

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 559 038**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/44** (2006.01)  
**A61F 2/00** (2006.01)  
**A61F 2/30** (2006.01)  
**A61F 2/40** (2006.01)  
**A61F 2/42** (2006.01)  
**A61F 2/46** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.09.2011 E 11760980 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.10.2015 EP 2618786**

54 Título: **Dispositivo para reparar una articulación humana o animal**

30 Prioridad:

**21.09.2010 US 384922 P**

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

**10.02.2016**

73 Titular/es:

**SPINEWELDING AG (100.0%)**  
**Wagistrasse 6**  
**8952 Schlieren, CH**

72 Inventor/es:

**MAYER, JÖRG;**  
**AESCHLIMANN, MARCEL;**  
**LEHMANN, MARIO;**  
**WENGER, ANDREAS y**  
**GOEBEL-MEHL, STEPHANIE**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

ES 2 559 038 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 reparar una articulación humana o animal

5 CAMPO DE LA INVENCION

La invención se refiere al campo de la tecnología médica y está dirigida a un dispositivo para reparar una articulación humana o animal, en particular una articulación sinovial pequeña, tal y como una carilla articular, una articulación de mano o pie humano (que incluye articulaciones de los dedos de la mano y del pie), una articulación sacroilíaca, una articulación esterno-clavicular, o una articulación costo-vertebral, pero también para reparar una articulación cartilaginosa, en particular articulaciones intervertebrales. En el presente documento se utiliza la expresión "reparar una articulación" en el sentido de una cirugía relacionada con ambas superficies articulares de la articulación mediante la introducción de un dispositivo en la articulación y su sujeción a ambas superficies articulares, en el que después de la cirugía, la articulación podrá tener al menos una articulación limitada, es decir, la reparación no es la que se conoce como "fusión de articulación" (no hay capacidad articular después de la cirugía), sino que es, por ejemplo, el recubrimiento de la articulación (se mantiene o recupera la capacidad articular casi en su totalidad).

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La publicación US 2006/052870 (Ferree) describe dispositivos vertebrales que se conectan a un dispositivo de anclaje ubicado en la columna vertebral durante una primera operación. El dispositivo vertebral se conecta al dispositivo de anclaje durante un segundo procedimiento. El segundo procedimiento generalmente se realiza un mes después de insertar los dispositivos de anclaje. Los dispositivos vertebrales también se pueden utilizar para inmovilizar un recambio de disco artificial (RDA) previamente implantado.

La publicación US-5571191 (Fitz) describe métodos y dispositivos para recubrir carillas articulares humanas, en la que el dispositivo comprende dos componentes estilo tapa independientes para sujetarse a los procesos articulares de la articulación en dos etapas quirúrgicas sucesivas, constituyendo cada uno de los componentes una superficie articular artificial. El documento WO 2008/034276 también describe un método y un dispositivo para dicho recubrimiento. Para la cirugía tal y como se propone en ambos casos nombrados, es necesario hacer que las superficies articulares de la articulación a ser tratada estén accesibles, ya sea dislocando o luxando la articulación o reseccionando de manera extensa la cápsula articular y los ligamentos relacionados.

La publicación US-2009/171394 (Abdou) describe métodos y dispositivos para tratar quirúrgicamente carillas articulares humanas, proveyendo cada una de las superficies articulares con un surco socavado, estando dichos surcos ubicados uno enfrente de otro, e insertando un dispositivo en los surcos a través de una cánula, en el que la cánula y el dispositivo tienen secciones transversales adaptadas al par de surcos socavados enfrentados. Inicialmente, el dispositivo se retiene en los surcos mediante un encaje a presión, seguido por la osteointegración. El dispositivo comprende dos partes de dispositivo, de las cuales una encaja en cada uno del par de surcos socavados enfrentados. Las partes de dispositivo están separadas unas de otras o están conectadas entre sí ya sea de manera rígida o a través de una porción elastomérica. Dependiendo del tipo de dispositivo seleccionado, después de dicha cirugía, la articulación tratada permitirá una movilidad plena (partes de dispositivo separadas), una movilidad limitada (conexión elastomérica entre las partes de dispositivo) o una movilidad nula (partes de dispositivo conectadas de manera rígida), es decir, fusión de articulación.

La publicación W02010/045749 (WW Technology) describe dispositivos y métodos para fusionar una articulación sinovial pequeña en un paciente humano o animal, en particular una carilla articular humana, mediante la introducción de un dispositivo de fusión entre las superficies articulares debidamente preparadas, y mediante el anclaje del dispositivo de fusión en ambas superficies articulares a través de la licuación in situ de un material que tiene propiedades termoplásticas y que está debidamente dispuesto en el dispositivo de fusión, y permitiendo que el material licuado penetre en el tejido óseo de las superficies articulares, en las que al solidificarse constituye una conexión de encaje segura entre el dispositivo de fusión y el tejido óseo. Para la licuación in situ, se prefiere la aplicación de energía vibracional (en particular vibración ultrasónica) en el dispositivo de fusión y, para restringir la licuación a las ubicaciones deseadas y de este modo prevenir una carga térmica indebida en el tejido próximo al sitio quirúrgico, se eligen los materiales termoplásticos (y preferiblemente otros materiales que comprenden el dispositivo) por ser capaces de transmitir energía vibratoria con poca pérdida (sin licuación interna) lo que limita la licuación a las interfaces entre un elemento vibrante y un elemento antagónico (tejido óseo u otra parte de dispositivo), cuyas interfaces están situadas en ubicaciones donde se desea haya licuación y penetración.

SUMARIO DE LA INVENCION

El objeto de la invención es ofrecer un dispositivo para reparar una articulación en pacientes humanos o animales, en particular una articulación sinovial pequeña, por ejemplo, una carilla articular humana, o una articulación cartilaginosa, por ejemplo, una articulación intervertebral humana, en la que la articulación reparada puede tener desde movilidad limitada a plena después de la operación de reparación, en la que ambas superficies articulares de la articulación se deben tratar simultáneamente y en la que la reparación debe comprender la colocación de un dispositivo entre las superficies articulares debidamente preparadas y la fijación de porciones de dispositivo en cada una de estas superficies en un único paso quirúrgico y con la ayuda de un material que tiene propiedades termoplásticas y que se

licúa in situ mediante la aplicación de energía vibratoria.

Estos y otros objetos se logran con esta invención, tal y como se define en las reivindicaciones.

5 Tal y como se menciona anteriormente en relación al estado de la técnica, se puede lograr la licuación in situ dirigida de un material que tiene propiedades termoplásticas con la ayuda de energía vibratoria para anclar un dispositivo en tejidos duros (en la mayoría de los casos, tejido óseo, pero también incluye material de recambio óseo adecuado) sin ejercer una carga térmica indebida en el tejido de la zona quirúrgica, si el dispositivo está diseñado para ser capaz de transmitir energía vibratoria con la menor pérdida posible desde un lado proximal en contacto con una herramienta de vibración a la zona de licuación deseada, es decir hacia una interfaz entre el dispositivo vibrante o una parte del mismo y un elemento antagonista (tejido óseo u otra parte de dispositivo). Dicha transmisión de energía eficiente se logra en el caso de licuación deseada en interfaces entre el dispositivo y el tejido duro al diseñar el dispositivo para que sea un vibrador rígido único y al hacer que todo el dispositivo vibre, y, en el caso de licuación deseada entre dos partes de dispositivo, al diseñar el dispositivo para que comprenda dos partes rígidas, haciendo que una de las partes rígidas vibre y evitando que la otra parte también vibre. Este requisito contrasta con el requisito de al menos una movilidad limitada de la articulación después del tratamiento, el cual necesita dos partes de dispositivo para ser capaz de articularse entre sí, es decir imposibilita una conexión rígida entre ellas.

20 Los dos requisitos contrastantes mencionados anteriormente son conciliados según la invención al diseñar el dispositivo para reparar la articulación humana o animal para que comprenda dos porciones articulares que sean capaces de articularse y, posiblemente, trasladarse unas respecto de otras y además al equipar el dispositivo con una porción de conector temporal que conecta de manera rígida, al menos durante el período de implantación, las dos porciones articulares.

25 En un primer grupo de realizaciones preferidas, el dispositivo según la invención comprende dos porciones articulares, una porción de interfaz elástica dispuesta entre las porciones articulares y fijada a cada una de las porciones articulares y, como porción de conector temporal, estando un espaciador pinzado entre las porciones articulares de manera que pueda ser liberado mediante la fuerza elástica de la porción de interfaz. El espaciador pinzado hace que el dispositivo o parte del mismo se mantenga rígido para el procedimiento de implantación y se extraiga inmediatamente después de implantar el dispositivo o en un procedimiento quirúrgico de seguimiento después de una etapa de cicatrización inicial, en la que el espaciador inmoviliza la articulación, o se elimina gradualmente mediante biorreabsorción o biodegradación. La porción de interfaz permanece en la articulación para limitar la articulación o se elimina gradualmente mediante biorreabsorción o biodegradación después de una primera o segunda etapa de cicatrización en la que el movimiento de la articulación ha de estar limitado por la porción de interfaz.

35 En un segundo grupo de realizaciones ejemplares, el dispositivo según la invención comprende dos porciones articulares y, como porción de conector temporal, una pinza que es capaz de pinzar las dos porciones articulares entre sí, conectándolas para formar un único elemento rígido. El dispositivo puede además comprender una porción de interfaz dispuesta entre las porciones articulares, en las que la porción de interfaz es elástica y puede estar o no fija a las porciones articulares, o es rígida y no está fija a las porciones articulares, es decir, permitiendo la articulación y/o traslación de las porciones articulares unas respecto de otras. La pinza y posiblemente la porción de interfaz se extrae o biorreabsorbe o biodegrada tal y como se describe en el primer grupo de realizaciones preferidas.

45 En un tercer grupo de realizaciones ejemplares, el dispositivo según la invención comprende dos porciones articulares y una porción de conector rígido que consiste en un material biorreabsorbible o biodegradable y que está dispuesta entre las dos porciones articulares y fijada de manera rígida a cada una de las anteriores, comprendiendo la porción de conector un material biorreabsorbible o biodegradable. La porción de conector se extrae de entre las superficies de articulación mediante biorreabsorción o biodegradación en una fase de cicatrización después de la implantación, en la que durante esta etapa de cicatrización, la inmovilización inicial de la articulación llevada a cabo por la porción de conector disminuye gradualmente hasta que finalmente las porciones articulares son independientes una de otra, es decir, no hay limitaciones en la capacidad articular de la articulación o con dicha limitación tal y como se constituye por la forma de las superficies de articulación de las porciones articulares. De manera alternativa, la porción de conector inicialmente rígida puede eliminarse solo de forma parcial mediante biorreabsorción o biodegradación, dejando una porción de interfaz elástica o flexible entre las porciones articulares tal y como se menciona anteriormente para el primer o segundo grupo de realizaciones del dispositivo según la invención.

60 Todas las realizaciones del dispositivo según la invención constituyen al menos, justo antes y en especial durante el procedimiento de implantación, una pieza que se empuja entre las dos superficies articulares de la articulación a ser reparada. Esto significa que para la implantación de las superficies de articulación mencionadas no es necesario que sean accesibles mediante la realización de una abertura amplia o la dislocación de la articulación y, por lo tanto, son especialmente apropiadas para cirugías mínimamente invasivas. El hecho de que el dispositivo según la invención esté anclado a las superficies articulares de la articulación donde el hueso cortical y esponjoso están generalmente bien desarrollados y no se necesita abrir la articulación para tener acceso directo a las superficies articulares, hace que el abordaje lateral a las articulaciones en bisagra, en particular a pequeñas articulaciones en bisagra, tal y como las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas en la mano humana, no sólo sea posible, sino ventajoso.

Tal y como se menciona, cada una de las dos porciones articulares del dispositivo según la invención está anclada al tejido óseo de una de las dos superficies de articulación adecuadamente preparada de la articulación a ser tratada, con la ayuda de un material que tiene propiedades termoplásticas y energía vibratoria, o posiblemente al material de recambio óseo dispuesto en las superficies articulares de la articulación. En las mismas, la energía vibratoria se transmite al dispositivo o a una parte del mismo desde un lado proximal y se logra la licuación en una interfaz entre el dispositivo y el tejido óseo (o material de recambio) de las dos superficies articulares de la articulación o en las interfaces entre partes de dispositivo, estando las últimas interfaces ubicadas próximas al tejido óseo (o material de recambio) de las dos superficies articulares de la articulación.

La base de la técnica de anclaje mencionada es la licuación in situ de un material termoplástico que tiene propiedades mecánicas adecuadas para un anclaje mecánicamente satisfactorio de un implante en tejidos duros (por ejemplo, tejido óseo o material de recambio correspondiente), en la que el material en su estado líquido tiene una viscosidad que permite que penetre en poros, cavidades u otras estructuras del tejido duro, naturales o creadas con anterioridad, y en la que solo se licua una pequeña cantidad del material para evitar una carga térmica no aceptable sobre el tejido duro. Cuando se re-solidifica, el material termoplástico que ha penetrado en los poros, cavidades u otras estructuras constituye un conexión de encaje seguro con el tejido duro.

La licuación apropiada combinada con una carga térmica aceptable del tejido duro y las propiedades mecánicas apropiadas de la conexión de encaje seguro se logra mediante el uso de materiales con propiedades termoplásticas que inicialmente presenten un módulo de elasticidad de al menos 0,5 GPa y un punto de fusión de aproximadamente 350° C y mediante el suministro de dicho material, por ejemplo en una superficie de implante, que al implantarse se presiona contra el tejido duro, preferentemente mediante la colocación del implante en una abertura (por ejemplo, una perforación) que es levemente más pequeña que el implante o mediante la expansión del implante en una abertura que originalmente es más amplia que el implante (expansión realizada, por ejemplo, al compresión mecánica o deformación del implante). Para anclar el implante en el tejido duro, el implante está sujeto a una vibración de una frecuencia preferentemente dentro del rango de 2 y 200 kHz (preferentemente vibración ultrasónica) mediante la aplicación de, por ejemplo, el sonotrodo de un dispositivo ultrasónico al implante. Debido al relativamente alto módulo de elasticidad, el material termoplástico es capaz de transmitir la vibración ultrasónica con tan poca amortiguación que la licuación interna y, por lo tanto, la desestabilización del implante no ocurren, es decir, la licuación sólo ocurre cuando el material termoplástico está en contacto con el tejido óseo y por este motivo es fácilmente controlable y puede mantenerse al mínimo.

En vez de proporcionar el material que presenta propiedades termoplásticas en la superficie del implante (descrito por ejemplo en los documentos US-7335205 o US-7008226), también es posible proporcionar el material que tiene propiedades termoplásticas en una vaina perforada y licuarlo dentro de la vaina y presionarlo a través de las perforaciones de la vaina hacia la superficie del implante y hacia el interior de los poros o cavidades del tejido duro (descrito, por ejemplo, en los documentos US-7335205 y US-7008226) y/o es posible licuar el material que tiene propiedades termoplásticas entre dos partes de implante, de las cuales una vibra y la otra actúa como elemento antagónico, estando ubicada la interfaz de entre las dos partes de implante tan cerca como sea posible del tejido duro (tal y como se describe en las publicaciones US 2009/131947 y W02009/109057).

Los materiales que tienen propiedades termoplásticas adecuados para el dispositivo de acuerdo con la invención, son polímeros termoplásticos, p. ej., polímeros reabsorbibles tales como polímeros basados en ácido láctico y/o glicólico (PLA, PLLA, PGA, PLGA etc.) o polihidroxialcanoatos (PHA), policaprolactona (PCL), polisacáridos, polidioxanos (PD), polianhidridos, polipéptidos o copolímeros o materiales compuestos correspondientes que contienen los polímeros citados como un componente; o polímeros no reabsorbibles tales como poliolefinas (p. ej., polietileno), poliacrilatos, polimetacrilatos, policarbonatos, polamidas, poliéster, poliuretanos, polisulfonas, poliarilcetonas, poliimidas, polifenilsulfuros o polímeros de cristal líquido LCP, poliacetales, polímeros halogenados, en particular poliolefinas halogenadas, polifenilsulfuros, polisulfonas, poliéteres o copolímeros o materiales compuestos equivalentes que contienen los polímeros citados como un componente.

Realizaciones específicas de materiales degradables son polilactidas como LR706 PLDLLA 70/30, R208 PLDLA 50/50, L210S, y PLLA 100% L, todos de Böhlinger. Una lista de materiales poliméricos degradables adecuados se puede encontrar también en: Erich Wintermantel y Suk-Woo Haa, "Medizinaltechnik mit biokompatiblen Materialien und Verfahren", 3. Auflage, Springer, Berlín 2002 (en lo que sigue denominado "Wintermantel"), página 200; para información sobre el PGA y PLA véanse las páginas 202 y siguientes, sobre la PCL véase la página 207, sobre copolímeros de PHB/PHV la página 206; sobre la polidioxanona PDS la página 209. Se puede encontrar una descripción de un material biorreabsorbible adicional, por ejemplo, en CA Bailey et al., J Hand Surg [Br] Abril de 2006; 31 (2): 208-12.

Realizaciones específicas de materiales no degradables son: polietercetona (PEEK Optima, grados 450 y 150, Invibio Ltd), polieterimida, poliamida 12, poliamida 11, poliamida 6, poliamida 66, policarbonato, poli(metacrilato de metilo), polioximetileno o policarbonatouretano (en particular Bionate de DSM, en particular tipo 65D y 75D). Está incluida una tabla general de polímeros y aplicaciones en Wintermantel, página 150; se pueden encontrar ejemplos específicos en

Wintermantel página 161 y siguientes (PE, Hostalen Gur 812, Höchst AG), páginas 164 y siguientes (PET), 169 y siguientes (PA, en concreto PA 6 y PA 66), 171 y siguientes (PTFE), 173 y siguientes (PMMA), 180 (PUR, véase la tabla), 186 y siguientes (PEEK), 189 y siguientes (PSU), 191 y siguientes (POM - poliacetal, los nombres comerciales Delrin, Tenac, se han utilizado también en endoprótesis por Protec).

El material que tiene propiedades termoplásticas puede contener además fases o compuestos extraños que desempeñen funciones adicionales. En particular, el material termoplástico se puede reforzar mediante fibras o filamentos mezclados (p. ej., de materiales cerámicos o vidrios de fosfato de calcio), y así representa un material compuesto. El material que tiene propiedades termoplásticas puede contener además componentes que se expandan o disuelvan (crean poros) in situ (por ejemplo, poliésteres, polisacáridos, hidrogeles, fosfatos de sodio), compuestos que hacen al implante opaco, y con ello visible por medio de rayos X, o compuestos para ser liberados in situ y que tienen un efecto terapéutico, p. ej., de promoción de la cicatrización y regeneración (p. ej., factores de crecimiento, antibióticos, inhibidores de la inflamación o tampones tales como fosfato de sodio o carbonato de calcio contra los efectos adversos de la descomposición ácida). Si el material termoplástico es reabsorbible, se retrasa la liberación de dichos compuestos.

Las cargas usadas pueden incluir cargas osteoestimuladoras degradables para usar en polímeros degradables, que incluyen:  $\beta$ -fosfato tricálcico (TCP), hidroxiapatita (HA, <90% de cristalinidad); o mezclas de TCP, HA, DHCP, biovidrios (véase Wintermantel). Las cargas estimuladoras de la osteointegración que son sólo parcial o escasamente degradables para polímeros no degradables incluyen: biovidrios, hidroxiapatita (>90% de cristalinidad), HAPEX®, véase SM Rea et al., J Mater Sci Mater Med., septiembre de 2004; 15(9): 997- 1005; para hidroxiapatita, véase también L. Fang et al., Biomaterials, julio de 2006; 27(20): 3701-7, M. Huang et al., J Mater Sci Mater Med, julio de 2003; 14(7): 655-60, y W. Bonfield y E. Tanner, Materials World, enero de 1997; 5 no. 1: 18-20. Se pueden encontrar realizaciones de cargas bioactivas y su descripción, por ejemplo, en X. Huang y X. Miao, J Biomater App., abril de 2007, 21 (4): 351-74, JA Juhasz et al., Biomaterials, marzo de 2004; 25(6): 949-55. Los tipos de cargas en partículas incluyen: tipo grueso: 5 - 20  $\mu$ m (contenido, preferiblemente 10 - 25% en volumen) y submicrométrico (nanocargas tales como procedentes de precipitación, preferiblemente con una relación de dimensiones tipo placa >10, 10-50 nm, contenido de 0,5 a 5% en volumen).

Los ejemplos específicos de material polimérico cargado biodegradable son PLLA cargado con trifosfato cálcico o PDLLA 70%/30% (70%L y 30%D/L, LR706 de Böhringer) cargado con hasta 30% de fosfato cálcico bifásico.

Las porciones del dispositivo implantable o de la parte de dispositivo que no cumple la función de anclaje puede consistir en cualquier material apropiado (por ejemplo, polímero, metal, cerámico, vidrio), material que puede o no ser biorreabsorbible o biodegradable o puede tener o no propiedades termoplásticas. Aquellos materiales que deban estar en contacto con tejido óseo, preferentemente presentarán superficies equipadas para fomentar la osteointegración, es decir, con estructuras y/o revestimientos de superficie conocidos per se.

Los dispositivos de acuerdo con la invención son especialmente apropiados para cirugías mínimamente invasivas, pero también son aplicables para cirugías abiertas.

La invención se describe en mayor detalle en relación con las figuras adjuntas, en las que:

Las Figuras 1 a 5 muestran un ejemplo del primer grupo de realizaciones preferidas del dispositivo según la invención, comprendiendo el dispositivo dos porciones articulares, una porción de interfaz elástica y una porción de conector temporal en forma de un espaciador (Figura 1: representación tridimensional del dispositivo completo; Figura 2: línea divisoria II-II perpendicular a la dirección de implantación; Figuras 3 y 4: líneas divisorias III-III y IV-IV paralelas a la dirección de implantación; Figura 5: solo el espaciador);

Las Figuras 6 y 7 muestran dos realizaciones ejemplares adicionales del primer grupo de realizaciones preferidas, ilustradas sin mostrar la porción de conector;

La Figura 8 muestra una realización adicional de una porción de interfaz elástica aplicable, por ejemplo, en los dispositivos tal y como se ilustra en las Figuras 1 a 7;

La Figura 9 muestra un ejemplo del segundo grupo de realizaciones del dispositivo según la invención, comprendiendo el dispositivo dos porciones articulares, una porción de interfaz y una porción de conector en forma de una pinza (vista paralela a la dirección de implantación);

La Figura 10 muestra la porción de conector o pinza del dispositivo según la Figura 9;

La Figura 11 muestra un ejemplo adicional del segundo grupo de realizaciones del dispositivo según la invención, comprendiendo el dispositivo dos porciones articulares y una porción de conector en forma de pinza (vista paralela a la dirección de implantación);

La Figura 12 muestra la porción de conector o pinza del dispositivo según la Figura 11;

La Figura 13 muestra un ejemplo del tercer grupo de realizaciones del dispositivo según la invención, comprendiendo el dispositivo dos porciones articulares que están conectadas de manera rígida mediante una porción de conector rígida y biodegradable.

La Figura 14 ilustra un ejemplo adicional.

## DESCRIPCIÓN DE LAS REALIZACIONES PREFERIDAS

Las Figuras 1 a 5 muestran un ejemplo del primer grupo de realizaciones preferidas del dispositivo según la invención. El dispositivo comprende dos porciones articulares 1 y 2, una porción de interfaz elástica 3 y una porción de conector 4 en forma de un espaciador. La Figura 1 es una representación tridimensional del dispositivo completo y muestra además un extremo distal de una herramienta de vibración 5 utilizada para implantar el dispositivo. Las Figuras 2, 3 y 4 son secciones del dispositivo completo (Figura 2: línea divisoria II-II perpendicular a la dirección de implantación ID; las Figuras 2 y 3: líneas divisorias III-III y IV-IV paralelas a la dirección de implantación ID, estando las líneas divisorias indicadas en la Figura 1). La Figura 5 es una representación tridimensional solo de la porción de conector.

Las porciones articulares 1 y 2 presentan sus lados internos enfrentados entre sí (superficies articulares de las porciones articulares) y sus lados externos comprenden el material que tiene propiedades termoplásticas, por ejemplo, en forma de resaltos sobresalientes 10 que se extienden paralelos a la dirección de implantación ID, en los que los resaltos sobresalientes 10 del material que tiene propiedades termoplásticas pueden estar fijados en un surco socavado (no se muestra) o sobre una porción de superficie rugosa o porosa de una placa portadora 11 fabricada con un material diferente (por ejemplo, metal o material cerámico) y, en sus superficies que dan al tejido óseo, pueden portar conductores de energía en forma de bordes o pequeños picos que sobresalen de una superficie principal. También es posible fabricar las porciones articulares completas 1 y 2 con el material que tiene propiedades termoplásticas.

La porción de interfaz elástica 3 está dispuesta entre dos porciones articulares 1 y 2 y está fijada a los lados internos de las mismas, es decir, hacia la superficie de la placa portadora 11 frente a la superficie que contiene los resaltos 10. La porción de interfaz 3 es capaz de ser comprimida y estirada especialmente en una dirección perpendicular a los lados internos de las porciones articulares 1 y 2 o entre las placas portadoras 11 respectivamente, por lo tanto, no sólo cambia la distancia entre estas placas portadoras, sino que posiblemente el ángulo entre ellas. La porción de interfaz 3 también puede deformarse de tal manera que permita la traslación limitada entre las dos porciones articulares 1 y 2 o entre las dos placas portadoras 11, respectivamente. La porción de interfaz 3 es por ejemplo una construcción elastomérica (por ejemplo, fabricada con un recipiente cargado de un elastómero o un líquido o un gas que presenta paredes elásticas).

La porción de conector 4 está diseñada para ser posicionada entre las porciones articulares 1 y 2 o entre las placas portadoras 11, respectivamente, y tiene una altura entre las placas portadoras 11 que es lo suficientemente amplia para estirar la porción de interfaz 3 de tal manera que las fuerzas que normalmente se ejercen durante la manipulación e implantación del dispositivo no sean capaces de extender más las porciones articulares, es decir para evitar que el elemento conector 4 sea pinzado entre las placas portadoras 11 mediante la fuerza elástica de la porción de interfaz 3. La porción de conector 4 presenta preferiblemente la forma de una U que rodea la porción de interfaz 3 en un lado proximal y a ambos lados laterales. El miembro central de la porción de conector en forma de U preferentemente comprende los medios para acoplar el extremo distal o una herramienta de vibración 5 al mismo, por ejemplo, una perforación 12 en la cual se dispone una protuberancia 13 sobre este extremo de herramienta distal (por ejemplo, conexión a rosca o por encaje a presión). De manera alternativa, los mencionados medios de acoplamiento son, por ejemplo, una protuberancia en la porción de conector 4 y una correspondiente perforación en la herramienta 5 o un correspondiente par de cono y perforación cónica. Los medios de acoplamiento están diseñados para ser capaces de transmitir las vibraciones de la herramienta 5 a la porción de conector 4 y de soportar no solo la fuerza compresiva durante la implantación, sino también la resistencia a la tracción al liberar la porción de conector 4 del resto del dispositivo implantado (porciones articulares 1 y 2 y porción de interfaz 3) después de la etapa de anclaje.

Para facilitar la extracción de la porción de conector 4 al completar la etapa de anclaje, se recomienda brindar superficies de la porción de conector 4 al menos donde esté en contacto con las porciones articulares 1 y 2 de materiales que no sean propensos al desgaste o a la suspensión cuando se extrae la porción de conector (movimiento relativo con alta fricción debido a la presión). En placas portadoras 11 de titanio, por lo tanto, se propone utilizar para la porción de conector 4 o de la superficie correspondiente de la misma un metal diferente, por ejemplo, acero inoxidable o aluminio, o revestir con, por ejemplo, PEEK (polietercetona) aquellas superficies de un material menos apropiado (por ejemplo, el mismo metal que las porciones articulares, por ejemplo, titanio).

La herramienta de vibración 5 tiene un lado distal, cuya forma y tamaño preferentemente se adapta al lado proximal de la porción de conector 4, y un extremo proximal que está o puede ser conectado a una fuente de vibración (por ejemplo, dispositivo ultrasónico, posiblemente con amplificador).

La implantación del dispositivo según las Figuras 1 a 5 en una articulación (por ejemplo, una carilla articular humana) comprende los siguientes pasos:

- Las superficies articulares de la articulaciones se preparan mediante la exposición del hueso subcondral de las superficies articulares al menos donde el material que tiene propiedades termoplásticas será licuado para penetrar el tejido óseo. La articulación está, por ejemplo, fijada en una configuración distraída o no distraída y dos perforaciones (dos pares de surcos enfrentados uno en cada superficie articular de la articulación) son perforados en una dirección paralela a las superficies articulares, estando las perforaciones dimensionadas

para ser levemente más pequeñas que los resaltos 10 del dispositivo. Otras áreas de las superficies articulares, por ejemplo para estar en contacto con las placas portadoras 11, pueden extirparse para mejorar la osteointegración con las superficies externas preferentemente equipadas de forma correspondiente de las placas portadoras 11.

- El dispositivo comprende las dos porciones articulares 1 y 2, la porción de interfaz 3 y la porción de conector 4 pinzadas entre las porciones articulares está montado al extremo distal de la herramienta de vibración 5 y el extremo proximal de la herramienta de vibración está conectado con la fuente de vibración.
- El dispositivo está posicionado con su extremo distal dentro o en la entrada del espacio entre las superficies articulares preparadas de la articulación aún fija, estando los resaltos del material que tiene propiedades termoplásticas alineados con las perforaciones o surcos en las superficies articulares, respectivamente.
- El dispositivo se empuja hacia el espacio entre las dos superficies articulares y simultáneamente la herramienta de vibración vibra, de manera que el dispositivo avanza hacia el espacio, licuando el material que tiene propiedades termoplásticas al menos donde está en contacto inmediato con el tejido óseo, y permitiendo que el material licuado penetre el tejido óseo.
- La fuente de vibración se apaga, lo que permite que el material licuado se re-solidifique, a la vez que preferentemente se mantiene la fuerza de prensado.
- La herramienta de vibración 5 junto con la porción de conector 4 se suelta de la articulación, donde puede ser ventajoso liberar la fijación de la articulación y distraer levemente las porciones articulares implantadas utilizando una herramienta de distracción apropiada y/o contrarrestar la fuerza de empuje con una herramienta apropiada que actúa sobre los lados proximales de las porciones articulares 1 y 2.

Se prefiere la fijación de la articulación durante al menos la etapa de implantación y anclaje del dispositivo en la articulación, de manera que ni al forzar el dispositivo en la articulación ni cuando el material licuado se presiona en el tejido óseo de las superficies articulares se pueda modificar la posición relativa de las superficies articulares de la articulación durante la implantación. Tal fijación de la articulación se consigue por ejemplo al posicionar un lado distal de una herramienta de guía canulada contra la superficie ósea de la zona de implantación, en la que las protuberancias filosas provistas en este lado distal se fuerzan dentro de la superficie ósea a cada lado del par de superficies articulares. Allí, el canal axial de la herramienta de guía preferentemente no sólo está adaptado para guiar al dispositivo hacia la articulación y dentro de ella, sino que también para los instrumentos utilizados para localizar y preparar la articulación para la implantación, es decir, para instrumentos tales como una guía articular cuyo extremo distal, para localizar la articulación, se fuerza entre las superficies articulares de la articulación a ser reparada, un taladro y/o herramienta de corte (o posiblemente una guía de taladro o guía de herramienta de corte) para preparar las superficies articulares. Esto significa que la herramienta de guía se fija a la superficie ósea en uno de los primeros pasos del procedimiento de implantación y se extrae en uno de los últimos pasos, sirviendo para fijar la articulación y para guiar las herramientas necesarias para la cirugía.

El método de implantación completo se realiza preferentemente de una manera mínimamente invasiva, es decir, con la ayuda de una cánula o con la ayuda de la herramienta de guía mencionada anteriormente, a través de la cual el dispositivo y todas las herramientas necesarias son guiados hacia la zona de implantación. Un conjunto de herramientas que es apropiado para el método se describe en la publicación

WO-2010/045749 (WW Technology). Sin embargo, también es posible utilizar el dispositivo según la invención en cirugías abiertas.

El dispositivo y el método de implantación descrito anteriormente en relación con las Figuras 1 a 5 pueden variar sin alejarse de la idea básica de la invención, es decir, de la siguiente manera, en la que las variaciones enumeradas pueden combinarse entre sí de diversas formas:

- La porción de interfaz 2 presenta la forma de un disco redondo y la porción de conector 4, la forma de un medio círculo.
- La porción de interfaz 3 tiene un grosor diferente a cada lado de una línea media que se extiende paralela a la dirección de implantación, es decir, las dos porciones articulares 1 y 2 forman un ángulo una respecto de la otra.
- La porción de interfaz tiene cualidades de deformación anisótropa debido a que está fabricada con un material anisótropo, por ejemplo, al comprender un material de matriz en el que se integra una estructura anisótropa de un material más duro o al comprender un patrón anisótropo de poros o cavidades (véase también la Figura 8).

- La porción de interfaz 3 comprende dos o más secciones y la porción de conector 4 se extiende entre estas secciones en vez de alrededor de una sola porción de interfaz 3.
- 5 • Las superficies articulares de las porciones articulares 1 y 2 no están niveladas, sino por ejemplo curvadas, en donde la curvatura de una superficie articular puede ser diferente de la curvatura de la otra superficie articular.
- 10 • La superficie articular de una porción articular es mayor que la superficie articular de la otra porción articular.
- En vez de comprender dos o más resaltos 10 del material que tiene propiedades termoplásticas, cada porción articular 1 o 2 comprende un revestimiento total o parcial del material que tiene propiedades termoplásticas y no se proveen surcos en las superficies articulares de la articulación.
- 15 • Dependiendo de las características del tejido óseo en el que el dispositivo será anclado, puede que no sea necesario eliminar tejido óseo para proveer los surcos para contener los resaltos 10, en cuyo caso los resaltos pueden estar equipados con, por ejemplo, bordes filosos orientados paralelos a la dirección de implantación para surcar el tejido óseo mediante su compresión o desplazamiento.
- 20 • El lado distal de la herramienta de vibración 5 está adaptado para la transmisión de la vibración no solo a la porción de conector 4, sino además o alternativamente a los lados proximales de las porciones articulares 1 y 2.
- 25 • La porción de conector 4 está fabricada con un material biorreabsorbible o biodegradable y no se extraerá después de la implantación, sino que se reabsorberá o degradará gradualmente. En tal caso, no es necesario que la porción de conector 4 se extienda hacia el lado proximal del dispositivo y la vibración puede acoplarse al dispositivo a través de los lados proximales de las porciones articulares 1 y 2, que están preferentemente montadas en la herramienta de vibración 5 de una manera similar a la que se describe para la porción de conector 4.
- 30 • La porción de conector 4 no está conectada a la herramienta de vibración y comprende los medios para ser sujeta con una herramienta de extracción correspondiente.
- 35 • La porción de conector 4 no se extraerá inmediatamente después de implantar el dispositivo, sino en una segunda cirugía, en la que la herramienta de extracción puede estar conectada a la porción de conector 4 de la misma manera que la herramienta de vibración 5 está conectada a la misma para la implantación.
- 40 • En vez de los resaltos 10 que consisten en el material que tiene propiedades termoplásticas y que son una parte integral de las porciones articulares 1 y 2, las porciones articulares 1 y 2 comprenden túneles dentro de los cuales las clavijas del material que tiene propiedades termoplásticas se empujan mientras vibra (véase la Figura 13). En tal caso, no vibra el dispositivo completo, sino sólo una parte del mismo, es decir, las clavijas, y la licuación del material que tiene propiedades termoplásticas se logra entre las clavijas vibrantes y el resto rígido del dispositivo en interfaces dentro de los túneles para que fluya a través de la perforación hacia el tejido óseo vecino, en el que se impide que el resto del dispositivo, rígido debido a la porción de conector y posicionado entre las superficies articulares de la articulación, vibre junto con las clavijas. Es necesario que al menos haya dos clavijas del material termoplástico, una por cada porción articular, preferentemente cuatro, en donde todas estas clavijas pueden vibrar sucesiva o simultáneamente utilizando una herramienta de vibración ahorquillada correspondiente.
- 45 • En vez de los resaltos 10 que consisten en el material que tiene propiedades termoplásticas y que se acoplan a las placas portadores 11, el dispositivo comprende clavijas separadas del material que tiene propiedades termoplásticas y las placas portadoras comprenden surcos correspondiente que se ubicarán enfrentados a los surcos provistos en las superficies articulares de la articulación (véase, por ejemplo, la Figura 7). Para anclar las clavijas simultáneamente en el tejido óseo y en la placa portadora, se empujan las clavijas mientras vibran entre la superficie articular y la placa portadora del dispositivo posicionado entre las superficies articulares de la articulación. También en este caso, la rigidez del dispositivo provocada por la porción de conector 4 mantiene el dispositivo firme en la articulación mientras las clavijas se posicionan y anclan, y previene la pérdida de energía a través de la vibración de las porciones de dispositivo distintas de las clavijas.
- 50
- 55

60 Un experto en la técnica fácilmente adaptará las que sean apropiadas de las previamente mencionadas variaciones de la realización ejemplar del dispositivo según las Figuras 1 a 5 para realizaciones adicionales del dispositivo según las invención, tal y como se ilustra en las Figuras adicionales y como se describe a continuación en relación a estas Figuras adicionales.

Las Figuras 6 y 7 muestran en mayor detalle dos ejemplos adicionales del primer grupo de realizaciones preferidas del

dispositivo según la invención. Cada uno de los dos dispositivos ilustrados comprende dos porciones articulares 1 y 2 y una porción de interfaz elástica 3 posicionada entre las dos porciones articulares y acoplada a las mismas. La porción de conector no se muestra en las Figuras 6 y 7, pero se supone es de forma similar a la que se muestra en las Figuras 1 a 5.

El dispositivo según la Figura 6 es muy similar al que se muestra en las Figuras 1 a 5, en las que los resaltos 10 del material que tiene propiedades termoplásticas están ilustrados con conductores de energía en forma de pequeños resaltos o bordes 15 que sobresalen longitudinalmente extendiéndose a lo largo de la longitud del resalto y ubicándose yuxtapuestos unos respecto a otros en la dirección de su longitud.

El dispositivo según la Figura 7 comprende en vez de resaltos 10, clavijas 20 del material que tiene propiedades termoplásticas que se acomodan en surcos 21 en la superficie externa de las placas portadoras 11 y que sobresalen de estos surcos. Al igual que con los resaltos 10 mostrados en la Figura 6, las clavijas 20 están equipadas con bordes 15 que se extienden a lo largo de parte de la longitud de la clavija y que están dispuestos en yuxtaposición unos respecto de otros a lo largo de la longitud de la clavija. Las clavijas están ya sea fijas en los surcos 21, tal y como se mencionó anteriormente, y la implantación del dispositivo se lleva a cabo como se describió más arriba para el dispositivo según las Figuras 1 a 5. Alternativamente, las clavijas 20 son partes de dispositivo separadas y, para la implantación, el dispositivo sin las clavijas primero se posiciona entre las superficies articulares a la articulación a ser tratada, en la que cada surco 21 en el lado externo de la placa portadora 11 da a un surco en la superficie articular preparada de la articulación. Luego una clavija se empuja hacia cada abertura formada por uno de los surcos en la superficie articular de la articulación y un surco enfrenteado 21 en la placa portadora 11, mientras vibra para la licuación del material que tiene propiedades termoplásticas que se licuará cuando entre en contacto con el tejido óseo en uno de los lados y con el material de la placa portadora 11 en el otro lado para de ese modo ser anclado en ambos lados.

Las placas portadoras 11 mostradas en la Figura 7 consisten en, por ejemplo, titanio y tienen una superficie externa estructurada o rugosa apropiada para promover la osteointegración. Tal osteointegración puede reemplazar el anclaje del dispositivo en el tejido óseo de la articulación por el material que tiene propiedades termoplásticas para que las clavijas 20 puedan consistir en un material biorreabsorbible o biodegradable.

La Figura 8 muestra un ejemplo de una porción de interfaz 3 elástica que es, por ejemplo, apropiada para los dispositivos ilustrados en las Figuras 1 a 7. La porción de interfaz 3 comprende perforaciones 22 con ejes sustancialmente paralelos (u otras cavidades o poros dispuestos en filas paralelas u otras disposiciones con una dirección principal). Esta porción de interfaz 3 tiene características anisótropas, tal y como se menciona más arriba, con las que ofrece menos resistencia a las fuerzas de corte y flexión que actúan en planos orientados perpendiculares a los ejes de perforaciones que las fuerzas de corte y flexión que actúan en planos orientados paralelos a los ejes de perforaciones. Con tales porciones de interfaz equipadas, se hace posible imitar fisiológicamente el rango de movimiento y las limitaciones de movimiento hacia los extremos del movimiento de articulación.

Las Figuras 9 y 10 ilustran un ejemplo de un segundo grupo de realizaciones del dispositivo según la invención. El dispositivo comprende dos porciones articulares 1 y 2 con, por ejemplo, resaltos 10 del material que tiene propiedades termoplásticas y con una placa portadora 11, y además comprende una porción de interfaz 3 dispuesta entre las superficies articulares de las porciones articulares 1 y 2, y una porción de conector 4 en forma de una pinza. La Figura 9 muestra el dispositivo completo visto en paralelo a la dirección de implantación, la Figura 10 muestra solo la porción de conector 4. A diferencia del primer grupo de realizaciones del dispositivo según la invención, en los dispositivos del segundo grupo las porciones articulares 1 y 2 están pinzadas juntas mediante la porción de conector 4 en vez de estar separadas entre sí. Esto significa que la porción de interfaz 3 puede no ser rígida y no estar acoplada a ninguna de las porciones articulares o puede ser elástica y estar acoplada o no a ambas porciones articulares.

Las porciones articulares 1 y 2 del dispositivo según la Figura 9 tiene lados internos cóncavos y la porción de interfaz 3 constituye un elemento separado con forma de una esfera plana libre de un material elástico o no elástico contenido entre estos lados internos cóncavos. Esta forma específica de las superficies articulares de las porciones articulares 1 y 2 y de la porción de interfaz 3 no es una condición del segundo grupo de realizaciones del dispositivo según la invención. Estas formas también pueden corresponder a cualquier forma ilustrada en las figuras previas o descritas en las variaciones ejemplares enumeradas anteriormente para el dispositivo según las Figuras 1 a 5.

La porción de conector temporal 4 del dispositivo según las Figuras 9 y 10 tiene forma de U con un miembro central 31 y dos miembros de pata 32 acoplados al miembro central, estando los miembros de la porción de conector 4 dimensionados para que los miembros de pata 32 encajen en los surcos 30 que discurren paralelos a los resaltos 10 en el lado externo de las placas portadoras 11 y están adicionalmente dimensionados para ejercer una fuerza de prensado sobre el par de porciones articulares 1 y 2. Tal y como se menciona anteriormente, el miembro central 31 de la porción de conector 4 está preferentemente equipado para conectarse a un extremo distal de una herramienta de vibración, por ejemplo, con una perforación 12. Tal y como se menciona anteriormente, la porción de conector 4 temporal se extrae después del paso de anclaje de las porciones articulares 1 y 2 en el tejido óseo de las superficies articulares de la articulación tirando la porción de conector lejos de la articulación, en donde puede ser ventajoso presionar las porciones articulares 1 y 2 una contra otra y/o contrarrestar el tirón presionando las porciones articulares

1 y 2 hacia la articulación.

Las Figuras 11 y 12 ilustran un ejemplo adicional del segundo grupo de realizaciones del dispositivo según la invención. La Figura 11 muestra el dispositivo completo que comprende dos porciones articulares 1 y 2, sin una porción de interfaz y con una porción de conector 4 temporal pinzando las dos porciones articulares una contra otra; la Figura 12 muestra solo la porción de conector 4. Este porción de conector 4 de la presente realización comprende un miembro central 31 y en este caso cuatro miembros de pata 32, que encajan en las perforaciones 33 que se extienden paralelas a las dirección de implantación, dos en cada una de las porciones articulares 1 y 2 y que están dimensionadas y equipadas para ejercer una fuerza de prensado polarizando las dos porciones articulares 1 y 2 una contra otra. La implantación y extracción de la porción de conector 4 se lleva a cabo tal y como se describe en los dispositivos descritos anteriormente.

La Figura 13 muestra un ejemplo del tercer grupo de realizaciones del dispositivo según la invención. El dispositivo comprende nuevamente dos porciones articulares 1 y 2 y una porción de conector 4 temporal que conecta las dos porciones articulares 1 y 2 de manera rígida al ser la misma rígida y al estar conectada de forma rígida a cada una de las porciones articulares 1 y 2. La porción de conector 4 está dispuesta entre las superficies articulares de las porciones articulares 1 y 2 y está fabricada de un material rápidamente biorreabsorbible o biodegradable o soluble en agua y, por lo tanto, no es necesario que la extraiga el cirujano. El dispositivo según la Figura 13 comprende dos perforaciones 12 ya que está conectado con una herramienta de vibración de manera que se pueda liberar.

Para el bloqueo inicial del movimiento articular, por ejemplo, para la reparación de daños en tejidos blandos asociados y/o fracturas de tejidos duros (posibles daños adicionales que puedan ser causados por el mismo traumatismo que los daños articulares a ser reparados de la manera que se describe en el presente documento), puede ser ventajoso utilizar para la porción de conector 4 un material capaz de mantener su rigidez por un período más extenso (preferentemente durante 2 a 8 semanas). Los polímeros apropiados para dicho bloqueo de articulación prolongado, aunque temporal, o para dicha respectiva porción de conector por un período más extenso son, por ejemplo, polímeros de ácido láctico o glicólico o polímeros basados en colágeno, que son solubles en agua o biodegradables dependiendo de su nivel de reticulación.

Aparte del material biorreabsorbible o biodegradable, la porción de conector 4 puede además comprender regiones no reabsorbibles o no degradables (no se muestran), que constituyen una porción de interfaz posible en forma de una conexión elástica o flexible entre las porciones articulares 1 y 2, que limita la articulación y posible traslación entre la porciones articulares una vez que la parte reabsorbible o degradable de la porción de conector 4 es reabsorbida o degradada.

La Figura 14 muestra una sección (similar a la Figura 3) a través de un dispositivo (no es según la invención reivindicada). Tal y como se menciona anteriormente, en esta realización el material que tiene propiedades termoplásticas está presente en forma de una pluralidad de clavijas termoplásticas 40 que encajan en vainas perforadas (o fenestradas) 41 o túneles, que están dispuestas paralelas a la dirección de implantación en la superficies externas de las placas portadoras 11 y que sobresalen de las últimas, o que están dispuestas en placas portadoras y que no sobresalen de las mismas. En la Figura 14, las clavijas termoplásticas están ilustradas posicionadas dentro de las vainas perforadas 41. Las perforaciones de las vainas o túneles están ubicadas en el lado externo de las porciones articulares 1 y 2 y están dimensionadas de manera tal que el material licuado de las clavijas termoplásticas 40 sea capaz de fluir sin obstáculos hacia el exterior de las vainas 41 o túneles para poder penetrar en el tejido óseo de las superficies articulares de la articulación a ser tratada.

Cuando se realiza la implantación, el dispositivo según la Figura 14 se posiciona, con o sin las clavijas 40 dentro de las vainas 41, entre las superficies articulares de la articulación a ser tratada. Luego las clavijas 40 se empujan hacia las vainas o túneles mientras vibran. El material de clavija se licua sobre la interfaz entre la clavija y la superficie interna de la vaina 41 o túnel, en particular en las ubicaciones donde ninguna de las paredes internas o la clavija comprenden conductores de energía, y fluye a través de las perforaciones para penetrar en el tejido óseo adyacente. Para la licuación dirigida, los conductores de energía mencionados están preferentemente dispuestos en la superficie interna de la vaina o túnel en la región de las perforaciones.

La implantación del dispositivo tal y como se muestra en la Figura 14 se lleva a cabo de manera muy similar a la que se describe anteriormente para el dispositivo tal y como se muestra en la Figura 6 y que comprende clavijas separadas 20.

Por supuesto que también es posible equipar las realizaciones del segundo y tercer grupo de realizaciones del dispositivo según la invención con vainas o túneles tal y como se muestra en la Figura 14 e implantarlas con el método descrito anteriormente para el dispositivo según la Figura 14.

## REIVINDICACIONES

- 5 1. Un dispositivo para tratar una articulación humana o animal, comprendiendo la articulación dos superficies articulares y comprendiendo el dispositivo:  
  
10 dos porciones articulares (1 y 2) capaces de al menos limitar la articulación una respecto de otra y estando equipada para fijarse una en cada una de las superficies articulares con la ayuda de un material que tiene propiedades termoplásticas y energía vibratoria, **caracterizado por que** el material que tiene propiedades termoplásticas está dispuesto en los lados externos de cada porción articular (1 y 2),  
y **por que** el dispositivo comprende una porción de conector temporal (4) estando dispuesta de manera que pueda liberarse entre o alrededor de las dos porciones articulares (1 y 2) y conectando las dos porciones articulares (1 y 2) para formar una entidad rígida y no articulada de modo que el dispositivo constituya una única pieza al menos durante el tiempo que dure el procedimiento de implantación.  
15 2. El dispositivo según la Reivindicación 1 y comprendiendo además una porción de interfaz (3) que está dispuesta entre los lados internos de las porciones articulares (1 y 2).  
  
20 3. El dispositivo según la Reivindicación 2, en el que la porción de interfaz (3) es elástica y está fijada a cada uno de los lados internos de las dos porciones articulares (1 y 2) y en el que la porción de conector (4) es un espaciador pinzado o capaz de ser pinzado entre los lados internos de las porciones articulares (1 y 2) y que se mantiene en la posición de pinzamiento por la elasticidad de la porción de interfaz.  
  
25 4. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en el que la porción de interfaz (3) es elástica o rígida o inexistente, y en el que la porción de conector temporal (4) es una pinza capaz de pinzar juntas las dos porciones articulares (1 y 2).  
  
30 5. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 4, en el que la porción de interfaz (3) está dispuesta de manera que no está acoplada a los lados internos de las porciones articulares (1 y 2).  
  
35 6. El dispositivo según la Reivindicación 1, en el que la porción de conector temporal (4) es rígida y está dispuesta entre las dos porciones articulares (1 y 2) y acoplada rígidamente a cada una de las porciones articulares (1 y 2) y en el que la porción de conector temporal (4) está fabricada al menos en parte con un material biorreabsorbible o biodegradable.  
  
40 7. El dispositivo según cualquiera de las Reivindicaciones 1 a 6, en el que la porción de interfaz (3) está fabricada con un material biorreabsorbible o biodegradable.  
  
8. El dispositivo según cualquiera de las Reivindicaciones 1 a 6, en el que las porciones articulares (1 y 2) comprenden el material que tiene propiedades termoplásticas en al menos uno de: unos resaltos (10) que sobresalen de las superficies externas de las placas portadoras (11), un revestimiento de dicha superficie externa de la placa portadora (11), en clavijas dispuestas o capaces de ser dispuestas en surcos en los lados externos de las placas portadoras, y dispuestas o capaces de ser dispuestas en túneles en las placas portadoras.  
  
45 9. El dispositivo según cualquiera de las Reivindicaciones 1 a 6, en el que las porciones articulares completas están fabricadas con un material que tiene propiedades termoplásticas.

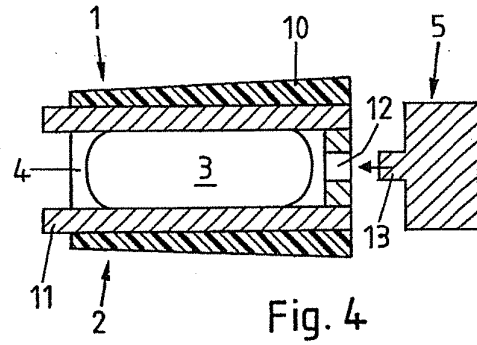
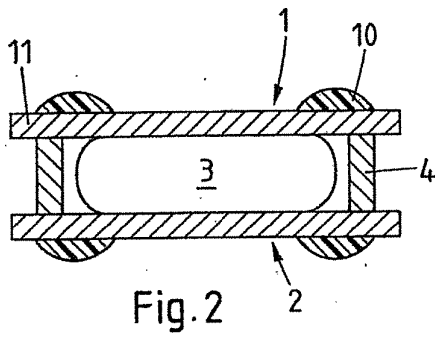
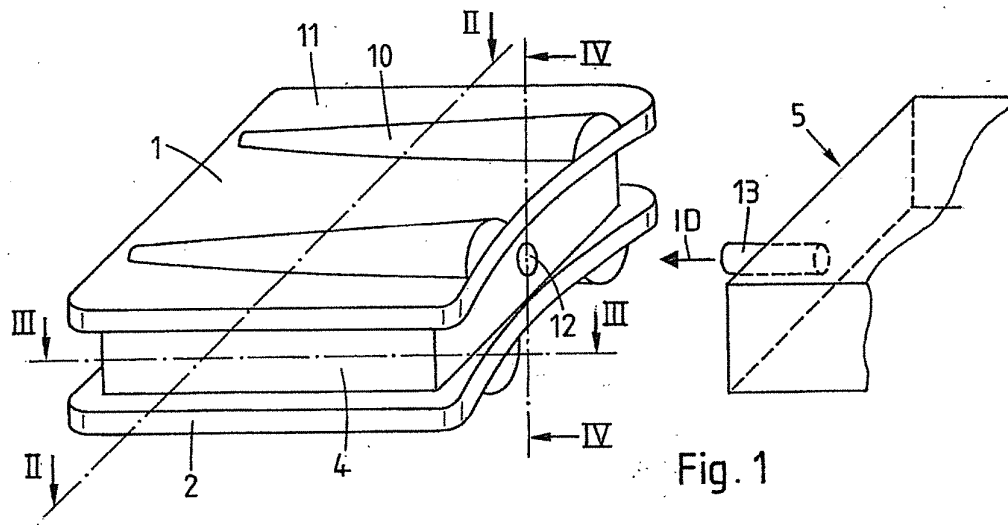
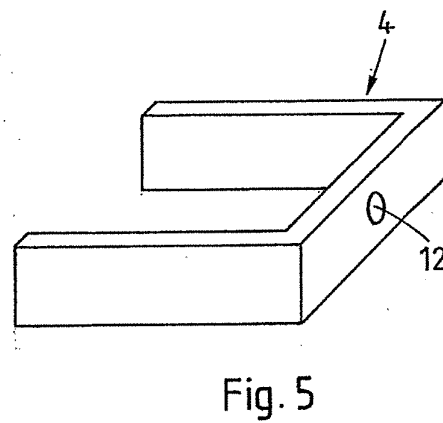
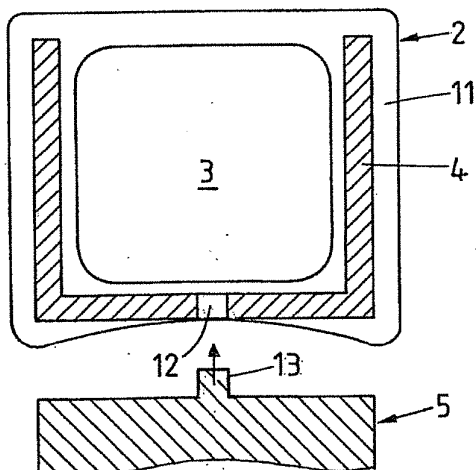


Fig. 3



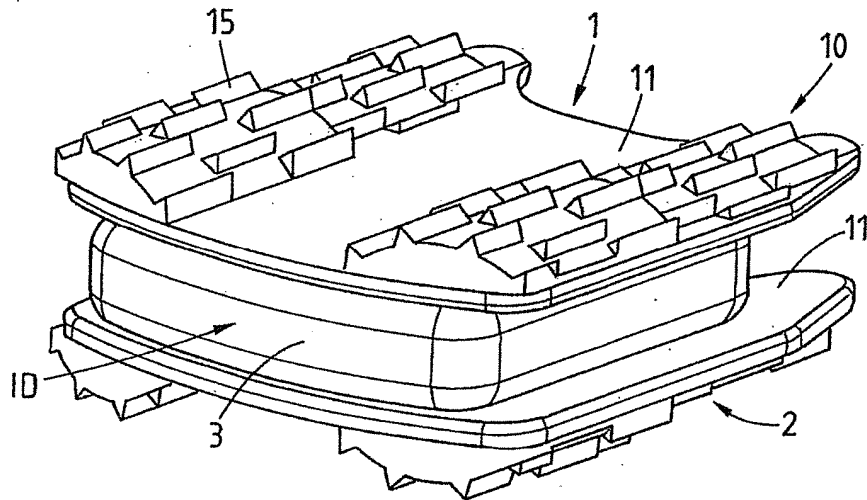


Fig. 6

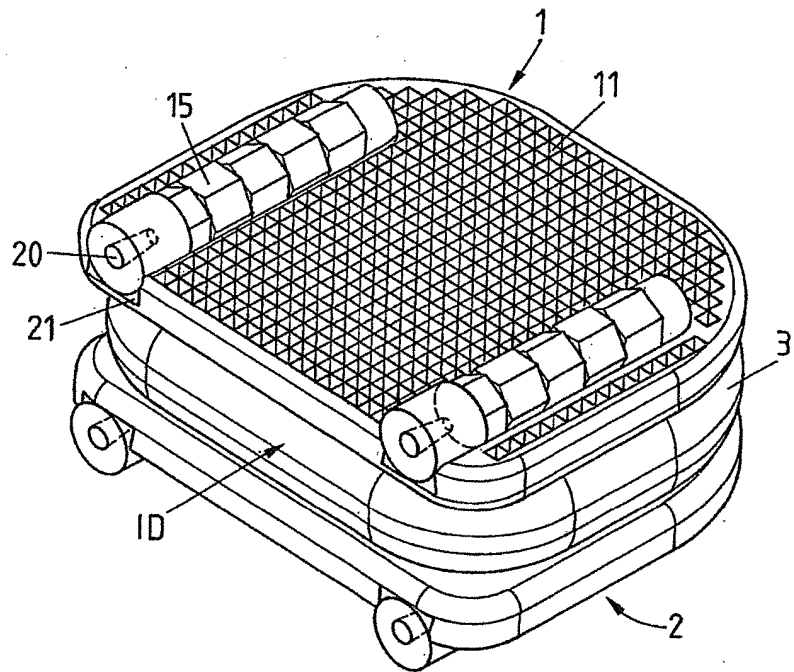


Fig. 7

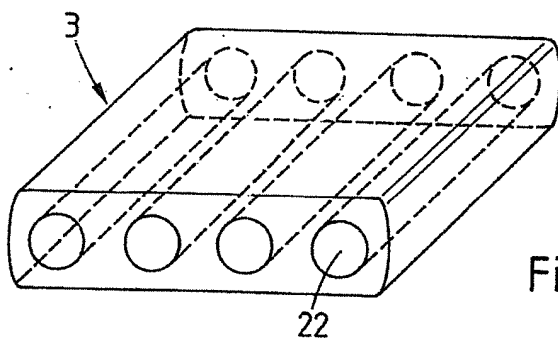


Fig. 8

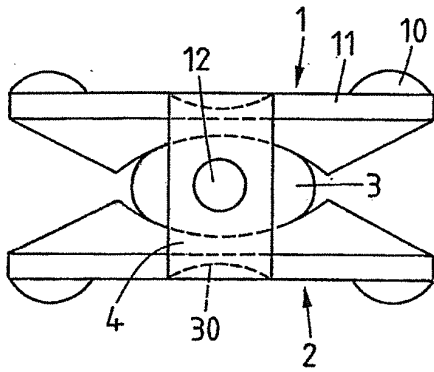


Fig. 9

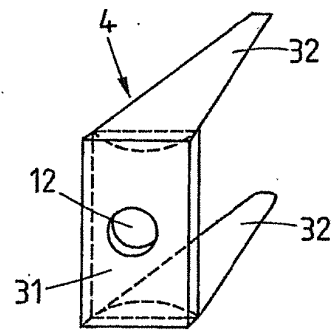


Fig. 10

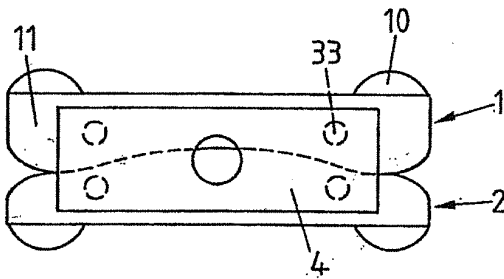


Fig. 11

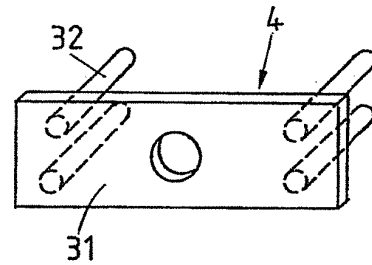


Fig. 12

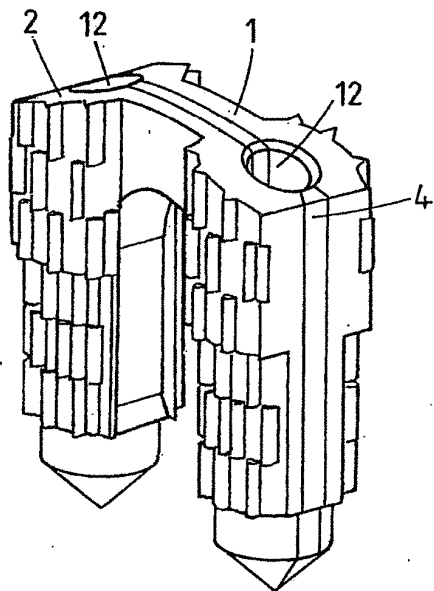


Fig. 13

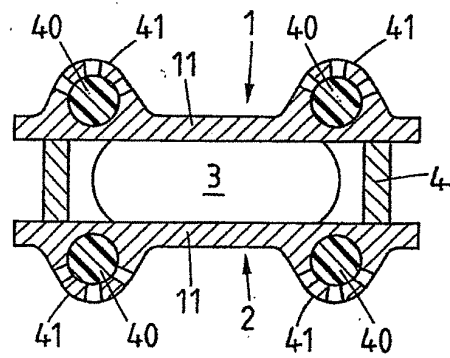


Fig. 14