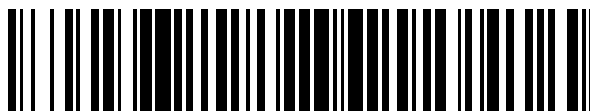


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 750 606**

51 Int. Cl.:

A61F 2/30 (2006.01)

A61F 2/46 (2006.01)

A61F 2/44 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.07.2014 PCT/IL2014/050613**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.01.2015 WO15004660**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.07.2014 E 14747147 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.09.2019 EP 3019124**

54 Título: **Implante ortopédico con ángulo ajustable entre superficies de contacto con tejido**

30 Prioridad:

09.07.2013 US 201361843957 P

31.10.2013 US 201361897898 P

28.01.2014 US 201414165614

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

26.03.2020

73 Titular/es:

SEASPINE, INC. (100.0%)

5770 Armada Drive

Carlsbad, CA 92008, US

72 Inventor/es:

LOEBL, ODED;

TOUBIA, DIDIER y

YUSTEIN, HAIM

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 750 606 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

Implante ortopédico con ángulo ajustable entre superficies de contacto con tejido

5 Campo y antecedentes de la invención

La presente invención se refiere a implantes ortopédicos y, en particular, se refiere a un implante ortopédico con un ángulo ajustable entre dos superficies de contacto con tejido.

10 Es conocido el hecho de desplegar implantes entre superficies de tejido en varios procedimientos ortopédicos, y, en varios casos, puede resultar ventajoso usar un implante para modificar una relación angular entre las superficies de tejido. A modo de ejemplo no limitativo, esta necesidad puede surgir durante una cirugía de la columna vertebral, como cuando exista la necesidad de restaurar un ángulo lordótico entre las vértebras, o para corregir una desalineación por escoliosis entre las vértebras.

15 En ciertos casos, es posible ajustar un ángulo entre las superficies de contacto con tejido tras colocar un implante dentro del cuerpo. La Patente de Estados Unidos n.º 6190414, de Young y col., es un ejemplo de un dispositivo para llevar a cabo dicho ajuste.

20 La publicación de patente PCT WO 2012/112596 da a conocer un implante intervertebral expansible, que se expande dentro del plano del espacio intervertebral. La patente de Estados Unidos n.º 2013/0041471 da a conocer un implante ortopédico adicional.

25 Por lo tanto, existe la necesidad de un implante ortopédico con un ángulo ajustable entre dos superficies de contacto con tejido.

Sumario de la invención

30 La presente invención es un implante ortopédico con un ángulo ajustable entre dos superficies de contacto con tejido.

De acuerdo con las enseñanzas de la presente invención, se proporciona un implante para la inserción entre dos regiones de tejido, comprendiendo el implante: (a) una base que tiene una primera superficie de contacto para entrar en contacto con una primera región de tejido, comprendiendo la base una primera porción desplazable con respecto a una segunda porción, asumiendo la base una longitud inicial y acortándose hacia una segunda longitud cuando se desplaza la primera porción hacia la segunda porción; (b) un elemento abisagrado que tiene una segunda superficie de contacto para entrar en contacto con una segunda región de tejido, estando el elemento abisagrado interconectado con la primera porción de la base en una bisagra efectiva; y (c) un segmento de unión conectado de manera abisagrada a un segundo segmento de unión para empujar una región del elemento abisagrado en sentido opuesto a la base, cambiando de este modo un ángulo de la segunda superficie de contacto con respecto a la primera superficie de contacto, en donde la segunda superficie de contacto tiene una dimensión mayor denominada longitud de superficie de contacto, y en donde el segmento de unión tiene una dimensión entre dos ejes de la conexión abisagrada, que se denomina longitud de segmento de unión, siendo la longitud de superficie de contacto al menos un 40 % más larga que la longitud de segmento de unión.

45 De acuerdo con una característica adicional o alternativa de ciertas realizaciones de la presente invención, el elemento abisagrado tiene un extremo correspondiente a un punto en el elemento abisagrado más alejado de la bisagra efectiva, y en donde una ubicación de conexión abisagrada entre el segmento de unión y el elemento abisagrado está distanciada del extremo por al menos el 10 % de la longitud de superficie de contacto.

50 De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, también se proporciona una varilla de despliegue insertada a través de una abertura en un extremo proximal del implante y que engancha con la más distal de la primera y segunda porciones de la base, de manera que una fuerza aplicada en el extremo proximal del implante en una dirección distal pueda verse contrarrestada por una fuerza contraria aplicada en la varilla de despliegue, causando así un acortamiento de la base.

55 De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, la primera porción y la segunda porción están formadas con características complementarias que definen una configuración de trinquete, que comprende una serie de dientes de trinquete y un retén sesgado elásticamente, desplegándose la configuración de trinquete para permitir el acortamiento de la base desde la longitud inicial a través de un intervalo de longitudes, y para oponerse al alargamiento de la base.

60 De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, también se proporciona un elemento de liberación de trinquete insertable a través de una abertura en el implante, y desplegable para liberar el acoplamiento del retén con los dientes de trinquete para permitir el alargamiento de la base.

65 De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, también se proporciona

una varilla de despliegue insertada a través de una abertura en un extremo proximal del implante y que engancha con la más distal de la primera y segunda porciones de la base, de manera que una fuerza aplicada en el extremo proximal del implante en una dirección distal pueda verse contrarrestada por una tensión aplicada en la varilla de despliegue, causando así un acortamiento de la base.

5 De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, un acoplamiento de la varilla de despliegue con la porción distal está configurado para permitir un primer movimiento de la varilla de despliegue al tiempo que se mantiene el acoplamiento con la porción distal, y en donde la varilla de despliegue tiene al menos una característica desplegada de tal manera que el primer movimiento sea efectivo para hacer que la al
10 menos una característica se apoye sobre una parte de la configuración de trinquete, para liberar el acoplamiento del retén con los dientes de trinquete para permitir el alargamiento de la base.

De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, el acoplamiento de la varilla de despliegue con la porción distal es un acoplamiento roscado, y en donde el primer movimiento es una rotación efectiva para hacer avanzar la varilla de despliegue en relación con el acoplamiento roscado.

De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, la primera superficie de contacto y la segunda superficie de contacto son superficies parciales que tienen una o más aberturas que componen al menos un cuarto del área total de una huella de superficie de contacto.

De acuerdo con una característica adicional de ciertas realizaciones de la presente invención, la primera superficie de contacto define un primer plano de contacto y la segunda superficie de contacto define un segundo plano de contacto, y en donde el acortamiento de la base desde la longitud inicial hasta la segunda longitud desplaza el segundo plano de contacto a través de un intervalo angular de al menos 10° con respecto al primer plano de contacto.

25 **Breve descripción de los dibujos**

En el presente documento se describe la invención, únicamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en donde:

30 Las FIGS. 1A y 1B son vistas isométricas de un implante, que se han construido y se operan de acuerdo con una realización de la presente invención, con un ángulo ajustable entre dos superficies de contacto con tejido, mostrándose el implante en un estado de ángulo mínimo y un estado de ángulo aumentado, respectivamente;

35 La FIG. 1C es una vista isométrica similar a la FIG. 1B desde un lado proximal del implante;

Las FIGS. 2A y 2B son vistas isométricas adicionales correspondientes a las Figs. 1A y 1B, respectivamente, tomadas desde encima del implante;

Las FIGS. 3A y 3B son una vista isométrica y una vista despiezada lateral, respectivamente, que muestran los componentes del implante de la FIG. 1A;

40 Las FIGS. 4A-4C son vistas en sección transversal del plano central tomadas a través del implante de la FIG. 1A, en un estado de ángulo mínimo, un estado de ángulo intermedio y un estado de ángulo máximo, respectivamente;

Las FIGS. 5A-5C son una secuencia de vistas laterales esquemáticas que ilustran un proceso de restauración del ángulo lordótico entre cuerpos vertebrales adyacentes, utilizando el implante de las FIGS. 1A y 1B;

45 La FIG. 6A es una vista axial esquemática que ilustra la introducción del implante de la FIG. 1A en un espacio intervertebral mediante abordaje transforaminal;

La FIG. 6B es una vista similar a la FIG. 6A después del despliegue del implante;

La FIG. 7 es una vista axial esquemática que ilustra un par de implantes como los de la FIG. 1A, desplegados bilateralmente en un espacio intervertebral mediante abordaje posterior;

La FIG. 8 es una vista isométrica de una variante del implante de la FIG. 1A, adecuada para la colocación intervertebral mediante abordaje anterior o lateral;

50 La FIG. 9 es una vista axial esquemática que ilustra la colocación del implante de la FIG. 8 dentro de un espacio intervertebral;

La FIG. 10 es una vista lateral esquemática que ilustra el despliegue del implante de la FIG. 8, desplegado dentro de un espacio intervertebral mediante abordaje anterior;

55 Las FIGS. 11A y 11B son vistas isométricas esquemáticas del implante de la FIG. 8, sostenido por una herramienta de compresión para el despliegue mediante abordaje lateral, mostrándose el implante en un estado de ángulo mínimo y un estado de ángulo aumentado, respectivamente;

La FIG. 12A es una vista axial esquemática que ilustra la introducción del implante de la FIG. 1A en un espacio intervertebral mediante abordaje transversal;

La FIG. 12B es una vista similar a la FIG. 12A después del despliegue del implante;

60 Las FIGS. 13A-13C son una secuencia de vistas anteriores esquemáticas que ilustran un proceso de corrección de una desalineación por escoliosis entre cuerpos vertebrales adyacentes, utilizando el implante de la FIG. 1A;

Las FIGS. 14A-14C son vistas isométricas de un implante, que se han construido y se operan de acuerdo con una realización de la presente invención, con un ángulo ajustable entre dos superficies de contacto con tejido, mostrándose el implante en un estado de ángulo mínimo, un estado de ángulo aumentado y un estado de ángulo
65 máximo, respectivamente;

Las FIGS. 15A-15C son vistas isométricas similares a las FIGS. 14A-14C, respectivamente, cortadas a lo largo de

un plano central del implante;

La FIG. 16A es una vista en despiece isométrico que ilustra los componentes del implante de la FIG. 14A;

La FIG. 16B es una vista ampliada de la región de la FIG. 16A designada XVI;

5 La FIG. 17A es una vista lateral del implante de la FIG. 14B que muestra el implante en un estado parcialmente elevado, acoplado por una varilla de despliegue con un elemento integrado de liberación de trinquete, efectivo para liberar el bloqueo de una configuración de trinquete;

La FIG. 17B es una vista similar a la FIG. 17A durante la extracción de la varilla de despliegue, y que muestra la configuración de trinquete acoplada;

10 Las FIGS. 18A y 18B son vistas en sección transversal del plano central tomadas a través de las FIGS. 17A y 17B, respectivamente;

La FIG. 19A es una vista isométrica que ilustra el implante de la FIG. 14A fijado a un sistema de aplicación;

La FIG. 19B es una vista ampliada de la región de la FIG. 19A designada XIX;

La FIG. 20A es una vista en sección transversal del plano central, tomada a través del sistema de aplicación ilustrado en la FIG. 19A;

15 La FIG. 20B es una vista ampliada de la región de la FIG. 20A designada XX;

La FIG. 20C es una vista ampliada de la región de la FIG. 20A designada XXI;

La FIG. 21A es una vista isométrica de una variante del implante de las FIGS. 14A-14C, que emplea una ranura de chaveta para el acoplamiento de una varilla de despliegue;

La FIG. 21B es una ampliación de una región de la FIG. 21A designada XXI;

20 La FIG. 21C es una vista isométrica de una varilla de despliegue para usar con el implante de la FIG. 21A, que incluye una configuración de acoplamiento mediante ranura de chaveta y una función de liberación con mecanismo de trinquete de tipo leva;

Las FIGS. 22A-22C son vistas en sección transversal del plano central tomadas a través del implante de la FIG. 21A, que muestran la varilla de despliegue en un estado previo al acoplamiento, un estado acoplado de liberación de trinquete y un estado acoplado de acoplamiento de trinquete, respectivamente;

25 Las FIGS. 23A-23C son vistas en sección transversal tomadas a lo largo del plano XXIII mostrado en las FIGS. 22A-22C, respectivamente;

Las FIGS. 24A y 24B son vistas laterales de un implante de acuerdo con una implementación variante del implante de la FIG. 14A, que ilustra un primer despliegue alternativo de un segmento de unión, mostrándose el implante en un estado de ángulo mínimo y un estado de ángulo máximo, respectivamente; Las FIGS. 25A y 25B son vistas laterales de un implante de acuerdo con una implementación variante adicional del implante de la FIG. 14A, que ilustra un despliegue alternativo adicional de un segmento de unión, mostrándose el implante en un estado de ángulo mínimo y un estado de ángulo máximo, respectivamente; y

30 Las FIGS. 26A y 26B son vistas laterales de un implante de acuerdo con otra implementación variante adicional del implante de la FIG. 14A, que ilustra un despliegue alternativo adicional de un segmento de unión, mostrándose el implante en un estado de ángulo mínimo y un estado de ángulo máximo, respectivamente.

Descripción de las realizaciones preferidas

40 La presente invención es un implante ortopédico con un ángulo ajustable entre dos superficies de contacto con tejido.

Los principios y el funcionamiento de los implantes de acuerdo con la presente invención pueden comprenderse mejor con referencia a los dibujos y la descripción adjunta.

45 A continuación, con referencia a los dibujos, las FIGS. 1A-25B ilustran diversas realizaciones de un implante, que se ha construido y se opera de acuerdo con las enseñanzas de una realización de la presente invención.

Visión de conjunto

50 Con referencia colectiva a todas las realizaciones, se muestra un implante para la inserción entre dos regiones de tejido, que tiene una base **12** con una primera superficie de contacto **14** para entrar en contacto con una primera región de tejido. La base **12** incluye una primera porción **16** desplazable con respecto a una segunda porción **18**, de modo que la base **12** asuma una longitud inicial y se acorte a una segunda longitud cuando se desplace la primera porción **16** hacia la segunda porción **18**. Un elemento abisagrado **20**, que tiene una segunda superficie de contacto **22** para entrar en contacto con una segunda región de tejido, está interconectado con la primera porción **16** de la base **12** en una bisagra efectiva **24**. Un segmento de unión **26** está conectado de manera abisagrada tanto a la segunda porción **18** de la base **12**, en una bisagra **28**, como al elemento abisagrado **20** en una bisagra **30**.

60 La estructura y el despliegue del segmento de unión **26** es tal que el acortamiento de la base **12** desde su longitud inicial hasta su segunda longitud haga que el segmento de unión empuje una región del elemento abisagrado **20**, en sentido opuesto a la base **12**, cambiando de este modo un ángulo de la segunda superficie de contacto **22** en relación con a la primera superficie de contacto **14**.

65 En esta fase, ya se apreciará que la presente invención proporciona una solución altamente ventajosa para ajustar la relación angular entre superficies de tejido. En un primer conjunto particularmente preferido de implementaciones y correspondientes aplicaciones, se despliega el dispositivo en un espacio intervertebral y se acciona el mismo para

restaurar un grado deseado de lordosis o, en algunos casos, para generar un ajuste hiperlordótico, como se comentará más adelante. En otras aplicaciones, el dispositivo puede orientarse para permitir el ajuste de una desalineación lateral entre vértebras, tal como para corregir una desalineación por escoliosis. El dispositivo proporciona preferentemente un intervalo de ajuste continuo, o casi continuo, que habitualmente abarca un intervalo (desde el ángulo mínimo al ángulo máximo) de al menos **10** grados. En algunas implementaciones, pueden proporcionarse ajustes que alcancen ángulos superiores a **30** grados. Estas y otras características de la invención serán más claras a partir de la siguiente descripción y con referencia a los dibujos adjuntos.

Cabe señalar que las diversas realizaciones a modo de ejemplo de la presente invención descritas a continuación son muy análogas en lo referente a estructura y función. Para que la presentación sea concisa, las características descritas en el contexto de una realización no se describirán nuevamente en el contexto de otra realización, y debe comprenderse que son aplicables por igual a todas las realizaciones, a menos que se indique explícitamente o que lo contrario resulte claramente evidente. Por ejemplo, las diversas formas de despliegue y sus correspondientes métodos descritos con referencia a las FIGS. 5A-13C, y un sistema de aplicación a modo de ejemplo descrito con referencia a las FIGS. 19A-20C, no se limitan a los detalles de las realizaciones de implantes con las que se ilustran, y debe comprenderse que son aplicables a todas las realizaciones de la presente invención descritas en el presente documento, con todas las posibles pequeñas adaptaciones que pudieran ser necesarias, tal como será obvio para las personas expertas en la materia.

Definiciones

Antes de abordar las características de la invención con más detalle, será útil definir cierta terminología tal como se utiliza en la descripción y en las reivindicaciones. Cuando se hace referencia a diversos elementos, tales como la base **12**, el elemento abisagrado **20** y el segmento de unión **26**, debe apreciarse que cada elemento puede estar compuesto por varios subcomponentes, interconectados de manera rígida o flexible. Con la excepción de la primera y segunda porciones **16**, **18** de la base **12** a las que se hace referencia explícita como móviles, otras subdivisiones de los componentes anteriores en subcomponentes estarán interconectadas más preferentemente de manera rígida, de modo que funcionen mecánicamente como un solo componente. Así, a modo de ejemplo, en la realización de la FIG. 1A, la primera porción **16** de la base **12** está rígidamente interconectada con una porción **16a** de puentado que soporta la bisagra **24**, mientras que el elemento abisagrado **20** está formado por dos componentes alargados interconectados por los pasadores de las bisagras **24** y **30**.

Se hace referencia a varias "superficies de contacto" para entrar en contacto con tejido, y a ángulos formados entre tales superficies de contacto. Como quedará claro a partir de las diversas realizaciones mostradas en el presente documento, las superficies de contacto habitualmente no son superficies lisas, sino que están formadas con diversas texturas y/o características de acoplamiento con tejido que facilitan el anclaje del dispositivo contra las superficies de tejido adyacentes, habitualmente hueso. Además, el perfil general de la superficie de contacto puede tener una curvatura, tal como una curvatura convexa, para enganchar con una correspondiente concavidad, por ejemplo, en una placa terminal vertebral lumbar. En todos estos casos, sobre toda la superficie de contacto está definido un plano de mejor ajuste cuya finalidad es definir ángulos con la misma, por ejemplo minimizando un desajuste de cuadrados mínimos, desestimando características de proyección localizadas. Cuando se hace referencia a la superficie de contacto **14** de la base **12**, esto incluye las partes de ambas primera y segunda porciones **16** y **18** que estén dispuestas para hacer contacto con tejido adyacente, pero excluye las porciones intermedias relativamente rebajadas que habitualmente no entrarán en contacto con tejido adyacente.

En la descripción y en las reivindicaciones del presente documento, el ángulo entre dos superficies de contacto se define como el ángulo formado entre los planos de las dos superficies de contacto cuando se extrapolan para que intersequen, habitualmente más allá del cuerpo del implante. En un estado en el que los dos planos de superficie de contacto están paralelos, el ángulo entre los mismos se define como cero. Cuando el extremo del elemento abisagrado **20** más alejado de la bisagra efectiva **24** está inicialmente más cerca de la base **12** que el otro extremo del elemento abisagrado **20**, como en las Figs. 1A y 4A, el ángulo se define como negativo.

Como también se desprende de los diversos ejemplos, las superficies de contacto habitualmente no son superficies completas, sino que tienen diversos orificios (aberturas o espacios) que pueden ser cerrados o lateralmente abiertos. De hecho, en ciertas implementaciones preferidas, tales como para la fusión espinal, resulta particularmente preferente que la superficie de contacto sean superficies parciales con una o más aberturas que sumen al menos un cuarto, y más preferentemente al menos la mitad, del área total de una huella de superficie de contacto. Con este fin, la "huella de superficie de contacto" se considera la región encerrada por la línea más corta en el plano de la superficie de contacto que abarca (las proyecciones de) todas las partes de la superficie de contacto.

Cuando se hace referencia a una longitud de la superficie de contacto, esto se refiere a la dimensión más grande de la huella de superficie de contacto, ejemplificada por la dimensión D_1 en la FIG. 4B. Cuando se hace referencia a la longitud del segmento de unión **26**, esto se refiere a una dimensión del segmento de unión entre los ejes **28**, **30** de su interconexión abisagrada con la base **12** y el elemento abisagrado **20**, como se ejemplifica con la dimensión D_2 de la FIG. 4B.

5 Cuando se hace referencia a una "bisagra efectiva" o "interconexión abisagrada", esto se refiere tanto a articulaciones de bisagra, uniones pivotantes y bisagras integrales que proporcionen un efecto similar al de una sola bisagra sobre el intervalo relevante de movimiento angular. Una característica particular de ciertas realizaciones preferidas de la presente invención es que la geometría general de los ejes, o ejes efectivos, **24**, **28** y **30** mantenga de manera efectiva una forma triangular rígida con un lado de longitud variable que genere el cambio de forma requerido, aunque una unión o articulación integral que defina un eje efectivo que se encuentre fuera del cuerpo del implante y/o que se mueva ligeramente durante el ajuste también está dentro del alcance de la presente definición.

10 Cabe señalar que todas y cada una de las referencias a orientaciones particulares de los dispositivos de la presente invención, a direcciones anatómicas, o al movimiento de un componente en relación con otro, se usan simplemente por claridad de presentación, y no limitan el alcance de la invención según está reivindicada, a menos que se establezca explícitamente lo contrario. Los dispositivos se pueden usar en cualquier orientación, incluyendo, por ejemplo, con la "base **12**" situada arriba del todo, y el movimiento de la primera porción **16** hacia la segunda porción **18** se refiere habitualmente al movimiento relativo que puede lograrse moviendo cualquiera de los componentes en cuestión, o ambos.

15 Los términos "proximal" y "distal" se usan en sus sentidos normales en relación con las porciones del dispositivo situadas más cerca y más lejos, respectivamente, del médico durante el despliegue del dispositivo. En muchas de las realizaciones a modo de ejemplo, la primera porción **16** corresponde a la porción proximal y la segunda porción **18** corresponde a la porción distal. Sin embargo, esta correspondencia es a modo de ejemplo y no debe considerarse limitativa. Las configuraciones invertidas también están claramente dentro del alcance de la presente invención, por ejemplo, como se ilustra con referencia a un implante de abordaje anterior en la FIG. 10.

25 Configuraciones Geométricas

Como se ha mencionado anteriormente, una amplia gama de implementaciones de la presente invención pueden verse esencialmente como una configuración triangular rígida definida por las posiciones de los ejes, o ejes efectivos, **24**, **28** y **30**, en donde el acortamiento de un lado del triángulo, correspondiente a al menos parte de la base **12**, provoca un cambio en el ángulo del elemento abisagrado **20**, asociado con uno de los otros lados del triángulo, en relación con la base. Dentro de esta definición general, las posiciones específicas de los ejes, los tamaños relativos de los lados y las formas geométricas de las superficies de contacto en relación con el triángulo subyacente, pueden variar considerablemente de acuerdo con la aplicación prevista, el intervalo requerido de ángulos, la carga esperada, las fuerzas de despliegue disponibles y las propiedades de los materiales a utilizar. En los ejemplos descritos en el presente documento se presenta un conjunto parcial de ejemplos de posibles geometrías.

30 En un subconjunto de implementaciones, haciendo referencia a la terminología ilustrada en las FIGS. 4A-4C, la longitud D_1 de superficie de contacto del elemento abisagrado **20** es al menos un **40** % más larga que la longitud D_2 de segmento de unión, y en muchos casos un **100** % más larga, es decir, cuando D_1 es al menos dos veces D_2 . Esta relación refleja el hecho de que el elemento abisagrado **20** lleva a cabo una función de soporte de tejido, mientras que el segmento de unión **26** proporciona solo una función de soporte mecánico interno, lo que conduce a la asimetría entre los elementos **20** y **26**. Además, en una gama de aplicaciones, puede resultar preferible que un estado "totalmente elevado" del segmento de unión **26**, correspondiente al estado completamente acortado de la base **12**, presente la dirección de eje a eje del segmento de unión **26** desplegada en un ángulo pronunciado, habitualmente superior a **70** grados, con respecto a un plano de la base **12**.

45 La longitud D_1 de superficie de contacto del elemento abisagrado **20** es también habitualmente al menos un **80** % de la longitud mínima L_3 de la base **12**, y en varios casos, al menos igual a L_3 .

50 Un parámetro adicional que puede variar entre implementaciones es la posición de la conexión abisagrada **30** a lo largo del elemento abisagrado **20**. En ciertas implementaciones, la conexión abisagrada **30** está ubicada muy adyacentemente a (es decir, dentro del **10** % de la longitud de superficie de contacto desde) el extremo del elemento abisagrado **20** más alejado de la bisagra efectiva **24**. En varios casos, puede resultar ventajoso colocar la conexión abisagrada **30** más cerca de la bisagra efectiva **24**, logrando de este modo un mayor intervalo de ajuste angular para un ajuste dado de la longitud de la base **12**. Por esta razón, una posición preferida de la conexión abisagrada **30** para ciertas implementaciones de la presente invención está específicamente distanciada del extremo del elemento abisagrado **20** al menos un **10** % de la longitud de superficie de contacto.

60 A modo de ejemplos, en ejemplos preferidos pero no limitantes del implante **10** ilustrados con referencia a las FIGS. 1A-4C y de un implante **200** ilustrado con referencia a las FIGS. 14A-18B, la conexión abisagrada **30** está ubicada entre el **10** % y el **30** % de la longitud de superficie de contacto desde el extremo. En un ejemplo preferido pero no limitativo de un implante **300** ilustrado en las FIGS. 24A y 24B, la conexión abisagrada **30** está situada entre el **30** % y el **60** % de la longitud de superficie de contacto desde el extremo. En otro ejemplo preferido pero no limitativo de un implante **400** ilustrado en las FIGS. 25A y 25B, la conexión abisagrada **30** está situada entre el **50** % y el **80** % de la longitud de superficie de contacto desde el extremo más alejado de la bisagra efectiva **24**. En otro ejemplo preferido pero no limitativo adicional de un implante **500** ilustrado en las FIGS. 26A y 26B, la conexión abisagrada **30** está situada entre el **80** % y el **100** % de la longitud de superficie de contacto desde el extremo más alejado de la bisagra

efectiva **24**, mientras que la bisagra efectiva **24** en sí se ha acercado a la superficie de contacto **14** de la base, para asegurar la acción de palanca necesaria para hacer pivotar el elemento abisagrado **20** cuando cambie la longitud de la base.

5 Las últimas opciones (en particular, los implantes **400** y **500**) ayudan a lograr un ajuste angular dado con un movimiento relativo mucho menor entre la primera y segunda porciones **16**, **18** de la base **12** y/o pueden lograr intervalos mucho mayores de ajuste angular, por ejemplo, proporcionando ángulos de hasta más de **40** grados para la corrección hiperlordótica, cuando sea deseable. La relación aumentada de movimiento angular de salida somete a los componentes a un esfuerzo mecánico significativamente mayor que las realizaciones anteriores, por lo que requiere el uso de materiales mecánicos fuertes y/o un diseño estructural más robusto. Un ejemplo habitual, no limitativo, de material adecuado para la fabricación de diversas realizaciones de la presente invención, incluyendo tales implantes de alto esfuerzo, es el titanio. Un material adicional más adecuado para las implementaciones de bajo esfuerzo es un polímero estructural biocompatible, tal como PEEK.

15 Mecanismos de Accionamiento y Mecanismos de Bloqueo

El ajuste angular de los implantes de la presente invención se logra preferiblemente acortando la base **12**, es decir, llevando la primera porción **16** y la segunda porción **18** una hacia la otra, lo que en el presente documento se denomina "accionamiento". En la mayoría de los casos, después del accionamiento, resulta deseable mantener un estado inclinado del implante, habitualmente en o cerca del estado elevado final que el implante alcanzó durante el ajuste. En el presente documento esto se denomina "bloqueo". Las funciones de accionamiento y bloqueo pueden llevarse a cabo mediante un único mecanismo combinado, o mediante mecanismos separados dedicados a cada función, y tales mecanismos pueden estar integrados en la estructura del implante o pueden ser estructuras separadas que puedan desplegarse dentro del implante antes de su uso, y/o extraerse del implante después de su uso, según corresponda.

25 A modo de ejemplo no limitativo de un mecanismo combinado de accionamiento y bloqueo, integrado, puede desplegarse un accionador roscado (no mostrado) para unir la primera y segunda porciones **16**, **18** para que la rotación de un perno del accionador, o de una tuerca de apriete, sea efectiva para aplicar fuerza para unir las dos porciones entre sí, acortando de este modo la base **12**. Un accionador roscado con un paso de rosca elegido adecuadamente también logra el bloqueo por fricción, manteniendo de este modo cualquier ángulo final deseado del dispositivo. Un accionador roscado resulta particularmente adecuado para implementaciones de alto esfuerzo, tales como los implantes **400** y **500** mencionados anteriormente.

35 En un conjunto alternativo de implementaciones particularmente preferido pero no limitante, se emplea un mecanismo de accionamiento extraíble, más preferentemente integrado con un sistema de aplicación para colocar el implante dentro de un cuerpo. Un ejemplo de dicho sistema se ilustra en las FIGS. 19A-20C.

40 Un principio de funcionamiento preferido para un sistema de accionamiento extraíble emplea una varilla de despliegue **32** (FIGS. 17A-18B y 20A-20C), que se inserta a través de una abertura **34** en un extremo proximal del implante, que en este caso corresponde a la primera porción **16**, y engancha con una porción distal, que en este caso corresponde a la segunda porción **18**. Como resultado de este acoplamiento, una fuerza aplicada en una dirección distal sobre un extremo proximal del implante, en este caso la primera porción **16**, puede ser contrarrestada por una fuerza contraria aplicada mediante la varilla de despliegue **32** en la segunda porción **18**, causando de este modo un acortamiento de la base **12**.

45 El acoplamiento de una punta de la varilla de despliegue **32** con la porción distal **18** puede hacerse mediante cualquier disposición adecuada, p. ej. mediante un acoplamiento roscado **36**, como se ilustra en la FIG. 18A, o mediante una disposición de pasador **38** y ranura **40** de chaveta, como se ilustra en las figuras 21A-21C. La aplicación de la fuerza de accionamiento se consigue preferentemente usando un mecanismo de accionamiento integrado en un mango de un sistema de aplicación, como el de las FIGS. 19A-20C, lo que permite un ajuste continuo y controlable del desplazamiento relativo de la primera y segunda porciones **16**, **18**. Después de completar el accionamiento, preferentemente se desacopla la varilla de despliegue **32** de la segunda porción **18** y se retira el sistema de despliegue. La estructura del accionador extraíble resulta particularmente valiosa en aplicaciones de fusión entre cuerpos, donde el volumen interno restante del implante es preferentemente contiguo a las aberturas anteriormente mencionadas de las superficies de contacto con tejido, para proporcionar un canal pasante para la formación de un puente óseo entre las placas terminales vertebrales. La abertura proximal **34** también permite introducir y/o añadir un material de relleno, tal como virutas de hueso naturales o procesadas, medicamentos y/u otros agentes de relleno.

60 En las FIGS. 19A-20C se ilustra un ejemplo no limitativo de un sistema de aplicación, designado generalmente con el número **60**. El sistema de aplicación incluye preferentemente un mecanismo de agarre bifurcado que incluye un par de mordazas **62** con características de acoplamiento complementarias, configuradas para enganchar con las regiones laterales **64** de agarre del implante (visible en la FIG. 14A). Para apretar y liberar el acoplamiento de las mordazas **62** con el implante **200**, se avanza o retrae un manguito exterior **66** mediante la rotación de un anillo roscado **68**.

65 El ajuste del ángulo de las superficies de contacto del implante se logra mediante el movimiento relativo de las mordazas **62**, empujando distalmente sobre la primera porción **16** mientras se aplica una fuerza contraria sobre la

segunda porción **18** a través de la varilla de despliegue **32**. En las FIGS. 20A y 20C se ilustra un mecanismo a modo de ejemplo para generar estas fuerzas.

5 En el ejemplo mostrado, la rotación de un mango **70** provoca la rotación de un inserto **72** que está bloqueado contra el movimiento axial con respecto a una carcasa externa **74**, pero que puede girar libremente. El inserto **72** termina en un anillo **76** roscado internamente que está enganchado con un elemento desplazador **78** cuyo movimiento axial dentro de la carcasa **74** está restringido mecánicamente. El elemento desplazador **78** engancha con un manguito accionador **80** que está mecánicamente unido al manguito exterior **66** y las mordazas **62**. La varilla de despliegue **32** pasa a través del centro de todo este conjunto, y está fijada contra el desplazamiento axial con respecto a la carcasa **74** mediante un elemento **82** de sujeción, que engancha con un rebaje periférico **84** en la varilla **32**. Como resultado de esta estructura, la rotación del mango **70** resulta efectiva para hacer avanzar el elemento desplazador **78** en relación con la varilla de despliegue **32**, aplicando de este modo las fuerzas requeridas mediante el manguito accionador **80** y las mordazas **62** para empujar la porción proximal **16** hacia la porción distal **18**, que está sujeta por la varilla de despliegue **32**. Preferentemente, un indicador **86** de ángulo está asociado con un elemento desplazador **78** para moverse en relación con unas marcas de ángulo proporcionadas en la carcasa **74**, indicando de esta manera a un médico el ángulo al que hayan llegado en ese momento las superficies de contacto del implante.

20 El uso de un sistema de accionamiento extraíble generalmente requiere la provisión de un mecanismo de bloqueo separado. Puede usarse una amplia gama de mecanismos de bloqueo para implementar la presente invención, incluyendo, pero sin limitación, la inserción de diversos elementos de soporte, pasadores o pernos para fijar las posiciones relativas de dos o más elementos del implante. Un subconjunto particularmente preferido de implementaciones de la presente invención emplea una configuración de trinquete para mantener un estado desplegado deseado del dispositivo.

25 Específicamente, la primera porción **16** y la segunda porción **18** están formadas preferentemente con características complementarias que definen una configuración de trinquete. Las características complementarias que se ilustran en este caso incluyen una serie de dientes de trinquete **42** asociados con la porción proximal **16** y un retén elástico sesgado **44**, asociado con la porción distal **18**. La configuración de trinquete se despliega para permitir el acortamiento de la base **12** desde su longitud inicial a través de un intervalo de longitudes, y para oponerse al alargamiento de la base.

35 El uso de una configuración de trinquete resulta particularmente ventajoso porque permite un ajuste sin restricciones del ángulo del implante durante el despliegue, al tiempo que garantiza que el ángulo desplegado se mantenga muy cerca del ángulo máximo tras liberar el sistema de despliegue. La separación de los dientes de trinquete define la distancia entre las posiciones de bloqueo, definiendo al menos un estado secuencial, y preferentemente al menos tres, y más preferentemente al menos seis, estados secuenciales en los que se bloquea el implante. En algunos casos, pueden usarse diez o más dientes para lograr un intervalo casi continuo de posiciones de bloqueo.

40 Como se ha mencionado anteriormente, normalmente es preferible que las superficies de contacto tengan aberturas grandes, que preferentemente incluyen una abertura central principal que se extiende a lo largo de al menos parte de una longitud de la superficie de contacto **14**, lo que en algunos casos impide el posicionamiento central de una configuración de trinquete. En cambio, las implementaciones particularmente preferidas ilustradas en el presente documento emplean un par de disposiciones de trinquete desplegadas bilateralmente, con una fila de dientes de trinquete **42** que se extienden a lo largo de cada lado de una segunda porción bifurcada **18**, y un correspondiente par de retenes sesgados espaciados **44** en la primera porción **16**, como puede observarse mejor en las FIGS. 3A y 16A. Esto proporciona una mayor estabilidad y rigidez al implante desplegado.

50 Cabe observar que la configuración de trinquete puede implementarse en cualquier orientación, y puede invertirse arbitrariamente entre las porciones proximal y distal. Así, los múltiples dientes de trinquete pueden implementarse como parte de la porción proximal **16**, y pueden estar orientados "hacia arriba" hacia el elemento abisagrado **20**, "hacia abajo" hacia la superficie de contacto **14**, hacia dentro hacia el espacio interno del implante, o hacia fuera.

55 Al igual que con todos los implantes médicos, en ciertos casos puede ser deseable reposicionar o retirar un implante, ya sea durante el proceso de implementación o más adelante. Opcionalmente, las superficies traseras de los dientes de trinquete **42** pueden tener una superficie de elevación relativamente pronunciada, pero pueden evitar el bloqueo total que se lograría con una superficie vertical o sesgada. Este caso permitiría superar el bloqueo mediante la aplicación de una fuerza externa suficiente para superar la resistencia inversa de la configuración de trinquete. Sin embargo, más preferentemente, la presente invención proporciona un mecanismo de liberación de trinquete, que facilita la inversión del despliegue angular sin requerir la aplicación de grandes fuerzas, como se describirá ahora.

60 Mecanismo de Liberación de Trinquete

65 A modo de introducción, aunque en el presente documento se describe en el contexto de un implante de ángulo ajustable, el mecanismo de trinquete y de liberación de trinquete descrito en el presente documento se aplica ampliamente a cualquier implante ajustable en el que el ajuste se logre mediante el movimiento relativo entre dos componentes que, normalmente, deberán mantenerse en las posiciones desplazadas que alcancen al final del ajuste,

pero que en ocasiones deberán liberarse para reajustar, reposicionar o retirar el implante. Ejemplos adicionales de implantes en los que puede usarse dicho mecanismo de manera ventajosa incluyen, sin limitación, implantes de dimensión ajustable, tales como jaulas expansivas, con o sin corrección lordótica.

5 En las FIGS. 16A y 16B se ilustra un ejemplo particularmente preferido, pero no limitativo, de un mecanismo de liberación de trinquete. Para facilitar la liberación de la disposición de trinquete, y, en este caso particular, la liberación simultánea del par bilateral de configuraciones de trinquete, una barra transversal **46** está unida mecánicamente a los retenes **44** de modo que el desplazamiento hacia arriba de la barra transversal **46** (en la orientación ilustrada aquí) sea eficaz para flexionar la estructura de soporte elástica y elevar los retenes **44**, para que dejen de hacer contacto con los dientes de trinquete **42**.

15 Así, el desacoplamiento de la configuración de trinquete puede lograrse mediante la inserción de un elemento de liberación de trinquete adecuadamente formado a través de la abertura proximal **34**, para soportar la barra transversal **46** y liberar el acoplamiento de los retenes **44** con los dientes de trinquete **42**, permitiendo de este modo el alargamiento de la base **12**. En un conjunto particularmente preferido de implementaciones, para facilitar la inversión del despliegue cuando sea necesario durante el proceso de despliegue, este "elemento de liberación de trinquete" está integrado como parte de la varilla de despliegue **32**.

20 De acuerdo con este enfoque, un acoplamiento de la varilla de despliegue **32** con la porción distal de la base **12**, en este caso la segunda porción **18**, está configurado para permitir un primer movimiento de la varilla de despliegue mientras se mantiene el acoplamiento de la varilla de despliegue **32** con la porción distal. La varilla de despliegue **32** está provista de al menos una característica desplegada de tal manera que este primer movimiento sea efectivo para hacer que la al menos una característica se apoye sobre la barra transversal **46**, liberando de este modo el acoplamiento del uno o más retenes **44** con los dientes de trinquete **42** para permitir el alargamiento de la base.

25 En las FIGS. 17A-18B se ilustra adicionalmente una primera implementación de estas características. Específicamente, el acoplamiento roscado **36** entre la varilla de despliegue **32** y la segunda porción **18** permite un intervalo de posiciones axiales, dependiendo del número de rotaciones axiales de la varilla de despliegue **32** utilizada para enganchar con el acoplamiento roscado. La varilla de despliegue **32** presenta un escalón exterior **48** que está situado de tal manera que, en una primera posición axial (FIG. 18A), cuando está enganchado completamente con el acoplamiento roscado **36**, el escalón exterior **48** apoya contra la barra transversal **46**, flexionándola "hacia arriba" tal como se muestra, desenganchando de este modo los retenes **44** de los dientes de trinquete **42** tal como se muestra en la FIG. 17A. En una segunda posición axial (FIG. 18B), cuando la varilla de despliegue **32** está acoplada a lo largo de solo una parte del acoplamiento roscado **36**, el escalón exterior **48** está suficientemente retirado a lo largo del eje de la varilla que la barra transversal **46** ha regresado a su estado sometido a esfuerzos, y los retenes **44** están enganchados con los dientes de trinquete **42** (FIG. 17B) para mantener el estado desplegado del implante.

30 En las FIGS. 21A-23C se ilustra una implementación alternativa en la que el acoplamiento entre la varilla de despliegue **32** y la (segunda) porción distal **18** se logra a través del pasador lateral **38**, que engancha con una ranura de bayoneta que tiene una abertura **40** de chaveta. Como se aprecia mejor en las FIGS. 23A-23C, la varilla de despliegue **32** asume una primera posición con el pasador **38** hacia arriba (FIG. 23A) en la que la varilla puede insertarse y retirarse libremente a través de la abertura **40** de chaveta, una primera posición girada (FIG. 23B), girada en sentido antihorario **90** grados, en la que el pasador **38** ya está bloqueado dentro de la ranura de bayoneta, y una segunda posición girada (FIG. 23C), girada **180** grados en sentido antihorario. Como se observa mejor en la FIG. 21C, una región de la barra de despliegue **32** posicionada para la alineación con la barra transversal **46** está provista de una superficie excéntrica **50** de leva, que en este ejemplo se muestra con su radio máximo aproximadamente opuesto al pasador **38**. Como resultado de esta estructura, la rotación de la varilla de despliegue **32** desde su primera posición rotada a su segunda posición rotada resulta efectiva para hacer que la superficie **50** de leva se apoye sobre la barra transversal **46**, elevando de este modo los retenes **44** para que se desacoplen de los dientes de trinquete **42**.

35 Opcionalmente, la inserción normal de los implantes de la presente invención puede llevarse a cabo con la disposición de trinquete enganchada, logrando de este modo la retención y estabilización inmediatas, y graduales, del implante durante el proceso de ajuste. En este caso, la disposición de trinquete puede proporcionar retroalimentación audible y/o táctil durante el proceso de ajuste que puede ser útil para el médico. El movimiento adicional de la varilla de despliegue para liberar el mecanismo de trinquete solo se llevaría a cabo en caso de que fuera necesario reajustar, reposicionar o retirar el implante.

40 Alternativamente, el estado de liberación de trinquete puede usarse como el estado predeterminado durante el despliegue. En todos los casos, el reacoplamiento del trinquete se produce preferentemente como parte del proceso de desacoplamiento, y antes de completar el desacoplamiento de la varilla de despliegue **32** con respecto a la porción distal, ayudando de este modo a garantizar que cualquier fuerza que actúe sobre el implante no altere el estado ajustado previsto del mismo.

Aplicaciones A modo de ejemplo de la Invención

65 Los implantes de la presente invención pueden emplearse en una amplia gama de aplicaciones en las que resulte

deseable ajustar el despliegue angular relativo de dos regiones de tejido. A modo de ejemplos no limitantes particularmente preferidos, la invención se ilustra en el presente documento principalmente en el contexto de diversas aplicaciones intervertebrales.

5 Específicamente, como se ilustra esquemáticamente en las FIGS. 5A-5B, el implante **10** (o **52, 200, 300, 400** o **500**) se introduce entre dos cuerpos vertebrales **900, 902** de modo que la primera superficie de contacto **14** entre en contacto con una placa terminal de un primero de los cuerpos vertebrales **900** y la segunda superficie de contacto **22** entre en contacto con una placa terminal de un segundo de los cuerpos vertebrales **902**. Se usa entonces el movimiento relativo de la primera y segunda porciones **16, 18** de la base **12** para accionar un cambio de ángulo entre las superficies de contacto, cambiando de este modo un ángulo entre las placas terminales.

15 La ilustración específica de las FIGS. 5A-5C es representativa de un abordaje transforaminal o posterior, donde el implante se utiliza en corrección lordótica para restaurar o aumentar un ángulo de lordosis entre cuerpos vertebrales adyacentes, por ejemplo, como parte de un procedimiento de fusión intercorporal lumbar transforaminal o posterior (TLIF o PLIF). La FIG. 5A ilustra la introducción del implante. En la FIG. 5B se ilustra la colocación del implante desplegado, antes del ajuste, y en la FIG. 5C después de la restauración de un ángulo lordótico.

20 Las FIGS. 6A y 6B ilustran esquemáticamente en una vista en planta el despliegue y la colocación final del implante **10** (o las otras realizaciones descritas en el presente documento) a través de un abordaje transforaminal.

25 La FIG. 7 ilustra el despliegue final mediante abordaje posterior. En este caso, se ilustra el uso bilateral de un par de implantes, donde ambos implantes contribuyen a la corrección angular entre los cuerpos vertebrales. El uso de más de un implante está incluido dentro del alcance de la invención también para abordajes transforaminales, laterales y de otro tipo.

30 Cabe señalar que las dimensiones y proporciones del implante se pueden adaptar fácilmente de acuerdo con la aplicación prevista y la ruta de acceso disponible. Por ejemplo, como se ilustra en las FIGS. 8 y 9, para rutas de abordaje anterior o lateral, puede ser preferible emplear un único implante **52**, de forma anatómica y dimensionado para ocupar la mayoría de las dimensiones de las placas terminales del cuerpo vertebral. Para la colocación anterior, la segunda porción **18** pasa a ser el extremo proximal de la base **12** en relación con la dirección anterior de aproximación, y en este caso la abertura proximal **34** atraviesa la segunda porción **18** y/o el segmento de unión **26**. La fijación del implante **52** puede mejorarse opcionalmente mediante la inserción de tornillos óseos **54** colocados anteriormente, como se ilustra en la FIG. 10.

35 El implante **52** también puede introducirse mediante un abordaje lateral. Con este fin, el agarre y el accionamiento del ajuste del implante normalmente se lleva a cabo a través de una herramienta **56** de compresión acoplada lateralmente, como se representa esquemáticamente en las FIGS. 11A y 11B.

40 Como alternativa a la corrección lordótica, pueden utilizarse ciertas implementaciones de la presente invención ventajosamente para llevar a cabo otros tipos de ajuste o corrección angular. A modo de ejemplo, las FIGS. 12A-13C ilustran el uso de una implementación del implante **10** con un tamaño adecuado para corregir una desalineación por escoliosis entre cuerpos vertebrales adyacentes.

45 En la implementación de la FIG. 12A-12B, se muestra un abordaje lateral, alineando de esta manera el implante de modo que la corrección angular se produzca en una dirección lateral. Claramente, para lograr el ajuste de la desviación de alineación lateral podrían introducirse mediante abordaje anterior un implante y un sistema de aplicación similares a los ilustrados en las FIGS. 11A y 11B.

50 Como se ilustra en las FIGS. 13A-13C, el punto final del ajuste en este caso normalmente es aproximadamente una inclinación de ángulo cero, por lo que una implementación del implante con un intervalo relativamente pequeño de ajuste angular normalmente será suficiente. Al igual que con todas las aplicaciones, el estado de ajuste real del implante elegido por un médico en un entorno clínico para lograr la corrección de alineación deseada puede variar considerablemente.

REIVINDICACIONES

1. Un implante para la inserción entre dos cuerpos vertebrales adyacentes, comprendiendo el implante:

- 5 (a) una base (12) que tiene una primera superficie de contacto (14) para entrar en contacto con una primera región de tejido, comprendiendo dicha base una primera porción (16) desplazable con respecto a una segunda porción (18), teniendo dicha base una longitud inicial y acortándose hacia una segunda longitud a través del movimiento relativo de dicha primera porción y dicha segunda porción;
- 10 (b) un elemento abisagrado (20) que tiene una segunda superficie de contacto (22) para entrar en contacto con un segundo cuerpo vertebral de los cuerpos vertebrales adyacentes, estando dicho elemento abisagrado interconectado con dicha primera porción (16) de dicha base (12) en una bisagra (24); y
- (c) un segmento de unión (26) conectado de manera abisagrada a dicha segunda porción (18) de dicha base (12) en un eje (28) de interconexión abisagrada, y conectado de manera abisagrada adicionalmente con dicho elemento abisagrado (20) en un eje (30) de interconexión abisagrada,

15 en donde cada una de dichas primera y segunda superficies de contacto (14, 22) están provistas de unas características de acoplamiento con tejido, para el anclaje contra superficies óseas adyacentes, **caracterizado por que** dicha base (12), dicho elemento abisagrado (20) y dicho segmento de unión (26) forman una geometría triangular rígida para cualquier longitud dada de dicha base, de manera que el acortamiento de dicha base desde dicha longitud inicial hacia dicha segunda longitud haga que dicho segmento de unión (26) empuje una región de dicho elemento abisagrado (20) en sentido opuesto a dicha base (12), cambiando de este modo un ángulo de dicha segunda superficie de contacto (22) con respecto a dicha primera superficie de contacto (14), de manera que, cuando se despliegue el implante entre el primer y segundo cuerpos vertebrales y se acorte dicha base (12), dicho cambio de dicho ángulo de dicha segunda superficie de contacto (22) con respecto a dicha primera superficie de contacto (14) contribuya a la corrección angular entre los cuerpos vertebrales,

20 y en donde la dimensión mayor (D_1) de dicha segunda superficie de contacto (22) es al menos un 40 % más larga que una dimensión (D_2) entre dicho eje (28) de interconexión abisagrada, entre dicho segmento de unión (26) y dicha segunda porción (18) de dicha base (12), y dicho eje (30) de interconexión abisagrada entre dicho segmento de unión (26) y dicho elemento abisagrado (20).

30 2. El implante de la reivindicación 1, en donde dicho elemento abisagrado tiene un extremo que se corresponde con el punto sobre dicho elemento abisagrado situado más alejado de dicha bisagra (24), y en donde una ubicación de conexión abisagrada (30) entre dicho segmento de unión y dicho elemento abisagrado está separada de dicho extremo por al menos el 10 % de dicha dimensión mayor (D_1) de dicha segunda superficie de contacto (22).

35 3. El implante de cualquier reivindicación anterior, que comprende adicionalmente una varilla de despliegue (32) insertada a través de una abertura (34) en un extremo proximal del implante y que engancha con una distal de la primera y segunda porciones (16, 18) de dicha base, de manera que una fuerza aplicada en dicho extremo proximal del implante en una dirección distal pueda verse contrarrestada por una fuerza contraria aplicada a dicha varilla de despliegue, causando de este modo el acortamiento de dicha base (12).

40 4. El implante de cualquier reivindicación anterior, en donde dicha primera porción (16) y dicha segunda porción (18) están formadas con características complementarias que definen una configuración de trinquete, que comprende una serie de dientes de trinquete (42) y un retén sesgado elásticamente (44), desplegándose dicha configuración de trinquete para permitir el acortamiento de dicha base (12) desde dicha longitud inicial a través de un intervalo de longitudes, y para oponerse al alargamiento de dicha base.

45 5. El implante de la reivindicación 4, que comprende adicionalmente un elemento de liberación de trinquete insertable a través de una abertura en el implante, y desplegable para liberar el acoplamiento de dicho retén (44) con dichos dientes de trinquete (42), para permitir el alargamiento de dicha base (12).

50 6. El implante de la reivindicación 4, que comprende adicionalmente una varilla de despliegue (32) insertada a través de una abertura (34) en un extremo proximal del implante y que engancha con una distal de dichas primera y segunda porciones (16, 18) de dicha base, de manera que una fuerza aplicada en dicho extremo proximal del implante en una dirección distal pueda verse contrarrestada por una tensión aplicada a dicha varilla de despliegue, causando de este modo el acortamiento de dicha base.

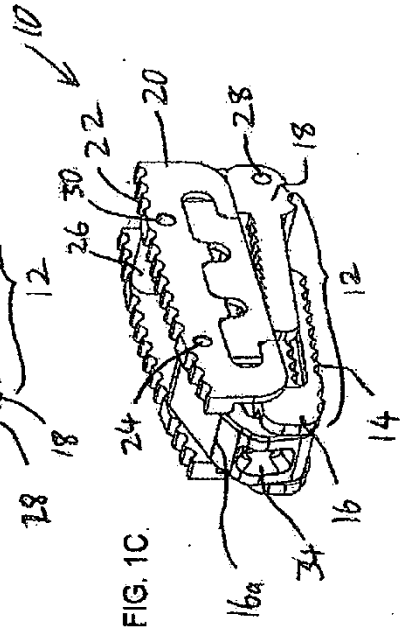
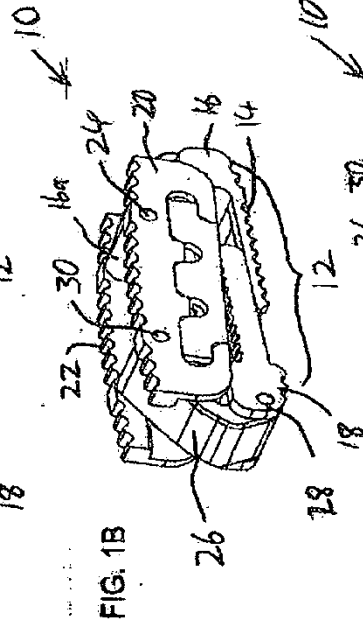
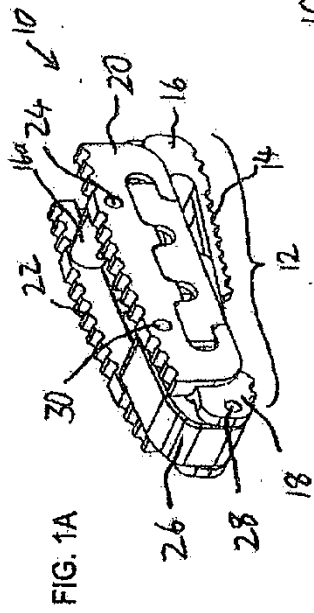
55 7. El implante de la reivindicación 6, en donde un acoplamiento de dicha varilla de despliegue (32) con dicha porción distal está configurado para permitir un primer movimiento de dicha varilla de despliegue al tiempo que se mantiene el acoplamiento con dicha porción distal, y en donde dicha varilla de despliegue tiene al menos una característica (48) desplegada de tal manera que dicho primer movimiento sea efectivo para hacer que dicha al menos una característica se apoye sobre una parte (46) de dicha configuración de trinquete, para liberar el acoplamiento de dicho retén (44) con dichos dientes de trinquete (42) para permitir el alargamiento de dicha base.

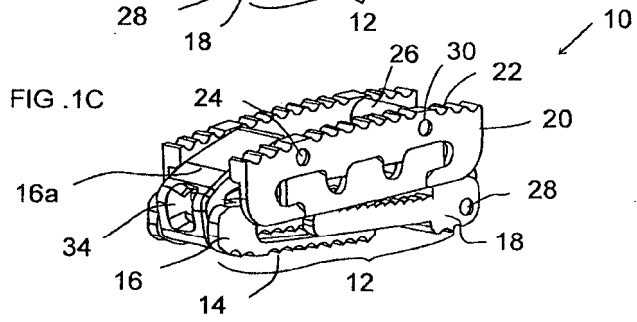
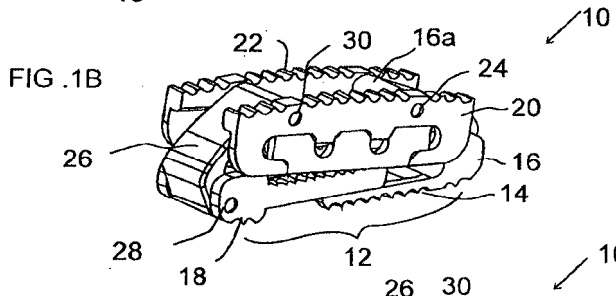
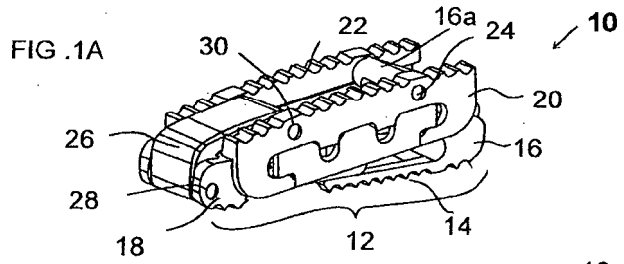
60 8. El implante de la reivindicación 7, en donde dicho acoplamiento de dicha varilla de despliegue (32) con dicha porción distal es un acoplamiento roscado (36), y en donde dicho primer movimiento es una rotación efectiva para hacer

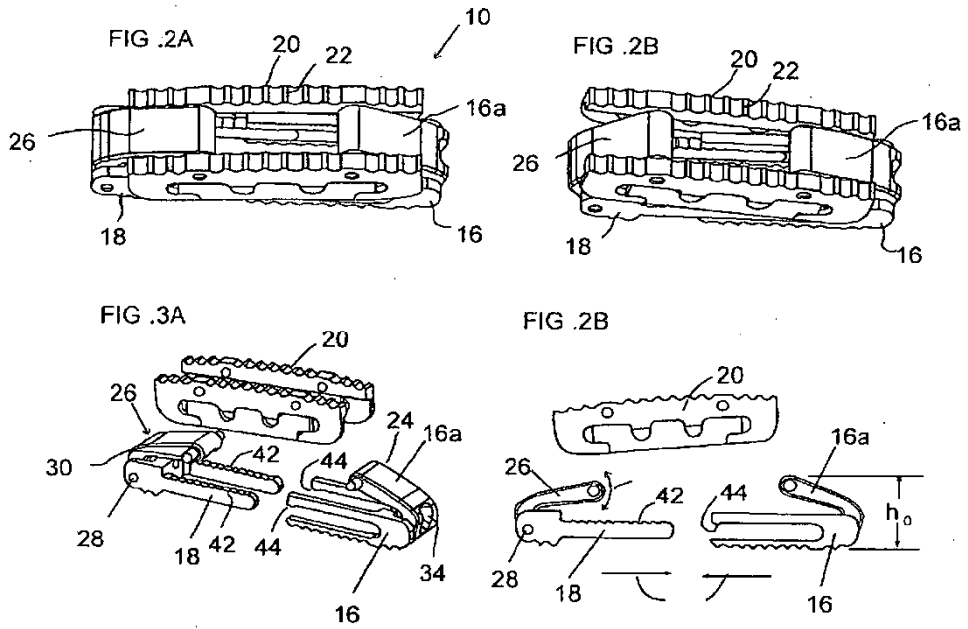
avanzar dicha varilla de despliegue en relación con dicho acoplamiento roscado.

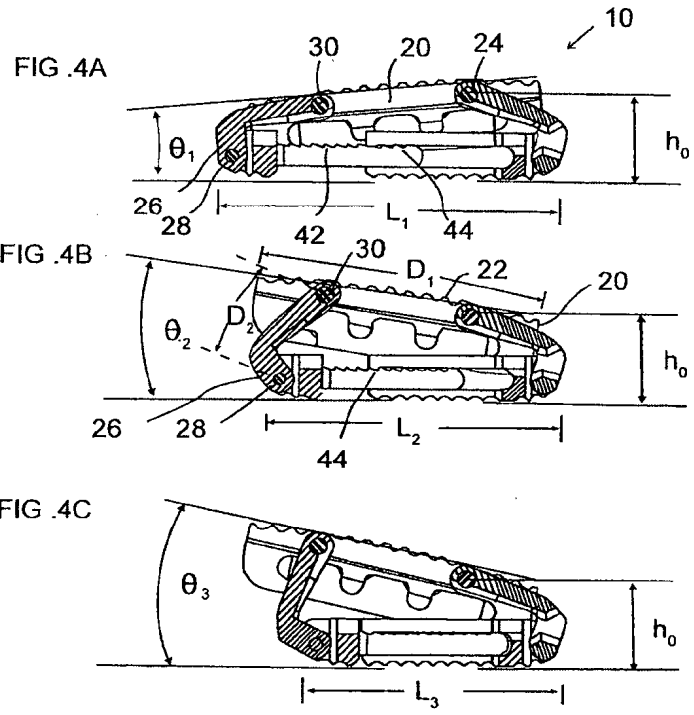
5 9. El implante de cualquier reivindicación anterior, en donde cada una de dicha primera superficie de contacto (14) y dicha segunda superficie de contacto (22) son superficies parciales que tienen una o más aberturas que componen al menos la mitad del área total de una huella de superficie de contacto.

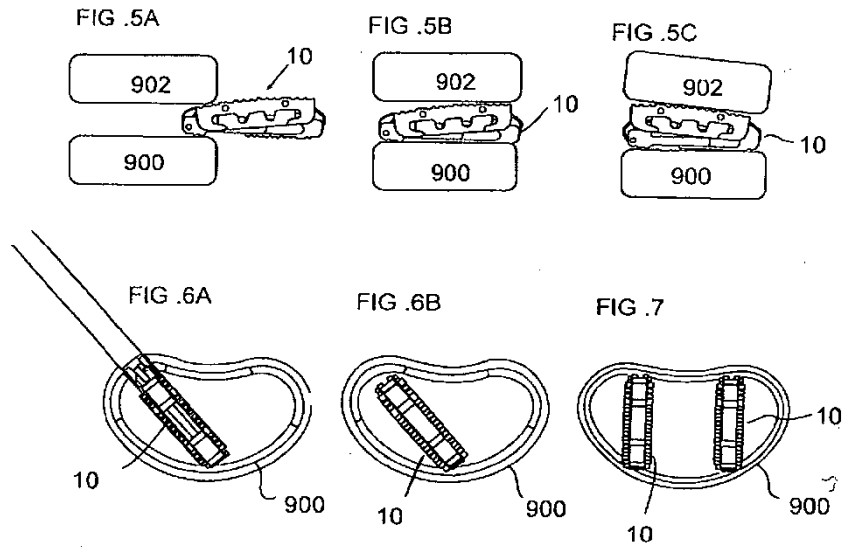
10 10. El implante de cualquier reivindicación anterior, en donde dicha primera superficie de contacto (14) define un primer plano de contacto y dicha segunda superficie de contacto (22) define un segundo plano de contacto, y en donde el acortamiento de dicha base desde dicha longitud inicial hasta dicha segunda longitud desplaza dicho segundo plano de contacto a través de un intervalo angular, de al menos 10° , con respecto a dicho primer plano de contacto.











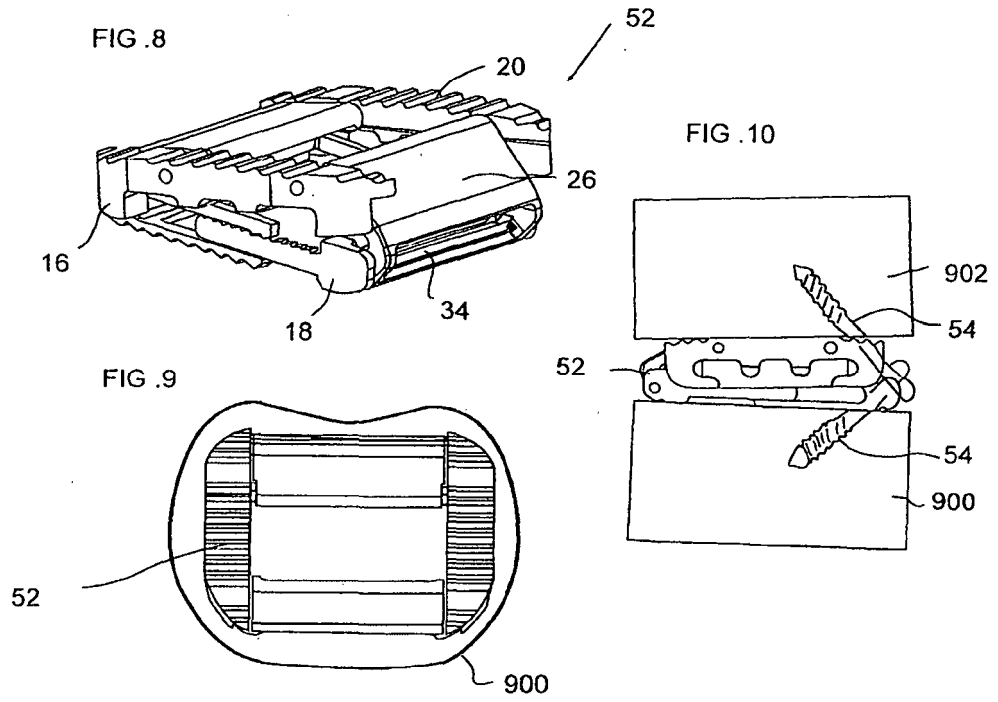


FIG. 11A

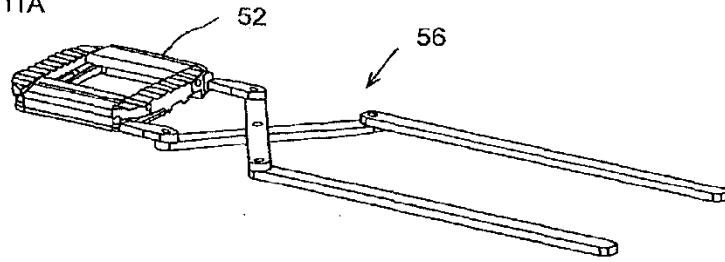


FIG. 11B

