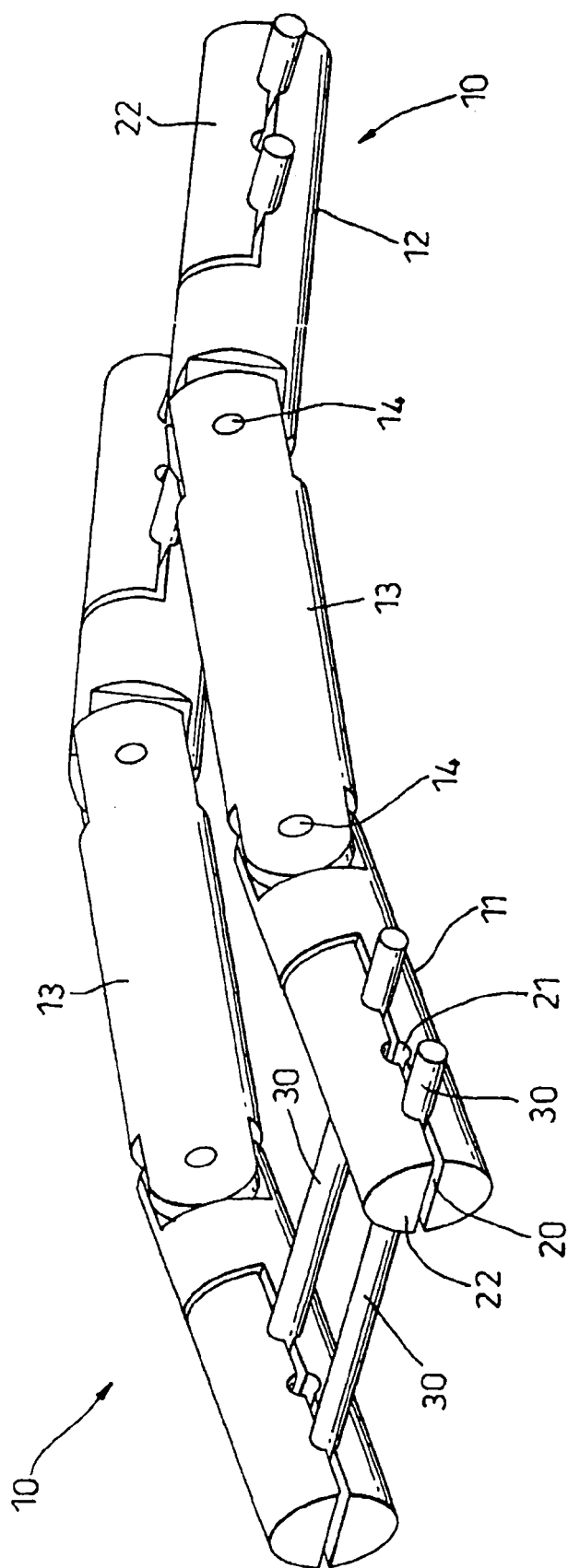
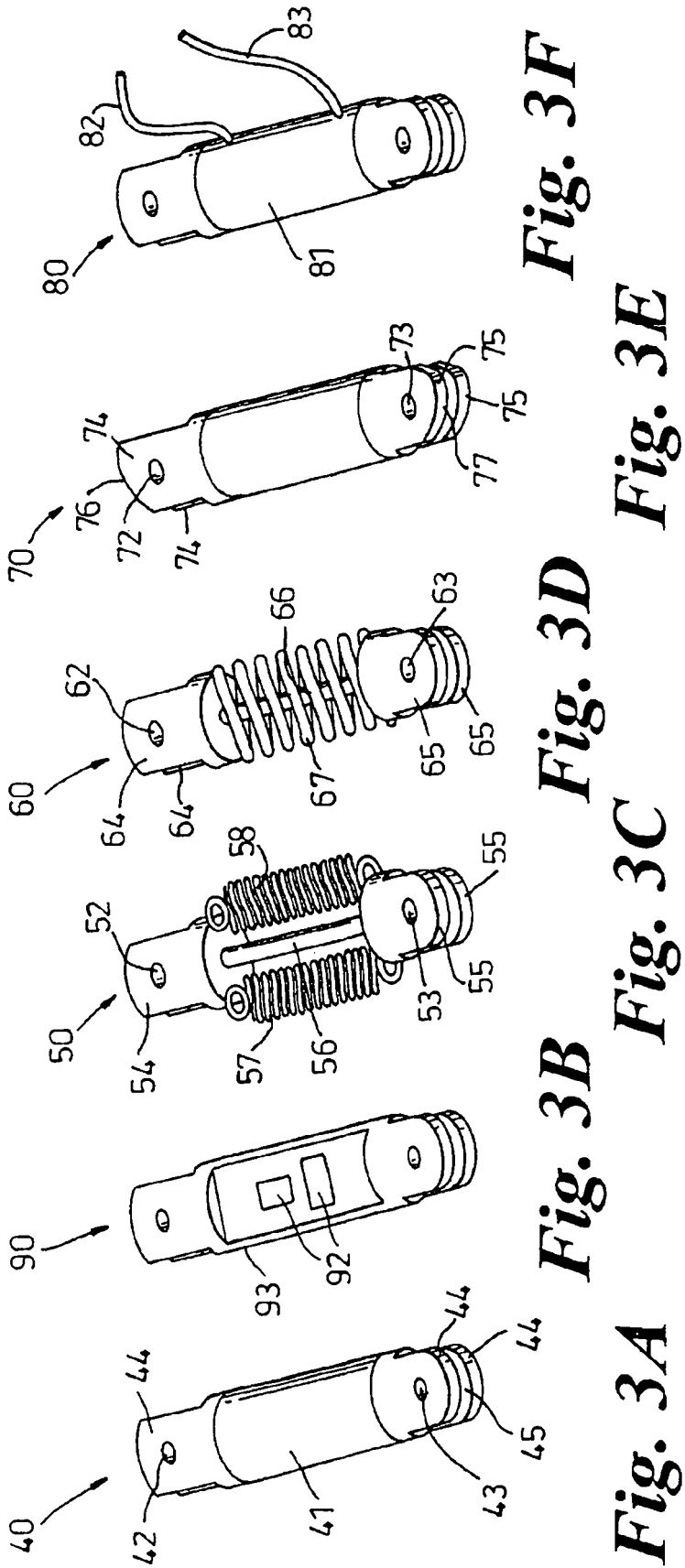


Fig. 2



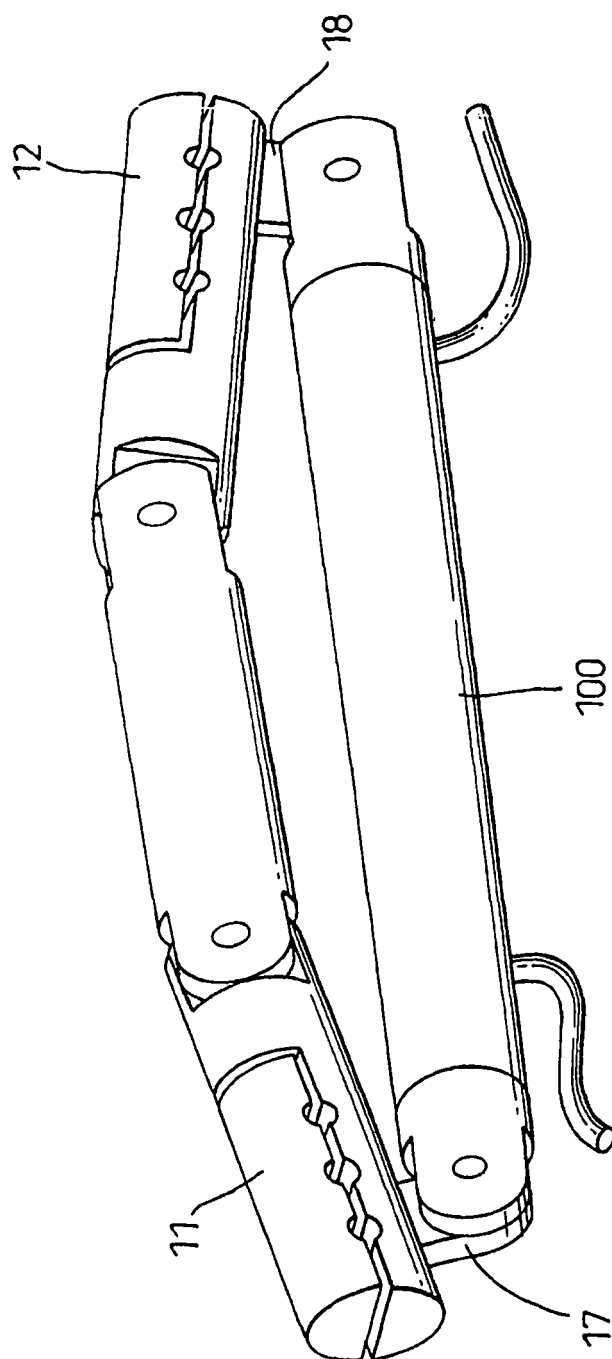


Fig. 4

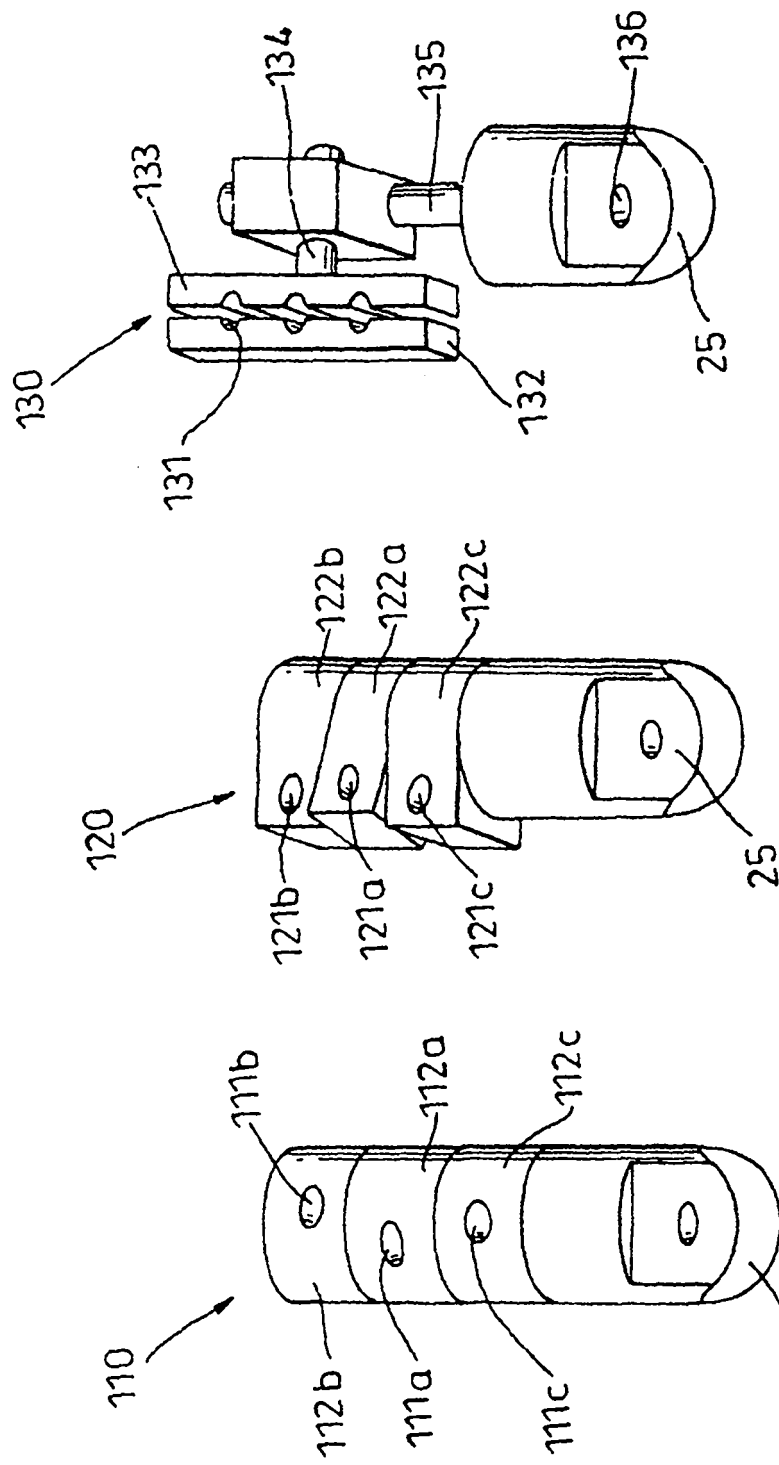


Fig. 5C

Fig. 5B

Fig. 5A

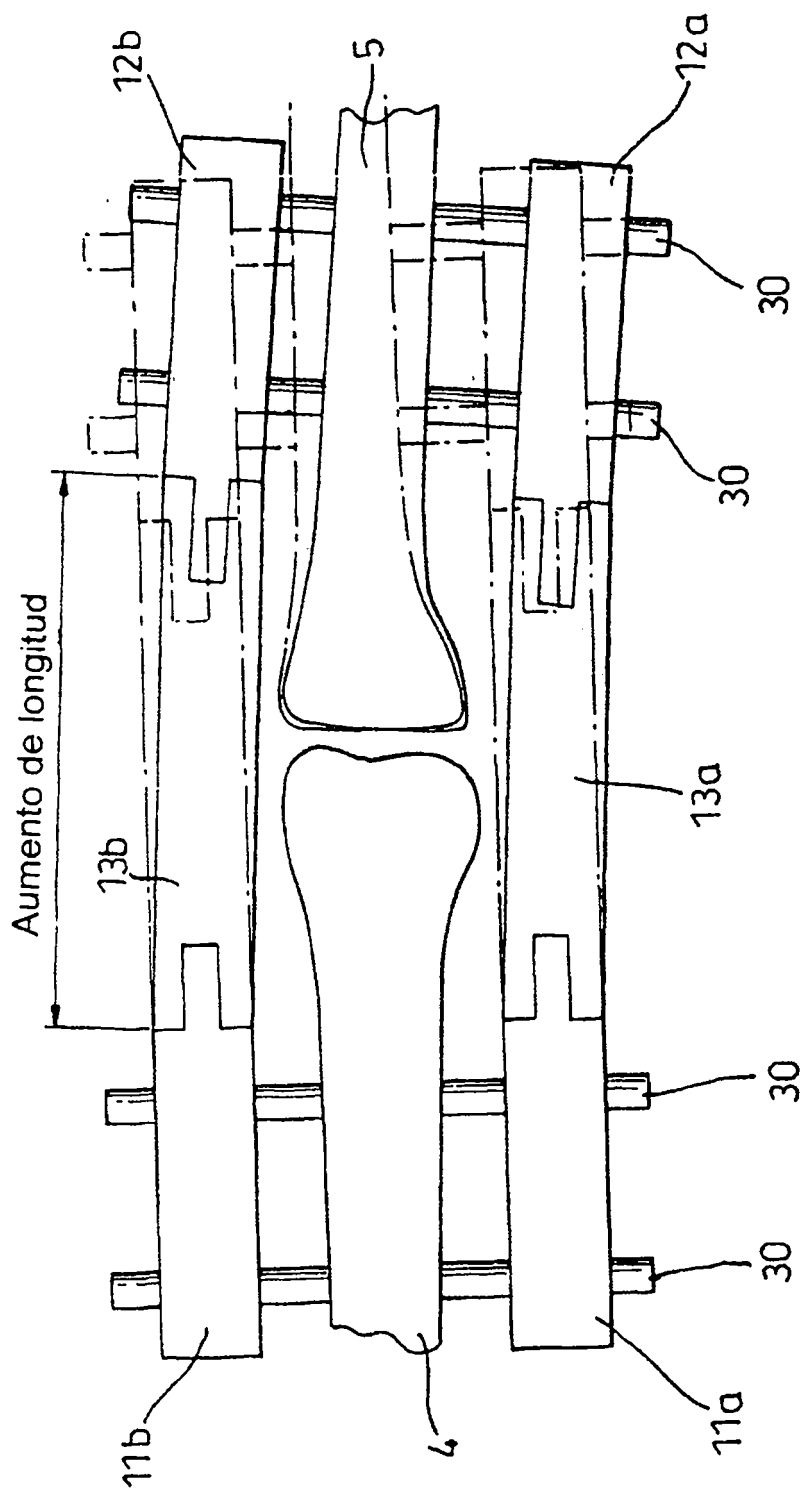


Fig. 6

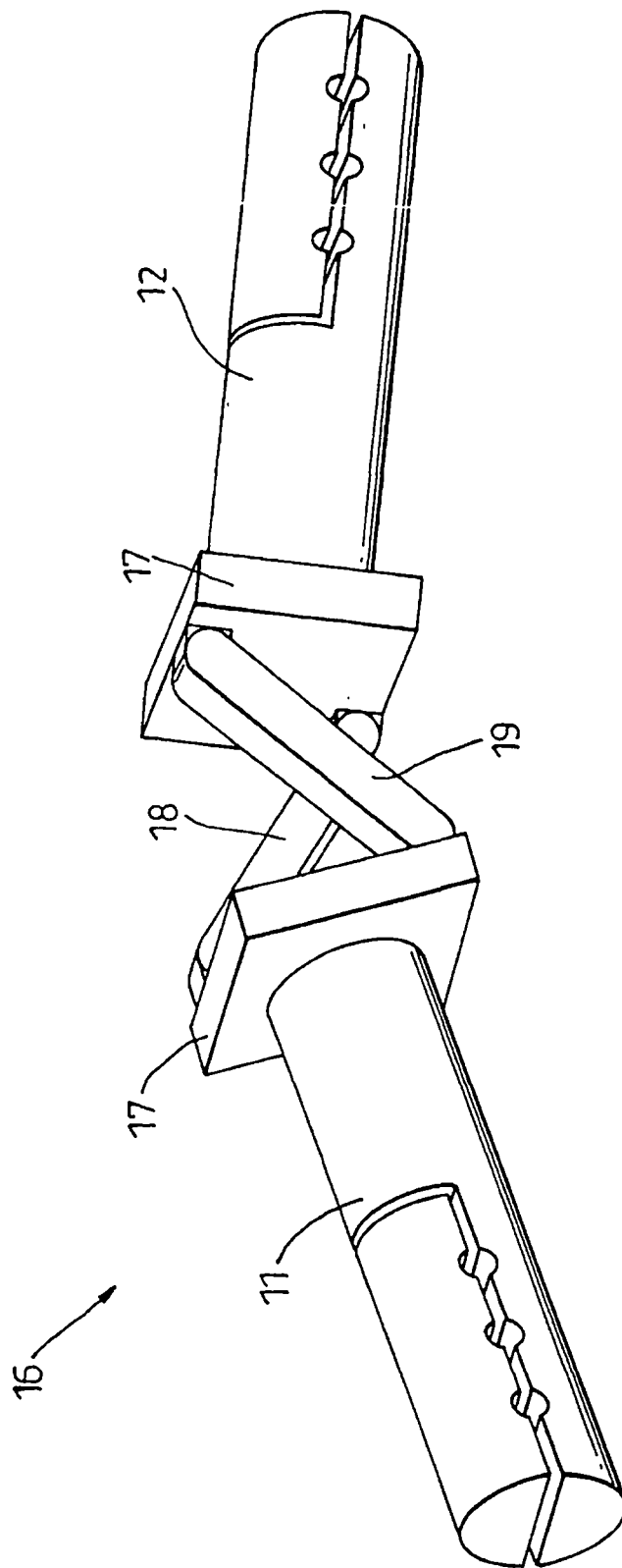


Fig. 7