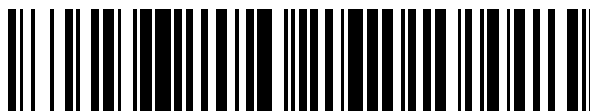


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 662 009**

51 Int. Cl.:

A61F 2/44

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **31.12.2009** **PCT/IB2009/008048**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.07.2011** **WO11080535**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.12.2009** **E 09812464 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.01.2018** **EP 2519194**

54 Título: **Sistema intervertebral que comprende un dispositivo de anclaje**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
05.04.2018

73 Titular/es:

LDR MEDICAL (100.0%)
4, rue Marie Curie
10430 Rosières près Troyes, FR

72 Inventor/es:

DINVILLE, HERVÉ;
LEQUETTE, SAMUEL;
DELHAYE, MANUEL;
PARENT, HENRY FRANÇOIS;
FALINE, ALEXIS;
LAWNER, PABLO, M.;
ZAHRAWI, FAISSAL y
BIERSTEDT, THOMAS

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 662 009 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema intervertebral que comprende un dispositivo de anclaje

La presente invención se refiere a implantes espinales tales como prótesis intervertebrales y cajas intersomáticas, por ejemplo. Las prótesis intervertebrales se pueden implantar entre dos vértebras adyacentes para mantener o restaurar un espacio entre las vértebras mientras se conserva la movilidad de las vértebras. Las cajas intersomáticas se pueden implantar entre dos vértebras adyacentes para la colocación y el crecimiento de injertos de tejido óseo (o un sustituto) en el espacio del disco y para obtener una artrodesis (la fusión de las dos vértebras). Por ejemplo, después de que se coloque la caja, el espacio intervertebral se puede llenar con sustitutos óseos esponjosos autólogos o hueso adecuado, el cual también se puede colocar (o, de manera alternativa) en una cavidad en la caja antes de su colocación en el espacio intervertebral. En particular, la invención se refiere a implantes intervertebrales, anclajes de implante, la fijación de los implantes a las vértebras mediante los anclajes y la implantación de implantes en el espacio del disco mediante un instrumento de implantación.

Un problema en este campo se refiere a la estabilidad de los implantes espinales en el espacio del disco una vez que se han implantado, particularmente cuando se desea artrodesis, por ejemplo, utilizando cajas intersomáticas u otros implantes que permiten una artrodesis. Por ejemplo, existe el riesgo de que el implante se desplace en el espacio intervertebral debido a fuerzas impuestas cuando se mueve el paciente, incluso cuando el implante está provisto de muescas o dientes sobre sus superficies de contacto intervertebral. Por lo tanto, con frecuencia es necesario fijar el implante espinal a las vértebras adyacentes entre las que se implanta. Se conocen soluciones en la técnica anterior que proporcionan al implante espinal con un dispositivo de anclaje óseo que permite unir sólidamente el implante a las placas de extremo vertebrales de las vértebras entre las que el implante está diseñado para ser implantado. Además, el acceso a los espacios intervertebrales (espacios de disco) con frecuencia es particularmente delicado debido a las dimensiones involucradas, particularmente debido a la presencia de vasos sanguíneos y nervios en la aproximación al espacio intervertebral. Los dispositivos de anclaje óseo deben penetrar en las vértebras con profundidad suficiente para asegurar una buena fijación y también deben tener un tamaño pequeño para permitir la fijación del implante sin poner en peligro los vasos sanguíneos y nervios circundantes (por ejemplo, al no requerir más espacio en aproximación al espacio intervertebral que el necesario para la implantación del propio implante espinal).

En la técnica anterior, principalmente a partir de las solicitudes publicadas FR 2.916.956, US 2009/105832 y WO 2008/149223 y a las cuales el lector puede referirse para examinar los diversos problemas resueltos y las diversas ventajas proporcionadas por este tipo de solución, se conoce un dispositivo de anclaje adecuado para ser implantado sólidamente y con profundidad suficiente en las placas de extremo vertebrales para asegurar que el implante se mantiene firme contra estas vértebras, pero a lo largo de un eje de aproximación para inserción generalmente en el plano del espacio intervertebral. Este tipo de solución típicamente comprende por lo menos un anclaje formado de una placa curvada y rígida dispuesta de manera que penetra dentro de la placa de extremo de una vértebra a través de un implante y está provisto de por lo menos un tope para sujetar este implante contra esta vértebra. La rigidez de este tipo de anclaje es una característica importante para permitir una fijación eficaz, notablemente más eficaz que grapas u otros dispositivos delgados y/o relativamente flexibles y con frecuencia frágiles.

Estos tipos de dispositivos de anclaje (o "anclajes") que comprenden una placa curvada pueden presentar un problema de riesgo de dividir la vértebra durante el impacto de los anclajes en la vértebra o debido a fuerzas impuestas en el implante y/o en el anclaje una vez que se ha implantado en la vértebra. Estos tipos de anclajes también pueden presentar un riesgo de producir un corte que sea demasiado grande durante la impactación de los anclajes en la vértebra, lo que permite la posibilidad de juego indeseable del anclaje, lo que vuelve a la fijación del implante débil y/o poco fiable. Debe hacerse notar que el término impacto se utiliza aquí para designar el hecho de que el dispositivo de anclaje es impulsado dentro de la vértebra. También se debe hacer notar que la presente solicitud describe un impactador, el cual es un dispositivo para la impactación del anclaje debido a que está dispuesto para ayudar a impulsar un dispositivo de anclaje dentro una vértebra.

Otro problema potencial de estos tipos de anclajes que tienen placa curvada se refiere a su rigidez. En algunas circunstancias, es importante que el anclaje sea suficientemente rígido, de manera que no se deformará y/o tendrá mucho juego bajo los efectos de las fuerzas que se ejercen sobre la misma, de manera que no se salga gradualmente de la vértebra en la cual está incrustada. Además, el paso del anclaje a través del implante y el mantenimiento de la estabilidad del anclaje dentro del implante (sometido a un juego deseado final, por ejemplo, un juego mínimo) también es un aspecto que es importante para asegurar un montaje fiable en algunas circunstancias.

Las características técnicas descritas en la presente solicitud, por lo tanto, tienen como objetivo aliviar una o más de estas y/u otras desventajas de la técnica anterior al proponer un dispositivo de anclaje para implantes intervertebrales que puede ser (más) compacto (con menos molestia) e implantable (más) fácilmente, especialmente a lo largo de un eje sustancialmente perpendicular al eje de la médula espinal y que puede ser rígido y permitir fijación (más) fiable con un riesgo reducido de dañar las vértebras.

- Este objetivo se consigue, por ejemplo, mediante un dispositivo para anclar un implante intervertebral en las vértebras que comprende un cuerpo que comprende por lo menos una placa curvada alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado anterior, diseñado para penetrar en una vértebra, y un segundo extremo, denominado posterior, del dispositivo de anclaje que está diseñado para ser insertado a través de un pasaje que cruza por lo menos una porción del implante para penetrar y por lo menos una placa de extremo vertebral y fijar el implante en esta placa de extremo vertebral mediante un tope que retiene el implante, caracterizado porque el cuerpo comprende por lo menos una nervadura longitudinal sobre por lo menos una parte de por lo menos una de sus caras, estando la nervadura diseñada para cooperar con por lo menos una ranura en el pasaje de implante.
- 5 De acuerdo con otra característica, la altura de la nervadura varía a lo largo del eje longitudinal del cuerpo.
- De acuerdo con otra característica, la altura de la nervadura varía a lo largo del eje longitudinal del cuerpo.
- De acuerdo con otra característica, la placa curvada del cuerpo describe por lo menos un arco de un círculo o elipse que tiene dimensiones y por lo menos un radio de curvatura realizado de manera tal que el dispositivo de anclaje se puede implementar en una placa de extremo vertebral a lo largo de un eje de aproximación que forma
- 15 aproximadamente 90° con el eje vertical de la médula espinal, mientras que tiene sus ejes longitudinales esencialmente en el plano del espacio intervertebral.
- De acuerdo con otra característica, el extremo anterior comprende por lo menos un chaflán o al menos un bisel que facilita la penetración del dispositivo en las vértebras.
- De acuerdo con otra característica, el extremo anterior comprende por lo menos una muesca que facilita la
- 20 penetración del dispositivo en las vértebras.
- De acuerdo con otra característica, el cuerpo está provisto de muescas orientadas, de manera que se oponen a la retirada del dispositivo una vez que es implantado en una vértebra. El cuerpo comprende por lo menos un tope denominado retención, de acuerdo con una realización, que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior, diseñada para cooperar con por lo menos una superficie de tope
- 25 sobre el implante que el dispositivo está diseñado a fijar, para sujetar el implante contra la vértebra en la cual el dispositivo se diseña para ser anclado.
- De acuerdo con otra característica, el tope de retención comprende por lo menos un saliente de proyección sobre por lo menos una cara del cuerpo del dispositivo de anclaje.
- De acuerdo con otra característica, el tope de retención comprende dos salientes que se proyectan sobre los lados
- 30 laterales del cuerpo del dispositivo de anclaje.
- De acuerdo con otra característica, el tope de retención comprende dos salientes que se proyectan perpendicularmente respecto a la nervadura al nivel del extremo posterior.
- De acuerdo con otra característica, el cuerpo comprende por lo menos un saliente flexible orientado hacia el extremo posterior y que forma un tope de retirada opuesto a la retirada del dispositivo de anclaje.
- 35 De acuerdo con otra característica, la curvatura de la placa se orienta en la profundidad de la placa.
- De acuerdo con otra característica, la curvatura de la placa está orientada en la anchura de la placa.
- De acuerdo con otra característica, el dispositivo de anclaje comprende, cerca del extremo posterior de la placa por lo menos una porción de espesor mayor que el espesor del resto de la placa, limitando el juego del dispositivo en el pasaje del implante.
- 40 De acuerdo con otra característica, el cuerpo comprende, cerca del extremo posterior, por lo menos un rebaje creado para recibir que una herramienta extraiga el dispositivo y permitir la retirada del dispositivo de anclaje.
- De acuerdo con otra característica, el rebaje está abierto en el extremo posterior del cuerpo de manera que la herramienta puede penetrar directamente en dicho rebaje.
- De acuerdo con otra característica, el extremo de tope del saliente flexible se puede desacoplar del tope del implante
- 45 a través de un canal que surge al exterior del implante.
- De acuerdo con otra característica, el dispositivo de anclaje comprende por lo menos una abertura que atraviesa la placa para permitir el crecimiento de hueso a través del dispositivo una vez que ha sido implantado.
- De acuerdo con otra característica, la nervadura comprende una muesca situada a una distancia del extremo posterior determinado de manera que la muesca se detiene sobre una superficie de tope en el extremo del pasaje
- 50 del implante.

Otro objetivo de las diversas realizaciones que incorporan diversas características técnicas descritas en la presente solicitud es aliviar una o más (y/u otras) desventajas de la técnica anterior al proporcionar un sistema de anclaje intervertebral que se puede implantar sustancialmente en el plano del espacio intervertebral y que permite la fijación fiable del implante.

- 5 El objetivo se consigue, por ejemplo, mediante un sistema para el anclaje de un implante intervertebral en las vértebras, caracterizado porque comprende dos dispositivos de acuerdo con la invención, el primer dispositivo de anclaje comprende un tope denominado cooperación que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior y comprendiendo el segundo dispositivo de anclaje un tope, denominado cooperación, que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente en la dirección hacia el extremo posterior, haciéndose estos dos topes de cooperación de manera que cooperan entre sí.

10 De acuerdo con otra característica, el tope del segundo dispositivo de anclaje comprende una segunda superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior y el primer dispositivo comprende un saliente flexible colocada de manera que su extremo de tope posterior hace contacto con la segunda superficie de tope del tope cuando sirve para soportar el saliente flexible, y de esta manera impide la retirada del primer dispositivo que retiene al segundo dispositivo una vez que se encuentra en su lugar en el implante.

15 De acuerdo con otra característica, el extremo de tope del saliente flexible del primer dispositivo se puede desacoplar de la segunda superficie de tope del tope del segundo dispositivo a través de un canal que surge fuera del implante. También se divulga un implante intervertebral que se puede implantar sustancialmente en el plano del espacio intervertebral, el cual se puede unir sólidamente a las vértebras por medio de un dispositivo de anclaje que se puede implantar sustancialmente en el plano del espacio intervertebral.

20 El objetivo se obtiene, por ejemplo, mediante un implante intervertebral que comprende por lo menos una pared periférica, por lo menos una parte de la cual, denominada posterior, comprende por lo menos un pasaje recto de dimensiones adecuadas para recibir por lo menos un dispositivo de anclaje que comprende una placa curvada de manera que permite el paso de este dispositivo de anclaje rígido sin deformación pese a su curvatura, este pasaje cruza el implante desde la periferia hacia una superficie superior o inferior a lo largo de una trayectoria rectilínea y oblicua adaptada a la curvatura del dispositivo de anclaje, insertado esencialmente en plano del implante, de manera que orienta al dispositivo de anclaje en la dirección de la placa de extremo vertebral de una de las vértebras entre las cuales el implante se diseña para ser implantado, caracterizado porque el pasaje comprende por lo menos una ranura diseñada para recibir por lo menos una nervadura del dispositivo de anclaje de acuerdo con la invención.

25 De acuerdo con otra característica, el pasaje comprende por lo menos un tope que comprende por lo menos una superficie de tope orientada en la dirección del exterior del implante y diseñada para cooperar con por lo menos un tope de retención del dispositivo de anclaje de manera que este tope de retención retiene el implante una vez que el dispositivo de anclaje es anclado en una vértebra a través del pasaje.

30 De acuerdo con otra característica, el implante intervertebral comprende por lo menos un tope de retirada que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo interior del dispositivo de anclaje insertado en el pasaje, este tope de retirada coopera con por lo menos un saliente flexible del dispositivo de anclaje para oponerse a la retirada del dispositivo de anclaje del implante.

35 De acuerdo con otra característica, la pared periférica comprende por lo menos un medio de sujeción diseñado para cooperar con un extremo de agarre de un instrumento para implantar el implante.

40 De acuerdo con otra característica, la pared periférica comprende dos pasajes cada uno orientado hacia una de las superficies superior e inferior del implante, de manera que ancla al dispositivo de anclaje en cada una de las vértebras entre las cuales el implante está diseñado para ser implantado.

45 De acuerdo con otra característica, la pared periférica comprende, en la denominada parte anterior, opuesta a una que comprende el pasaje, por lo menos una porción biselada de manera que facilita la inserción del implante entre las vértebras. También se divulga un instrumento para implantar implantes intervertebrales entre las vértebras e implantar un dispositivo de anclaje en por lo menos una de estas vértebras, lo cual permite implantar los implantes sustancialmente en el plano del espacio intervertebral e implantar un dispositivo de anclaje a lo largo de un eje de aproximación sustancialmente en el plano del espacio intervertebral.

50 El objetivo se obtiene, por ejemplo, por una instrumentación para implantar implantes intervertebrales entre las vértebras e implantar por lo menos un dispositivo de anclaje en por lo menos una de estas vértebras, el instrumento comprende, por una parte, por lo menos un impactador que comprende una cabeza de forma y tamaño adecuados para presionar el dispositivo de anclaje y, por otra parte, por lo menos una guía de una forma alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado de agarre del implante y un segundo extremo, denominado presionador, comprendiendo el extremo de agarre comprende por lo menos un medio de agarre diseñado para cooperar con por lo menos un medio de sujeción del implante, caracterizado porque la guía comprende una cabeza de forma y tamaño adecuados para recibir la cabeza del impactador por lo menos parcialmente y que comprende por lo menos una superficie de guía que tiene por lo menos un radio de curvatura esencialmente idéntico a por lo menos un radio de curvatura del dispositivo de anclaje de acuerdo con la invención,

de manera que guía a este dispositivo de anclaje a través de un pasaje de un implante de acuerdo con la invención para impactar el dispositivo de anclaje en una placa de extremo vertebral de una de las vértebras entre las cuales el implante está diseñado para ser implantado, estando hecha la cabeza de manera que permite el paso y/o el guiado de la nervadura del dispositivo de anclaje.

- 5 De acuerdo con otra característica, la cabeza comprende por lo menos una ranura hecha para el paso de la nervadura del dispositivo de anclaje.

- De acuerdo con otra característica, la cabeza de guía comprende una cavidad de forma y tamaño adecuados para recibir al dispositivo de anclaje y para recibir por lo menos parcialmente la cabeza del impactador, comprendiendo la superficie de guía por lo menos dos ranuras curvadas, cada una situada en ambos lados de esta cavidad para guiar
10 los lados laterales del dispositivo de anclaje sobre ambos lados del cuerpo, penetrando la cabeza del impactador dentro de la cavidad desde un extremo al otro de estas ranuras.

De acuerdo con otra característica, un árbol comprende un extremo roscado que coopera con un roscado complementario del rebaje para fijar el implante cuando el árbol es activado a mano.

- 15 De acuerdo con otra característica, el medio de sujeción comprende un rebaje y el medio de agarre comprende un extremo de un árbol que se desliza en un cuerpo de guía cuando es activado a mano para entrar y abandonar el rebaje del implante.

- De acuerdo con otra característica, el medio de sujeción comprende un rebaje y una ranura sobre un lado lateral de la pared periférica, comprendiendo el medio de agarre un extremo de un árbol que se desliza en un cuerpo de guía cuando es activado a mano con el fin de entrar y salir del rebaje del implante y un saliente realizado para acoplarse
20 en la ranura y que sirve como un brazo de palanca para colocar el implante 2) entre las vértebras.

De acuerdo con otra característica, la ranura comprende un rebaje diseñado para recibir un espárrago de saliente de manera que mejore el agarre del implante por el instrumento.

De acuerdo con otra característica, la ranura creada para el paso de la nervadura del dispositivo de anclaje se produce sobre por lo menos una parte de la pared superior y/o la pared inferior de la cavidad de la cabeza de guía.

- 25 Otros propósitos de las diversas realizaciones que incorporan diversas características descritas en la presente solicitud son para corregir algunos inconvenientes de la técnica anterior y se pueden relacionar con los problemas mencionados antes.

- Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un dispositivo para anclaje de un implante intervertebral en las vértebras que comprende un cuerpo que comprende por lo menos una placa recta alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado anterior, diseñado para penetrar dentro de una
30 vértebra y un segundo extremo, denominado posterior, del dispositivo de anclaje que está diseñado para ser insertado a través de un pasaje que cruza por lo menos una porción del implante con el fin de penetrar en por lo menos una placa de extremo vertebral y fijar el implante en esta placa de extremo vertebral por medio de un tope que retiene al implante, caracterizado porque el cuerpo comprende por lo menos una nervadura longitudinal sobre
35 por lo menos una parte de por lo menos una de sus caras, estando diseñada la nervadura para cooperar con por lo menos una ranura en el pasaje del implante.

- Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un dispositivo para anclaje de un implante intervertebral en las vértebras que comprende un cuerpo que comprende por lo menos una placa alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado anterior, diseñado para penetrar dentro de una
40 vértebra y un segundo extremo, denominado posterior, estando el dispositivo de anclaje diseñado para ser insertado a través de un pasaje que cruza por lo menos una porción del implante con el fin de penetrar en por lo menos una placa de extremo vertebral y fijar el implante en esta placa de extremo vertebral por medio de un tope que retiene al implante, caracterizado porque el cuerpo comprende por lo menos una porción engrosada y/o por lo menos una superficie de plano dispuesta para proporcionar un contacto con la pared interior del pasaje en el implante y
45 estabilizar el dispositivo de anclaje en el implante.

- Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un dispositivo para anclaje de un implante intervertebral en las vértebras que comprende un cuerpo que comprende por lo menos una placa curvada alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado anterior, diseñado para penetrar dentro de una
50 vértebra y un segundo extremo, denominado posterior, estando el dispositivo de anclaje diseñado para ser insertado a través de un pasaje que cruza por lo menos una porción del implante con el fin de penetrar dentro de por lo menos una placa de extremo vertebral y fijar el implante en esta placa de extremo vertebral por medio de un tope que retiene al implante, caracterizado porque la curvatura de la placa está orientada a lo largo de la anchura de la placa.

- Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un dispositivo para anclaje de un implante intervertebral en las vértebras que comprende un cuerpo que comprende por lo menos una placa alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado anterior, diseñado para penetrar dentro de una
55 vértebra y un segundo extremo, denominado posterior, estando el dispositivo de anclaje diseñado para ser insertado

a través de un pasaje que cruza por lo menos una porción del implante con el fin de penetrar en por lo menos uno de la placa de extremo vertebral y fijar el implante en esta placa de extremo vertebral por medio de un tope que retiene al implante, caracterizado porque comprende por lo menos un tope de retirada y evita la retirada del dispositivo de anclaje del implante por contacto con un tope complementario del implante y que comprende recursos dispuestos para desacoplar el tope de retirada del dispositivo de anclaje de su tope complementario.

Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un implante intervertebral que comprende por lo menos una pared periférica, por lo menos una parte de la cual, denominada posterior, comprende por lo menos un pasaje de dimensiones adecuadas para recibir por lo menos un dispositivo de anclaje que comprende por lo menos una placa, cruzando este pasaje el implante desde la periferia hacia una superficie superior o inferior, a lo largo de una trayectoria adaptada al dispositivo de anclaje de manera que orienta al dispositivo de anclaje en la dirección de la placa de extremo vertebral de una de las vértebras entre las cuales el implante se diseña para ser implantado, caracterizado porque el implante comprende por lo menos un tope complementario con un tope de retirada opuesto a la retirada del dispositivo de anclaje desde el implante que comprende recursos dispuestos para desacoplar el tope de retirada del dispositivo de anclaje del tope complementario en el implante.

Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un implante intervertebral que comprende por lo menos una pared periférica, por lo menos una parte de la cual, denominada posterior, comprende por lo menos un pasaje de dimensiones adecuadas para recibir por lo menos un dispositivo de anclaje que comprende por lo menos una placa, cruzando este pasaje el implante desde la periferia hacia una superficie superior o inferior, a lo largo de una trayectoria adaptada al dispositivo de anclaje de manera que orienta al dispositivo de anclaje en la dirección de la placa de extremo vertebral de una de las vértebras entre las cuales el implante se diseña para ser implantado, caracterizado porque el implante comprende recursos dispuestos para la retirada del dispositivo de anclaje.

Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un sistema para anclar un implante intervertebral en las vértebras, caracterizado porque comprende dos dispositivos de anclaje para anclaje de un implante en vértebras, teniendo cada dispositivo un cuerpo que comprende por lo menos una placa alargada a lo largo de un eje longitudinal que se extiende entre un primer extremo, denominado anterior que está diseñado para penetrar dentro de una vértebra y un segundo extremo, denominado posterior, los dispositivos de anclaje están diseñados para ser insertados a través de un pasaje que atraviesa por lo menos una porción del implante con el fin de penetrar en por lo menos una placa de extremo vertebral y fijar el implante en esta placa de extremo vertebral por medio de un tope que retiene al implante, caracterizado porque el primer dispositivo de anclaje comprende un tope denominado de cooperación que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior y el segundo dispositivo de anclaje comprende un tope, denominado de cooperación, que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente en la dirección orientada hacia el extremo posterior, haciéndose estos dos topes de cooperación de manera que cooperan entre sí.

De acuerdo con otra característica del sistema de anclaje, el tope del segundo dispositivo de anclaje comprende una segunda superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior y el primer dispositivo comprende un tope de retirada colocado de manera que su extremo de tope posterior se pone en contacto con la segunda superficie de tope de un tope que después sirve para sostener el tope de retirada y de esta manera evita la retirada del primer dispositivo reteniendo al segundo dispositivo una vez que se encuentra en el lugar en el implante.

De acuerdo con otra característica del sistema de anclaje, por lo menos uno del dispositivo de anclaje comprende recursos dispuestos para desacoplar el tope de retirada de la segunda superficie de tope.

Este propósito se consigue, por ejemplo, mediante un implante intervertebral que comprende por lo menos una pared periférica, por lo menos una parte de la cual, denominada posterior, comprende por lo menos dos pasajes de dimensiones adecuadas para recibir por lo menos dos dispositivos de anclaje de un sistema de acuerdo con la invención, cruzando estos pasajes el implante desde la periferia hacia una superficie superior o inferior a lo largo de una trayectoria adaptada al dispositivo de anclaje, de manera que orientan al dispositivo de anclaje en la dirección de la placa de extremo vertebral de una de las vértebras entre las cuales el implante se diseña para ser implantado, caracterizado porque el implante comprende recursos dispuestos para la retirada del dispositivo de anclaje vía los topes de cooperación.

Este propósito se alcanza, por ejemplo, mediante un implante intervertebral que comprende por lo menos una pared periférica, por lo menos una parte de la cual, denominada posterior, comprende por lo menos dos pasajes de dimensiones adecuadas para recibir por lo menos dos dispositivos de anclaje de un sistema de acuerdo con la invención, cruzando estos pasajes el implante desde la periferia hacia una superficie superior o inferior a lo largo de una trayectoria adaptada al dispositivo de anclaje, de manera que orientan al dispositivo de anclaje en la dirección de la placa de extremo vertebral de una de las vértebras entre las cuales el implante se destina a ser implantado, caracterizado porque el implante comprende recursos dispuestos para desacoplar el tope de retirada del dispositivo de anclaje.

Otras características y ventajas de las diversas realizaciones de la presente invención aparecerán de manera más clara ante la lectura de la descripción que sigue, realizada con referencia a las figuras anexas, en las cuales:

- La figura 1 muestra una vista en perspectiva de un implante intervertebral provisto de dos dispositivos de anclaje de acuerdo con una de diversas realizaciones de la invención.
- Las figuras 2A, 2B y 2D respectivamente, muestran una vista en perspectiva desde la parte frontal, una vista en sección a lo largo del plano 2B-2B de la figura 2A y una vista en perspectiva desde la parte trasera de una de las diversas realizaciones de un implante intervertebral solo, las figuras 2C, 2E y 2F, respectivamente muestran una vista en perspectiva desde la parte trasera, una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 2F-2F de la figura 2E del mismo implante proporcionado con dos dispositivos de anclaje y las figuras 2G y 2H muestran dos de las diversas realizaciones de dispositivos de anclaje que se pueden utilizar con los implantes de las figuras 2A a 2F.
- Las figuras 3B, 3E, 3H y 3K muestran vistas traseras de cuatro de diversas realizaciones de implantes intervertebrales y los planos de corte para las vistas en sección asociadas, la figura 3A y 3C muestran vistas en sección del implante de la figura 3B, las figuras 3D y 3F muestran vistas en sección del implante de la figura 3E, las figuras 3G y 3I muestran vistas en sección del implante de la figura 3H y las figuras 3J y 3L muestran vistas en sección del implante de la figura 3K.
- Las figuras 4A, 4B, 4C, 4D, 4E, 4F, 4G y 4H muestran vistas traseras de 8 de las diversas realizaciones de un implante intervertebral que muestran los perfiles de algunas de las diversas realizaciones de los dispositivos de anclaje que se pueden utilizar para asegurarlos a las vértebras.
- Las figuras 5A, 5B y 5C muestran vistas en perspectiva de 3 de diversas realizaciones de un implante intervertebral, la figura 5D muestra una vista superior del implante de la figura 5C que está provisto de dos dispositivos de anclaje tales como los que se muestran en perspectiva en la figura 5F y la figura 5E muestra una vista en sección de este implante y los anclajes a lo largo del plano 5E-5E de la figura 5D.
- Las figuras 6A, 6B, 6C, 6D, 6E, 6F y 6G muestran, respectivamente, 3 vistas en sección y 4 vistas en perspectiva de 7 de diversas realizaciones de un dispositivo de anclaje.
- Las figuras 7A y 7B muestran vistas en perspectiva de una de diversas realizaciones de un implante, respectivamente solas y proporcionadas con un par de dispositivos de anclaje como los que se muestran en perspectiva en la figura 7E y las figuras 7C y 7D, respectivamente, muestran una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 7D-7D de la figura 7C del implante de la figura 7B provisto de estos dispositivos de anclaje.
- Las figuras 8A, 8B y 8C muestran vistas traseras de 3 de las diversas realizaciones de implantes intervertebrales diseñados para recibir dispositivos de anclaje como los que se muestran en perspectiva, respectivamente, en las figuras 8D, 8E y 8F y las figuras 8G y 8H, respectivamente, muestran una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 8H-8H de la figura 8G de cualquiera de los implantes de las figuras 8A, 8B y 8C provistos de cualquiera de los dispositivos de anclaje de las figuras 8D, 8E y 8F.
- Las figuras 9A, 9B y 9C muestran vistas en perspectiva de pares de dispositivos de anclaje de acuerdo con 3 de diversas realizaciones, las figuras 9D y 9E muestran vistas superiores de diversos implantes diseñados para recibir dispositivos tales como los anteriores, respectivamente, de las figuras 9A y 9C, y las figuras 9F y 9G muestran vistas en sección a lo largo de los planos 9F-9F y 9G-9G, respectivamente, de los implantes y anclajes de las figuras 9D y 9E, respectivamente.
- Las figuras 10A, 10B y 10C muestran vistas en perspectiva de pares de dispositivos de anclaje de acuerdo con 3 de diversas realizaciones, las figuras 10D, 10E y 10F muestran vistas superiores de los dispositivos receptores de implante tales como aquellos, respectivamente, de las figuras 10A, 10B y 10C y las figuras 10G, 10H y 10I muestran vistas en sección a lo largo de los planos 10G-10G, 10H-10H y 10I-10I, respectivamente, de los implantes de las figuras 10D, 10E y 10F, respectivamente.
- Las figuras 11A y 11B muestran vistas en perspectiva de pares de dispositivos de anclaje de acuerdo con 2 de diversas realizaciones, la figura 11C y 11D muestran vistas superiores y las figuras 11E y 11F muestran vistas en sección a lo largo de los planos 11E-11E y 11F-11F, respectivamente, de los implantes desplegados con los anclajes de las figuras 11A y 11B, respectivamente.
- Las figuras 12A y 12B muestran, respectivamente, una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 12B-12B de la figura 12A de diversas realizaciones de un implante intervertebral que está provisto de un par de una de las varias realizaciones de dispositivos de anclaje y las figuras 12C, 12D y 12E muestran, respectivamente, una vista frontal, una vista en perspectiva y una vista en sección a lo largo de un plano 12E-12E de la figura 12C de este par de dispositivos de anclaje en una configuración desplegada.
- Las figuras 13A, 13B y 13C muestran, respectivamente, una vista en perspectiva, una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 13C-13C de la figura 13B, de una de diversas realizaciones del implante solo, y las figuras 13D, 13E y 13F muestran, respectivamente, una vista en perspectiva, una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 13F-13F de la figura 13E de este implante que se proporciona con un par de dispositivos de anclaje, tal como la realización particular que se muestra en perspectiva en la figura 13G.

- 5 - Las figuras 14A y 14B muestran vistas superiores de una de diversas realizaciones de un dispositivo de anclaje que comprende salientes laterales flexibles que están, respectivamente, desplegados y plegados, las figuras 14C, 14D y 14E muestran, respectivamente, una vista en perfil y una vista en perspectiva trasera, así como una vista en perspectiva frontal de una de las diversas realizaciones de un dispositivo de anclaje que comprende una nervadura en su cara cóncava y las figuras 14F, 14G y 14H muestran, respectivamente, una vista en perfil, una vista en perspectiva trasera y una vista en perspectiva frontal y una realización de una de las diversas realizaciones de dispositivos de anclaje que comprenden una nervadura sobre cada una de sus caras.
- 10 - Las figuras 15A, 15B, 15C y 15D muestran, respectivamente, una vista superior, una vista en sección a lo largo del plano 15B-15B de la figura 15A, una vista en sección a lo largo del plano 15C-15C de la figura 15A y una vista en sección a lo largo del plano 15D-15D de la figura 15A de una de las diversas realizaciones de los implantes intervertebrales solos, la figura 15E muestra una vista en perfil de este implante y la figura 15F muestra una vista en sección a lo largo del plano 15F-15F de la figura 15E de este implante, que muestra la forma de un pasaje en el implante para un dispositivo de anclaje.
- 15 - Las figuras 16A, 16B y 16C muestran respectivamente, una vista en perfil, una vista en sección a lo largo del plano 16B-16B de la figura 16A y una vista superior de una de diversas realizaciones de un instrumento que comprende un impactador y una guía, con una de varias realizaciones de un implante mostradas en las figuras 16A y 16B.
- 20 - Las figuras 17A, 17B, 17C, 17D y 17E muestran vistas parciales del extremo de agarre de una de las diversas combinaciones de realizaciones que muestran respectivamente una vista superior de una guía se aproxima a un implante, una vista superior de una guía que sujeta un implante, una vista superior de una guía que sujeta un implante proporcionado con un par de dispositivos de anclaje, una vista en sección a lo largo del plano 17D-17D de la figura 17C de la guía que sostiene el implante proporcionado con un par de dispositivos de anclaje (uno se muestra en el lugar y el otro se muestra dentro de la guía, aproximadamente a ser implantado) y una perspectiva de la guía que sujeta un implante que está provisto de un par de dispositivos de anclaje.
- 25 - Las figuras 18A y 18B son vistas en perspectiva, respectivamente, desde la parte superior e inferior de una de diversas realizaciones de un dispositivo de anclaje, las figuras 18C y 18D respectivamente representan una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 18D-18D de la figura 18C de una de diversas realizaciones de un implante acoplado con los dispositivos de anclaje y las figuras 18E y 18F representan respectivamente una vista superior y una vista en sección a lo largo del plano 18F-18F de la figura 18E, de este implante sin los dispositivos de anclaje en su lugar.
- 30 - La figura 19A es una vista superior de una de diversas realizaciones de un implante, las figuras 19D y 19C, respectivamente, muestran una vista lateral y una vista frontal de una de las diversas realizaciones de un implante para escoliosis y para lordosis, la figura 19B muestra una vista trasera de una realización de un implante para lordosis, las figuras 19E y 19G muestran cada una, una vista trasera de 2 de diversas realizaciones de implantes sin lordosis y las figuras 19F y 19H muestran cada una, una vista de 2 de diversas realizaciones de implantes de escoliosis.
- 35 - La figura 20A muestra una vista en perspectiva de una de diversas realizaciones de un adaptador y la figura 20B muestra una vista lateral de una de diversas realizaciones de un impactador que penetra en un adaptador que sujeta un anclaje.

Ahora se describirán diversas realizaciones de la invención con referencia a las figuras de la presente solicitud.

- 40 Diversas realizaciones de los dispositivos (1) de anclaje de acuerdo con la presente invención son utilizables con implantes (2) intervertebrales tales como, por ejemplo, cajas intersomáticas o prótesis de discos intervertebrales. Los implantes intervertebrales están diseñados para ser implantados entre dos vértebras adyacentes de la columna vertebral (médula espinal) o proporcionar una unión entre dos vértebras, en su periferia en el caso de placas de osteosíntesis (las cuales se pueden utilizar solas o en combinación con una caja intersomática). El dispositivo (1) de
- 45 anclaje está diseñado para ser anclado en una de las vértebras de manera que una el implante a esta vértebra. Diversas realizaciones de dispositivos (1) de anclaje de acuerdo con la invención comprende por lo menos una placa curvada y rígida, configurada para penetración en una vértebra a través de un implante y que comprende por lo menos un tope para retener ese implante contra esta vértebra. Las características técnicas de "curvatura" y "rigidez" en relación con el elemento "placa" del objeto "anclaje" se describen con detalle más adelante. El dispositivo (1) de
- 50 anclaje del implante (2) intervertebral en las vértebras también se denominará en la presente invención por el término "anclaje" (1) sin introducir limitación alguna. Este tipo de anclaje ha sido descrito en publicaciones como FR 2.916.956, US 2009/105832 y WO. En diversas realizaciones, el anclaje (1) comprende un cuerpo que incluye por lo menos una placa (10) curvada alargada a lo largo de un eje longitudinal (L, figuras 13E y 14A). Este eje longitudinal (L) del anclaje (1) se extiende entre un primer extremo, el cual de denominará como el extremo anterior, diseñado para penetrar dentro de una vértebra, y un segundo extremo, el cual se denominará como el extremo posterior.
- 55 Nótese que las designaciones de los extremos "posterior" y "anterior" del anclaje (1) del implante (2) y el instrumento (3, 4) se utilizan en la presente solicitud con referencia a la dirección en la cual se insertará el anclaje (1). Por lo tanto, para el anclaje (1) el primer extremo (denominado como el extremo anterior) es aquel diseñado para ser insertado primero y diseñado para penetrar dentro de la vértebra para fijar un implante. Respecto al implante, su

pared o extremo indicado como "posterior" es aquel que comprende una abertura de un pasaje para la inserción del anclaje mientras que la pared en realidad está posterior al implante y no durante su despliegue. Respecto al instrumento, el extremo anterior es aquel destinado para hacer contacto sobre el implante para la inserción del anclaje dentro del pasaje. Algunas realizaciones de implantes (2) que incluyen algunos descritos con detalle en esta descripción y en relación con la caja intersomática se hacen para inserción lateral dentro del espacio del disco y en consecuencia el extremo posterior se colocará sobre un lado lateral de las vértebras mientras que el extremo anterior se colocará cerca de la línea media o sobre el lado lateral opuesto. No obstante, los términos "anterior" y "posterior" se utilizarán puesto que son más fáciles de entender desde el punto de vista en implantación y se pueden utilizar común y convenientemente con referencia al anclaje (1), al implante (2) y al instrumento (3, 4) sin importar el enfoque de implantación (trayectoria de implantación) seleccionado. En consecuencia, los términos "anterior" y "posterior" no están destinados a referirse simplemente respecto al paciente o aun característica anatómico de un paciente. Se notará que también tal referencia se realiza en la presente a un eje longitudinal (L) entre estos dos extremos y que este eje longitudinal (L) por lo tanto corresponde a un eje anteroposterior del anclaje (1), del implante (2) y del instrumento (3, 4) aún con referencia a la dirección de inserción del anclaje (1). También se debe hacer notar que el término "sustancialmente" se utiliza varias veces en la presente descripción, en particular en relación a una característica técnica, tal como una orientación o una dirección de manera que indica la característica involucrada, de hecho, puede ser ligeramente diferente y no exactamente como se establece (por ejemplo, la expresión "sustancialmente perpendicular" se debe interpretar como "por lo menos aproximadamente perpendicular" debido a que puede no ser posible seleccionar una orientación la cual no sea exactamente perpendicular para no obstante, permitir que sirva sustancialmente para la misma función). Además, el término "sustancialmente" utilizado en la presente solicitud también se puede interpretar que define que la característica técnica en "en general" puede ("generalmente") y con frecuencia "preferiblemente" como se establece, pero que otras realizaciones o configuraciones pueden estar dentro del alcance de la presente invención.

El hecho de que el anclaje (1) puede comprender por lo menos una placa (10) permite que el anclaje (1) asegure una buena retención, por lo menos en una dirección sustancialmente perpendicular a la placa, puesto que la anchura de la placa ofrece una superficie de movimiento opuesto del anclaje y, por lo tanto, del implante (perpendicularmente a esta superficie) en el tejido del hueso en el cual se implanta. Se notará que cuando la placa está curvada, esta retención se genera a lo largo de por lo menos una dirección sustancialmente radial al radio de curvatura de la placa. De hecho, diversas realizaciones de la presente invención, como diversas realizaciones de una descrita en las solicitudes citadas anteriormente, tiene la ventaja de tener una curvatura que permite que se implante en la placa de extremo vertebral de una vértebra a lo largo de un eje de aproximación sustancialmente perpendicular al eje de la médula espinal y al nivel de las vértebras entre las cuales se implanta el implante (o en el plano del espacio intervertebral) lo cual puede facilitar la implantación y permitir evitar algunas de las desventajas relacionadas con la molestia (dimensiones) del enfoque de la vértebra. Por otra parte, en diversas realizaciones, el anclaje ventajosamente tiene la forma de una placa la cual puede ser relativamente delgada lo que facilita la penetración del anclaje (1) dentro del tejido óseo. Esta delgadez de la placa (10) puede representar un problema de estabilidad del anclaje (1) en la vértebra en la medida en que la placa puede formar una especie de cuchilla que puede dividir la vértebra en una dirección a lo largo de la anchura de la placa (transversalmente al eje longitudinal (L) de diversas realizaciones) de manera notable durante su impacto en la vértebra o posteriormente debido a la tensión significativa aplicada sobre la misma cuando se mueve el paciente, por ejemplo. Además, esta delgadez puede disminuir la rigidez de la placa. En algunas aplicaciones la rigidez puede ser una característica importante para la fijación eficaz lo que resulta en realizaciones particularmente más eficaces cuando las grapas u otros dispositivos delgados y/o relativamente flexibles, a menudo frágiles, no permiten una buena sujeción debido a su flexibilidad y/o delgadez y/o su fragilidad. Por lo tanto, se prefieren anclajes rígidos para muchas realizaciones (anclajes curvados que también son los que se prefieren, pero para facilitar el enfoque a las vértebras) en vez de los anclajes deformables. Los anclajes rígidos penetran en las vértebras a través de un pasaje (21) que cruza por lo menos parte del implante sin que se deformen en este pasaje (21). Para estas realizaciones rígidas, las paredes (210) interiores de este pasaje (21) en el implante preferiblemente tienen formas y dimensiones que permiten que el anclaje pase: ya sea por una curvatura complementaria a la del anclaje o por una forma no curvada con una altura ligeramente mayor que la del anclaje para permitir su paso pese a su curvatura y rigidez (y, por lo tanto, evitando, el mecanizado de un pasaje curvado en el implante, lo cual puede ser complejo y costoso). La presente invención resuelve problemas y estabilidad y rigidez del anclaje (1) mediante el uso de por lo menos una nervadura (11) longitudinal sobre por lo menos una parte de por lo menos una de las caras del cuerpo del anclaje (1). La nervadura (1) longitudinal se orienta en la dirección de la longitud de la placa (10), sustancialmente paralela al eje longitudinal. Nótese que la presente invención prevé varias configuraciones del anclaje (1) con respecto a la dirección de su curvatura. Con referencia nuevamente a la dirección de inserción del anclaje, se entiende que diversas realizaciones del anclaje están diseñadas para penetrar desde la periferia del espacio del disco dentro de las vértebras, preferiblemente dentro de la placa de extremo vertebral inferior de la vértebra superior o dentro de la placa de extremo vertebral superior de la vértebra inferior, en particular, en el caso de implantes tales como cajas intersomáticas o prótesis de disco intervertebral. Además, otras realizaciones del anclaje se pueden configurar para implantación preferiblemente dentro de la periferia del cuerpo vertebral cerca del espacio intervertebral, especialmente en el caso de implantes intervertebrales tales como placas de osteosíntesis. Cuando el anclaje está destinado para implantación en la placa vertebral, por ejemplo, a través de implantes tales como cajas intersomáticas o prótesis de discos intervertebrales, la curvatura del anclaje preferiblemente se configura de manera que, una vez incrustada en una vértebra, el eje de la columna es sustancialmente tangencial a una parte sustancial de su extremidad anterior o por lo menos que esta

parte del extremo anterior forma un ángulo pequeño (o ligero) con el eje vertical de la columna.

La invención también prevé diversas realizaciones de anclajes (y, por lo tanto, también de los implantes e instrumentos que se pueden asociar con los mismos) en los cuales la anchura de la placa (10) del anclaje (1) está orientada sustancialmente a lo largo de su eje vertical de la columna u otras realizaciones de anclajes (y, por lo tanto, también los implantes e instrumentos que se pueden asociar con los mismos) en los cuales la anchura de la placa (10) del anclaje (1) está orientada sustancialmente de modo perpendicular a este eje vertical de la columna (es decir, de modo generalmente horizontal). Así, en algunas realizaciones, la curvatura de la placa (10) del anclaje (1) se puede orientar en la anchura de la placa (10), como se muestra, en particular, en las figuras 13D-13G y como se indica por las figuras 3B, 3K, 4A y 13A-C. Estas realizaciones particulares del anclaje también, por ejemplo, en el caso de implantes destinados a la implantación a través de una vía anatómica anterior, incluyen por lo menos una nervadura (11) la cual permite estabilizar el dispositivo de anclaje y ayuda a evitar que se ensañen las vértebras demasiado. En ausencia de la nervadura, no sería preferible orientar la curvatura en esta dirección debido a que los implantes implantados a través de la trayectoria anatómica anterior (sustancialmente sagital o para-sagital) se fijarán por un anclaje a lo largo de la misma dirección mientras que las limitaciones más fuertes que se ejercen sobre los implantes están orientadas en la misma dirección (sagital o para-sagital). Inversamente, para implantes (tales como cajas o implantes, por ejemplo) destinados para implantación por una trayectoria lateral para tener esta curvatura orientada a lo largo de la anchura de la placa (10) del anclaje (1) es preferible y en realizaciones no de acuerdo con la invención puede no requerir una nervadura (11) debido a que el plano de la placa está configurado para ser sustancialmente perpendicular al eje sagital (o para-sagital) de la columna y, por lo tanto, opuesto a las limitaciones más fuertes ejercidas sobre el implante y el anclaje. Por lo tanto, se entenderá que particularmente cuando el plano de la placa está configurado para ser sustancialmente perpendicular al eje a lo largo del cual se ejercen las limitaciones más fuertes, dependiendo de la vía de implantación anatómica, es posible no tener una nervadura (11) sobre el anclaje (1) ni las ranuras (211, 3011) correspondientes en implantes e instrumentos asociados. De esta manera, la presente divulgación prevé diversas realizaciones de anclajes (1) que no comprenden nervaduras (11) particularmente para configuraciones en las cuales la curvatura del anclaje (1) está configurada como una función de la trayectoria de implantación anatómica, de manera que la placa (10) idealmente se puede oponer a las limitaciones más fuertes cuando el implante y el anclaje están en el lugar en el paciente y en particular anclajes (1) curvados a lo largo de la anchura de la placa para implantes con una trayectoria de implantación anatómica lateral. Los implantes e instrumentos que se pueden asociar con tales anclajes no necesitan comprender ranuras (211, 3011). Estos objetos particulares pueden o no también incluir cualquier característica técnica (o combinación de características técnicas) descritas para cualquier elemento (o combinación de elementos) de cualquier objeto (o combinación de objetos) descritos en esta solicitud en la medida en que no son incompatibles, en particular debido a que la adaptaciones estructurales que se pueden requerir para tal aislamiento o combinación de características son derivables directamente de la apreciación de la presente divulgación. Nótese que la curvatura del anclaje a lo largo de la anchura de la placa (10) permite hacer referencia a dos caras laterales y a un lado (o borde) cóncavo (dentro de la curva) y un lado (o borde) convexo (fuera de la curva) del anclaje (1).

En otras realizaciones de anclajes (y, por lo tanto, también de los implantes e instrumentos que se pueden asociar con los mismos), por ejemplo, como se muestra en las figuras 2G y 2H, la curvatura de la placa (10) está orientada en la profundidad (o altura, espesor) de la placa. Nótese que la curvatura del anclaje en esta orientación permite hacer referencia a una cara cóncava (dentro de la curva) y una cara convexa (fuera de la curva) del anclaje (1), así como dos lados (o bordes) laterales del anclaje (1). Nótese que la invención también prevé combinaciones de varios objetos descritos en la presente solicitud, por la incorporación de varias características técnicas de los anclajes (1) y/o implantes (2) y/o instrumentos (3, 4). Por ejemplo, la figura 3E muestra un implante (2) "mixto" proporcionado con dos tipos de pasajes (21) cada uno diseñado para recibir un anclaje que tiene una orientación de curvatura diferente. Nótese también que el eje (L) longitudinal se muestra para diferentes variantes de curvatura en las figuras 13E y 14A.

También se debe hacer notar que la invención prevé diversas realizaciones de anclajes (y también, por lo tanto, de implantes e instrumentos que se pueden asociar con la misma) con respecto a la posición y longitud de la nervadura (11). Generalmente, la nervadura (11) preferiblemente se diseña por lo menos para inhibir (o evitar) el anclaje (1) (y por lo tanto también el implante) para moverse transversalmente con respecto a las vértebras. La nervadura (11) también se puede configurar y desplegar para mejorar la rigidez del anclaje (1). Por lo tanto, generalmente es preferible para la nervadura que esté presente en la parte del anclaje (1) que se extiende fuera del implante (2) cuando se inserta completamente en la misma. La nervadura puede, aunque no necesita, extenderse al extremo anterior y por lo tanto puede detenerse cerca o a una distancia dada de este extremo anterior. Además, tampoco es necesario que la nervadura se extienda hasta o cerca del extremo posterior que está diseñado para permanecer en el implante. Cuando la nervadura se extiende hasta o cerca del extremo posterior, no obstante, puede permitir estabilización adicional del anclaje en el implante (por ejemplo, por medio de su cooperación con la ranura (211) en el pasaje). Aunque diversas realizaciones preferidas del anclaje tienen por lo menos una nervadura (11) sobre por lo menos una parte de por lo menos una de las caras del anclaje (1), la invención prevé numerosas otras realizaciones de las cuales algunos de los diversos ejemplos se muestran en las figuras y/o se describen en otra parte en este documento. En la mayor parte de las figuras que muestran anclajes cuya curvatura está orientada en la dirección de la profundidad de la placa (10), la nervadura está colocada sobre la cara convexa (véase, por ejemplo, las figuras 2G y 2H). No obstante, en algunas realizaciones, por lo menos una nervadura (11) se puede proporcionar sobre la cara

cóncava, como se muestra, por ejemplo, en las figuras 14C, 14D y 14E. En otras realizaciones, por lo menos una nervadura se puede proporcionar sobre cada una de las caras del anclaje, como se muestra, por ejemplo, en las figuras 14F, 14G y 14H. De igual manera, se muestran diversos ejemplos ilustrativos y no limitantes de implantes (2) diseñados para recibir diversos tipos de anclajes (1), por ejemplo, en las figuras 3(A a L) y en las figuras 4 (D a H).

Estas figuras muestran el perfil que tiene la entrada del pasaje y la configuración de nervadura preferible del anclaje que se asociará con el mismo. Además, las figuras 3A, 3C, 3D, 3F, 3G, 3I, 3J y 3L muestran vistas en sección de implantes que muestran la forma de los pasajes (21) en los implantes, los cuales generalmente serán una función de los tipos de anclajes que se utilicen preferiblemente con tales implantes. Por ejemplo, la figura 3B muestra un implante (2) con el cual se asociarán dos anclajes (1), cada anclaje tiene una orientación vertical (anclaje curvado en la dirección de la anchura de la placa) mientras que la figura 3E muestra un implante (2) "mixto" con un anclaje (1) con orientación vertical y un anclaje con orientación horizontal (anclaje curvado en la dirección de la profundidad de la placa) que se asociarán. La figura 3H muestra un implante (2) con el que se asociarán 2 anclajes (1) con orientación horizontal en el que cada uno tiene una nervadura (11) sobre la cara convexa y la figura 3K muestra un implante (2) con el cual se asociarán 2 anclajes (1) con orientación vertical, en el que cada uno tiene una nervadura situada sobre una cara lateral hacia el interior del implante. La figura 4A muestra un implante (2) con el cual se asociarán dos anclajes (1) con orientación vertical, en el que cada uno tiene una nervadura (11) sobre una cara lateral hacia el exterior del implante. Como se describe en otra parte en esta descripción, los anclajes (1) que se asociarán con los implantes de las figuras 4A y 4E comprenderán un tope (14) de retención sobre la cara opuesta a una con la nervadura (11), el tope (14) de retención está dispuesto para cooperar con un tope (214) del implante mostrado en estas figuras. Las figuras 4B y 4C muestran, cada una, un implante (2) con el cual se asociarán 2 anclajes (1), cada anclaje (1) tiene una orientación horizontal y 2 nervaduras (11) sobre la cara convexa (algo desviadas hacia los lados laterales desde una figura a la otra). La figura 4D muestra un implante (2) con el cual se asociarán 2 anclajes (1), teniendo cada anclaje (1) una orientación horizontal y una nervadura (11) única sobre la cara convexa (central para la figura 4D y descentrada para la figura 4E). Cada una de las figuras 4E y 4F muestran un implante (2) con el cual se asociarán 2 anclajes (1) con orientación horizontal, uno de la cuales tendrá una nervadura (11) única sobre la cara convexa mientras que el otro tendrá una nervadura (11) única sobre la cara cóncava (una nervadura central para la figura 4F y nervaduras desviadas para la figura 4E). La figura 4G muestra un implante (2) con la cual se asociarán 2 anclajes (1), teniendo cada anclaje (1) una orientación horizontal y una nervadura (11) única centrada sobre la cara cóncava. La figura 4H muestra un implante (2) con el que se asociarán 2 anclajes (1), teniendo cada anclaje una orientación horizontal y 2 nervaduras (11) sobre la cara cóncava. Los anclajes (1) con nervaduras descentradas (tales como las mostradas, por ejemplo, en la figura 5F) permiten el reducir el tamaño requerido para la presencia de dos pasajes (21) en los implantes (2) como es especialmente visible en los ejemplos de las figuras 5A, 5B y 5C. En diversas realizaciones de implantes, el uso de las nervaduras descentradas evita tener 2 ranuras (211) alineadas tal como el mostrado en la figura 4D, lo cual puede volver al implante frágil y, por lo tanto, puede permitir que tenga cajas intersomáticas con una altura relativamente pequeña en la configuración de lo que se requiere en la columna, o mantener más material por encima (y/o por debajo) del pasaje para proporcionar un implante más resistente o para disponer un recurso de unión (22) central (posiblemente más grande que en otras configuraciones), como es particularmente visible en la figura 5A. Estos ejemplos ilustrativos y no limitativos demuestran que los diversos objetos de la invención no están limitados respecto al número o posiciones de los anclajes y al número o posiciones de una o varias de sus nervaduras, aunque algunas configuraciones son particularmente ventajosas, principalmente en términos de resistencia o tamaño del implante (por ejemplo, en el caso del implante cervical, en el que el tamaño pequeño coloca limitaciones fuertes en el tamaño y en el que la resistencia de los materiales requiere que los implantes no se elaboren excesivamente frágiles por los pasajes (21), especialmente en el caso de cajas intersomáticas hechas de PEEK (poliéter éter cetona).

En diversas realizaciones de la invención del anclaje y del sistema de ancla, la placa (10) puede ser sustancialmente rectangular, como se muestra en muchas de las figuras, pero, por supuesto, puede tener otras formas sin apartarse por esto del espíritu de la invención. Preferiblemente, cualquiera que sea la forma de la periferia de la placa, presenta por lo menos una superficie de dimensión suficiente para oponerse eficientemente sus movimientos en la vértebra, contrario a las grapas, clavos u otros dispositivos conocidos. Por ejemplo, la mayor parte de las placas mostradas en las figuras tienen una periferia sustancialmente rectangular, pero presentan variaciones en la forma descrita con detalle en la presente solicitud. Además, el anclaje (1) puede comprender varias placas y/o una placa única del cuerpo puede tener diversas formas sin apartarse del espíritu de la invención. De hecho, el grado en que se puede obtener la sujeción deseada por al menos una placa que ofrece por lo menos una superficie suficiente en la dimensión descrita en la presente respecto al hecho de la placa, el anclaje puede comprender placas que tienen una periferia sustancialmente trapezoidal o triangular o que tienen variaciones de forma diversa. Por ejemplo, en algunas variantes del anclaje (1) (no mostradas), el cuerpo del dispositivo (1) de anclaje puede tener dos placas sustancialmente paralelas entre sí (y/o con sustancialmente la misma curvatura) y conectadas juntas en el extremo posterior, por ejemplo, tal como se describe en las publicaciones FR 2.827.156 (y WO 03/005939 y US 2004/0199254) y FR 2.879.436 (y WO 2006/120505) y US 2006/0136063), los cuales pueden formar un anclaje (1) de sujeción de tope sobre el implante y por lo tanto sujetar el implante contra la vértebra. Además, como se describe en otra parte en este documento, diversas realizaciones de anclajes (1) pueden comprender por lo menos una placa recta, por ejemplo, tal como la descrita en estas publicaciones o pueden comprender 2 placas rectas conectadas por una articulación capaz de, o dispuesta para formar un tope que permita fijar el implante. Generalmente, diversas realizaciones del anclaje de la invención pueden utilizar una nervadura (11) para proporcionar una buena retención perpendicular a la anchura de la placa y está nervadura, de hecho, se puede conformar por al menos una aleta o por

lo menos una estructura similar (o varias estructuras) para mejorar la rigidez del anclaje y ofrecer una superficie opuesta al movimiento transversal del anclaje en el tejido del hueso. Diversas realizaciones de los anclajes también se prevén con respecto a las características técnicas de las dimensiones, en particular, la altura de la nervadura, la cual preferiblemente se distribuye para oponerse a este movimiento transversal. La altura de la nervadura (11) puede ser por ejemplo aproximadamente la mitad de la anchura de la placa (10) del anclaje (1) de manera que forma en sí misma una segunda placa particularmente eficiente en su función estabilizante.

Diversas realizaciones de la invención intentan reducir el tamaño de los dispositivos e instrumentos asociados de manera que permiten la implantación del dispositivo de anclaje a lo largo de un eje sustancialmente en el plano del espacio intervertebral (espacio de disco). Como se describe en las publicaciones de las solicitudes FR 2.916.956, US 2009/105832 y WO 2008/1492223 mencionadas anteriormente, la placa (10) curvada describe, a lo largo del eje longitudinal, por lo menos un arco de un círculo y/o por lo menos un arco de una elipse cuya dimensiones y radios de curvatura son creados de manera que el dispositivo (1) de anclaje se puede implantar en la placa de extremo vertebral de una vértebra al tener su eje sustancialmente perpendicular en el plano del espacio intervertebral, es decir, a lo largo de un eje de aproximación sustancialmente perpendicular al eje de la columna (es decir, el plano o el eje de aproximación es sustancialmente tangencial a por lo menos parte del extremo anterior cuando el anclaje se aproxima a las vértebras). De modo similar a las solicitudes mencionadas antes diversas realizaciones de los diversos objetos de la presente invención se relacionan con la característica técnica del radio (o los radios) de curvatura del dispositivo (1) de anclaje. De hecho, diversas realizaciones del dispositivo (1) de anclaje tienen un radio de curvatura diferente de un anclaje a otro y/o diferentes radios de curvatura sobre porciones diferentes del cuerpo de un anclaje (1) dado. Así, por ejemplo, el cuerpo del anclaje (1) puede tener un arco de un círculo o un arco en una forma de elipse, pero también puede describir una curvatura más compleja, como si uno o varios de los arcos de un círculo que tengan el mismo radio de curvatura o radios de curvatura diferentes, fueran colocados extremo a extremo o si uno o varios arcos de una elipse que tengan el mismo radio de curvatura o radios de curvatura diferentes se colocaran extremo a extremo o cualquier combinación de arcos de un círculo o elipse o incluso radios de curvatura que varían a lo largo del cuerpo. En la presente descripción, los términos "arco de un círculo" o "radios de curvatura" abarcan la totalidad de estas posibilidades diferentes. Así, diversas realizaciones de la presente invención proporcionan variantes diferentes en relación con los radios de curvatura y ciertos aspectos relacionados del dispositivo (1) de anclaje, así como implantes (2) e instrumentos (3, 4) que se pueden asociar con los mismos. De hecho, por ejemplo, dependiendo del uso del dispositivo (1) y en particular su ubicación de implantación destinada a lo largo de la columna puede ser preferible tener radios de curvaturas más grandes o más pequeños. Dependiendo de los radios de curvatura del dispositivo (1) de anclaje, los ejes que pasan, respectivamente, a través del extremo de penetración y el extremo de toques del dispositivo (1) forman un ángulo típicamente comprendido entre aproximadamente 90° y 180°, aunque también se puede seleccionar para que sea menor de 90°. Preferiblemente, este ángulo estará comprendido entre 110° y 160° lo cual, en muchas circunstancias, facilitará el implante del dispositivo mejor que un ángulo fuera de estos valores. De acuerdo con la fijación que uno desee obtener por medio del dispositivo (1) de anclaje, el ángulo se seleccionará para que esté más o menos abierto. Si uno desea, por ejemplo, promover la fijación estrecha de la caja o la prótesis contra la placa de extremo vertebral se puede preferir un ángulo comprendido entre 120° y 180°, mientras que si uno desea más bien evitar que el implante se mueva en el plano del espacio del disco se preferirá un ángulo comprendido entre 90° y 150°. Aunque estas variaciones de ángulo no se muestran en las figuras, los diferentes ángulos para el dispositivo (1) de anclaje permiten cubrir los diferentes tipos deseables de anclaje con el fin de asegurar una fijación de los implantes que este adaptado para el caso. Un dispositivo cuyo ángulo está en un valor óptimo, por ejemplo, cerca de 135° también se puede proporcionar en una de las realizaciones preferidas para fijación del dispositivo tanto por prensado del implante apretadamente contra las placas de extremo vertebrales y de esta manera evitar que se mueva en el plano del espacio del disco. Además, de acuerdo con las diversas realizaciones del implante (2) se pueden seleccionar ángulos diferentes del dispositivo, particularmente para permitir una buena fijación pese a las posibles lordosis, cifosis o incluso escoliosis, ya sea naturales, patológicas o impuestas por el implante. De esta manera, diversas realizaciones del dispositivo (1) de anclaje y del implante (2) por medio de su radio de curvatura en la orientación del pasaje (21) en el cual se insertarán se pueden implantar a lo largo de un eje de aproximación sustancialmente en el plano del espacio intervertebral, es decir, el plano en el cual se implanta el implante (2), lo cual facilita la aproximación de todos los elementos del implante y el dispositivo al espacio intervertebral. En una realización, el arco (o los arcos) descritos por el cuerpo del anclaje (1) tiene (o tienen) dimensiones y por lo menos un radio de curvatura de manera que el dispositivo (1) de anclaje se puede implantar en una placa de extremo vertebral a lo largo de un eje de aproximación que forma un ángulo comprendido entre 40° y 140° con el eje vertical de la columna y, preferiblemente, un ángulo de aproximadamente 90°. Este ángulo puede variar de un mismo dispositivo (1) de anclaje dependiendo de las dimensiones de las aproximaciones de las vértebras y también puede variar de un dispositivo (1) de anclaje al otro, dependiendo del radio de curvatura del dispositivo (1) utilizado (y por lo tanto el ángulo formado entre sus extremos anterior y posterior). Además, la presente solicitud también describe diversas realizaciones de anclaje (1) en las cuales el cuerpo comprende por lo menos una placa (10) recta (no curvada). Nótese que en el caso de anclajes (1) rectas (es decir, que comprenden por lo menos una placa recta), el eje de aproximación preferiblemente puede no estar sustancialmente en el plano del espacio del disco, sino que puede ser oblicuo. Este tipo de eje oblicuo generalmente no se prefiere debido a lo problemático del acceso a las vértebras, pero aún es posible utilizarlo en algunas circunstancias. Los implantes (2) utilizados con tales anclajes (1) rectos preferiblemente comprenden por lo menos un pasaje (21) recto orientado hacia por lo menos una vértebra, a lo largo de una trayectoria oblicua (no perpendicular al eje de la columna) entre la periferia de la columna y las vértebras. La

instrumentación utilizada con estos implantes (2) con pasajes rectos y con tales anclajes (1) preferiblemente tendrán una superficie de contacto con el implante, en el extremo anterior, inclinado con respecto a su eje longitudinal (anteroposterior de acuerdo con la convención utilizada en la presente solicitud) de manera que permite un eje de aproximación oblicua en relación con las vértebras. Las ranuras (3011) en la cabeza (30) de la guía (3) preferiblemente serán rectos de manera que guían al anclaje (1) recta y se distribuyen para colocar el anclaje orientado hacia la entrada del pasaje (21) recto en el implante. Además, las diversas realizaciones del anclaje (1) también pueden tener un cuerpo que comprende por lo menos dos placas (10) rectas (o porciones de placa) que forman un ángulo entre sí. Estas placas (10) rectas (o porciones de placa) pueden estar unidas, por ejemplo, por al menos una porción conectiva que forme el ángulo (por ejemplo, gracias a una curvatura de esta porción conectiva).

Estas diversas realizaciones pueden ser utilizadas, por ejemplo, en asociación con implantes (2) que comprenden un pasaje (21) curvado, por ejemplo, de manera que facilita el pasaje del anclaje (1) y/o aseguran un juego mínimo del anclaje (1) dentro del implante (2) gracias al contacto de las diversas partes o porciones del anclaje (1) con las diversas partes o porciones de las paredes interiores del pasaje (21). Diversas realizaciones del anclaje (1) también pueden tener un cuerpo que comprende por lo menos una placa (10) recta (o porción de placa) y por lo menos una placa (10) curvada (o porción de placa). Estas diversas configuraciones del cuerpo del anclaje (1) permite proporcionar- diversas realizaciones de objetos potenciales de la invención, respecto a anclajes que comprenden diversas porciones. Estos objetos particulares se pueden configurar para resolver uno o varios de los problemas de facilitar el paso del anclaje (1) a través del implante (2) y/o para mejorar la estabilidad del anclaje (1) dentro del implante (2). En el que el caso de realizaciones no de acuerdo con la invención, que no comprenden una nervadura (11), los implantes e instrumentos que se pueden asociar con los mismos puede no comprender ranuras (211, 3011). Estos objetos particulares (es decir, cualquiera de estas realizaciones que comprende por lo menos una placa recta y/o curvada (o porción de placa) en su cuerpo también puede comprender o no, de acuerdo con diversas realizaciones, cualquier característica técnica (o combinación de características técnicas) descritas para cualquier elemento (o combinación de elementos) de cualquier objeto (o combinación de objetos) descritos en esta solicitud en la medida en que no sean incompatibles, en particular, debido a que las adaptaciones estructurales que se pueden requerir par tal aislamiento o combinación de características son derivables directamente de la apreciación de la presente divulgación.

El dispositivo (1) de anclaje generalmente coopera con por lo menos un pasaje (21) que cruza a través de una porción del implante que está destinado para fijar. El pasaje puede ser un canal o pasaje, por ejemplo, de formas y tamaños dispuestos para el paso del dispositivo de anclaje, particularmente en sección transversal (por ejemplo, una sección transversal sustancialmente rectangular con ángulos redondeados). Preferiblemente, el pasaje (21) es recto de manera que facilita su mecanizado y sus dimensiones están dispuestas para el paso de un dispositivo (1) de anclaje curvado y rígido sin que se requiera deformación de este dispositivo sin importar su radio de curvatura. En diversas realizaciones en las cuales el anclaje (1) está curvado, la altura (de la abertura) del pasaje por lo tanto preferiblemente es ligeramente mayor que el espesor del dispositivo (1) de anclaje suficientemente para permitir el paso de este dispositivo dentro del pasaje (21) sin deformación, sin importar su curvatura y su rigidez, pero suficientemente pequeño para asegurar una buena retención del implante (2) por el dispositivo (1) de anclaje, sin demasiado juego del dispositivo dentro del pasaje (21). En algunas realizaciones de la invención, la anchura del pasaje (21) puede ser sustancialmente igual a la anchura del dispositivo (1) de manera que este dispositivo tiene poco o nulo juego lateral una vez que se inserta dentro del pasaje (21). La longitud del dispositivo (1) de anclaje se puede adaptar a la longitud del pasaje (21) que se va a cruzar y la profundidad a la cual debe penetrar en las placas de extremo vertebrales.

La nervadura (11) generalmente incrementa la rigidez del anclaje (1) e inhibe el daño a la vértebra evitando que se "corte" en la dirección de la anchura del anclaje (1) para inhibir este movimiento en la dirección de la anchura del ancla, a continuación denominado "transversal" por sencillez (es transversal a la longitud del anclaje), la nervadura (11) preferiblemente tendrá una altura suficiente para inmovilización eficaz, al ofrecer una superficie suficientemente grande para retener el anclaje transversalmente. De esta manera, la nervadura (11) forma una clase de aleta que impide que el anclaje corte la vértebra por movimientos transversales, lo que incrementa la fijación en la vértebra. Además, al incrementar la rigidez del anclaje (1) generalmente tiende a reforzar su fijación en las vértebras: la placa habitualmente no se torcerá o doblará y por lo tanto presentará menos riesgo de expulsión de la vértebra. Diversas realizaciones del anclaje (1) que comprenden por lo menos una nervadura por lo tanto proporcionan una buena sujeción en 2 planos, en vez de únicamente uno en la ausencia de tal nervadura (11).

En diversas realizaciones de dispositivos de anclaje (y eventualmente de implante y/o instrumento el cual se pueda asociar con el mismo), la anchura y/o altura de la nervadura (11) puede variar a lo largo del eje longitudinal del cuerpo (10). Así, por ejemplo, como parte de las figuras mostradas, la nervadura (11) comienza a proyectarse cerca del extremo anterior del anclaje y su altura se incrementa progresivamente hacia el extremo posterior. Esta altura de la nervadura (11) puede ser constante sobre una parte dada, por ejemplo, cerca del extremo posterior o puede variar a lo largo de toda su longitud. Además, con el fin de facilitar la penetración de la nervadura (11) dentro del tejido óseo, el pico de la nervadura (11) es decir, su parte superior (una opuesta a la placa) se puede acortar sobre por lo menos una parte, por ejemplo, cerca del extremo anterior. Por ejemplo, la nervadura puede tener biseles en sus lados laterales. En el ejemplo de la figura 18A, el anclaje (1) comprende dos nervaduras (11) sobre su cara convexa, cada nervadura comprende una porción (113) biselada y una porción (114) plana. En este ejemplo, la porción (113) biselada se localiza cercana al extremo posterior y el implante de esta manera puede comprender ranuras cuya

profundidad tiene una forma complementaria a esta porción biselada (113) mientras que la porción (114) es plana cercana al extremo anterior. Se entenderá que es posible invertir esta configuración, en particular, para tener un afilado de la porción biselada (113) en el extremo anterior de manera que se facilite la penetración dentro de las vértebras o se proporcionen diversas configuraciones con varias porciones diferentes. De igual manera, la anchura de la nervadura (en la dirección de la anchura de la placa) también puede variar, por ejemplo, volverse más gruesa hacia el extremo posterior ya sea por este afilado del extremo anterior o por un engrosamiento pronunciado del extremo posterior de la nervadura que forma una estructura para estabilizar el anclaje (1) en el implante (2) similares a los descritos en otra parte en esta descripción.

Generalmente, como se han mencionado previamente, el dispositivo (1) de anclaje está diseñado para ser insertado a través de un pasaje (21) que cruza por lo menos una porción del implante (2) con el fin de penetrar dentro de por lo menos una placa de extremo vertebral y fija el implante (2) sobre esta placa de extremo vertebral por medio de por lo menos un tope que mantiene el implante. Una o varias nervaduras longitudinales (11) por lo tanto están diseñadas para cooperar por lo menos con una ranura (211) creada en el pasaje (21) del implante (2). Esta cooperación entre la nervadura (11) que forma una clase de aleta de guía, con la ranura (211) en el pasaje (21) se puede configurar para suministrar resistencia a la fijación del anclaje (1) en el implante (2) de manera notable al reducir el juego transversal del anclaje (en la dirección de la anchura de la placa). Al incrementar la altura de esta nervadura entre el extremo anterior y el extremo posterior, combinado con la constancia de esta altura cerca del extremo posterior, como se puede ver especialmente en la figura 6A a 6G, por ejemplo, pueden facilitar la penetración de la nervadura en el hueso y proporcionar un extremo posterior de tamaño constante que estabilice el anclaje en el implante por cooperación entre la nervadura (11) y la ranura (211). En algunas otras realizaciones, la altura de la nervadura (11) puede alcanzar un máximo a una distancia dada desde el extremo posterior, para una porción (111) dada y después disminuir en la dirección del extremo posterior. Por ejemplo, como es particularmente visible en las realizaciones que se muestran en las figuras 5E y 5F, la porción (111) corresponde a la porción de la nervadura (11) que permanece en la ranura (211) del pasaje (21) una vez que el anclaje ha sido insertado completamente en el implante (una vez que el anclaje queda detenido sobre el implante para sujetarla contra la vértebra). En algunas de estas realizaciones, la transición entre esta porción (111) y el resto de la nervadura se puede configurar para formar un reborde que funcione como un tope (112) sobre una superficie (220) en la salida del pasaje (21) de manera que mantiene al anclaje en el implante por oposición a la retirada del anclaje (1). La altura inferior pero no nula de la porción (111) permite evitar el juego transversal del anclaje, pero una porción (111) de altura constante (incluso si es menor que el resto de la nervadura) puede proporcionar esta función justo también como la mostrada en las figuras 5E y 5F con una altura que disminuye progresivamente. En estas realizaciones, la nervadura (11) por lo tanto comprende por lo menos una muesca (112) situada a una distancia desde el extremo posterior dispuesta de manera que la muesca (112) se detiene sobre una superficie (220) de tope en el extremo del pasaje (21) del implante (2). Esta superficie (220) puede estar fuera del pasaje, pero preferiblemente se forma por la salida del pasaje: la unión entre la superficie interior de la ranura (211) y una superficie fuera del pasaje tal como (en los ejemplos que se muestran) la superficie interior de la pared del implante (es decir, una superficie dentro de la caja, y las realizaciones en el que la pared (28) de la caja define una cavidad (26), como se muestra en las figuras). Se entiende que debido a la presencia de esta muesca (112) sobre la nervadura (11) de manera que esta nervadura pueda pasar dentro de la ranura (211) y librar la muesca (112) la cual queda detenida sobre la superficie (220) del implante, una ligera deformación de la porción (215, figura 5E) del implante (y/o el fondo de la ranura (211) si la configuración del implante lo permite, puede ser necesaria, en particular debido a que el anclaje puede no ser deformable o menos deformable que el implante. Esta ligera deformación con frecuencia es posible para cajas intersomáticas hechas de material sólido, pero relativamente deformable tal como PEEK. Se entenderá que también es posible tener tales muescas (112) sobre el anclaje en alguna otra parte que sobre la nervadura. De esta manera, la invención prevé realizaciones diversas de anclajes e implantes en los cuales el anclaje comprende por lo menos una muesca (112) destinada para sea detenida en una superficie (220) de tope del implante lo cual puede estar dentro de la salida del pasaje (21).

En algunas configuraciones, el extremo anterior del anclaje (1) se diseña para penetrar dentro de una vértebra adyacente a la ubicación de la implantación del implante (2) que se va a fijar. En algunas realizaciones del anclaje (1), por ejemplo, como se muestra en la figura 1, el extremo anterior tiene por lo menos un bisel (15) o un achaflanado que facilita la penetración del anclaje (1) dentro de la vértebra. En algunas realizaciones, este extremo anterior comprende un recorte (13) por ejemplo en forma de una muesca, como se muestra en la figura 1, lo que facilita la penetración del extremo anterior dentro de las placas de extremo vertebrales. También debe notarse que los bordes interiores de la muesca pueden o no estar afilados. De modo general, puesto que el extremo anterior es uno diseñado para penetrar dentro de la placa de extremo vertebral y puede guiar al resto del anclaje (1) se prefiere que se haga de manera que facilite la penetración dentro del tejido óseo. De esta manera, las figuras de la presente solicitud muestran un extremo anterior configurado sustancialmente en la forma de un punto (como se explicará adicionalmente en otra parte en esta descripción). Se entiende que este extremo puede estar afilado (o rebajado) pero puesto que el tejido óseo puede ser relativamente resistente, preferiblemente es para preservar la integridad del extremo anterior. De este modo, como se puede observar particularmente en la figura 1, por ejemplo, el extremo anterior preferiblemente tiene un bisel sobre cada una de las caras de la placa (10) y los lados laterales de la placa están achaflanados de manera que se reduce la anchura del extremo anterior. Preferiblemente, estos achaflanados terminan a una distancia entre sí y el extremo anterior por lo tanto está terminado por un borde afilado (uno en el que la muesca (13) hecha en la figura 1, por ejemplo). Por otra parte, como se ha mencionado previamente, es preferible

para el anclaje (1) penetrar fácilmente dentro de las vértebras sin arriesgarse a dividir las más allá de las dimensiones del anclaje (1). Por lo tanto, los lados laterales (o bordes) de la placa (10) (del cuerpo en general) preferiblemente serán planas, como se muestra en la mayor parte de las figuras. Por lo tanto, en general, los lados laterales de la placa (10) del anclaje (1) preferiblemente son planas (tal como, por ejemplo, en las figuras 2G, 2H y en la mayor parte de las figuras que muestran el anclaje) de manera que se evita la división de las vértebras. Estos lados (o bordes) están adaptados de manera particular (pero no única) a las realizaciones en las cuales el anclaje no comprende nervadura alguna. En otras realizaciones, los lados pueden ser menos planos, por ejemplo, redondeados o biselados, como es visible en los ejemplos de las figuras 6D, 8F, 18A y 18B o incluso afilados de manera que penetran fácilmente dentro de las vértebras, pero en este último caso, el anclaje preferiblemente comprenderá una nervadura. En realidad, puesto que la presencia de una nervadura (11) reduce los riesgos de movimiento transversal del anclaje, también reducirá los riesgos relacionados con el afilado de los bordes laterales de la placa (10).

Para incrementar la capacidad del anclaje para sujetar un implante (2) contra una vértebra, diversas realizaciones se proporcionan para topar contra por lo menos una superficie del implante que está destinada para fijar, de manera que retiene al implante contra la placa de extremo vertebral, preferiblemente prensada firmemente contra la misma. El cuerpo en concordancia comprende por lo menos un tope (14) de retención. El tope (14) de retención preferiblemente tiene por lo menos una superficie de tope orientada hacia el extremo anterior. Preferiblemente, esta superficie está orientada aproximadamente perpendicular al eje longitudinal y está dirigida hacia el extremo anterior, en el que se coloca en el extremo posterior o adicionalmente hacia la parte frontal. Este tope (14) de retención está diseñado para cooperar con por lo menos una superficie de tope de un tope (214) complementaria proporcionada sobre el implante (2) que el dispositivo (1) está diseñada a fijar con el fin de sujetar el implante (2) contra la vértebra en la cual el dispositivo (1) de anclaje está diseñado para ser anclado. En diversas realizaciones, el tope (214) preferiblemente comprende por lo menos una superficie de tope orientada hacia el extremo posterior (es decir, hacia la periferia del implante) con el fin de cooperar de modo óptimo con el tope (14) de retención. Estas superficies de tope cooperantes pueden tener diversas configuraciones, por ejemplo, plana, curvada, prismática, etc. Nótese que el tope (14) de retención preferiblemente está en el extremo posterior, como lo muestra la mayor parte de las figuras de la presente solicitud. En muchas configuraciones, el tope (14) de retención está colocado a nivel de (es decir, en, o en la vecindad de) el extremo posterior de manera que se localiza en o cerca de la entrada del pasaje (21) en el implante haciendo contacto con la superficie complementaria del tope (214) del implante. Esta superficie del tope (214) complementaria puede ser, por ejemplo, una superficie de la pared periférica del implante, pero preferiblemente se puede conformar por un rebaje de manera que el tope (14) no sobresalga (o se extienda sobrepasando) el implante cuando el anclaje (1) se inserta completamente en la misma. Además, se entiende que el tope (14) puede estar dirigido adicionalmente hacia la parte frontal del anclaje, de manera que puede encontrarse dentro del pasaje (21), por ejemplo, en la medida en que la superficie (214) de tope complementaria del implante esté colocada adecuadamente. La posición del tope (14) de retención a nivel del extremo posterior, no obstante, en muchas realizaciones tiene la ventaja de ofrecer una buena retención del implante, particularmente cuando el anclaje está configurado para hacer contacto con el implante desde la entrada del pasaje hasta la salida. Además, esta posición posterior se puede preferir cuando se configura el implante (2) y el anclaje (1) para facilitar una retirada intencional del anclaje, como se describe para diversas configuraciones en otra parte en esta divulgación.

En algunas realizaciones, el anclaje (1) el tope (14) de retención comprende por lo menos una parte que sobresale de por lo menos una de las caras y/o lados (o bordes) del anclaje (1). Por ejemplo, el tope (14) de retención puede comprender por lo menos un saliente de proyección, por ejemplo, como es particularmente visible en las figuras 2G, 2H, 6D, 8D, 8E, 8F, 9A-C, 10A-C, el tope (14) de retención comprende dos salientes que se proyectan sobre la misma cara del dispositivo (1) de anclaje, en particular la cara convexa en estas realizaciones en el que la curvatura del anclaje está orientada en la dirección de la profundidad de la placa (10). En otras configuraciones, por lo menos un saliente de proyección se puede proporcionar sobre cualquier cara y/o lados (o bordes) o por lo menos un saliente se puede proporcionar sobre cada cara y/o lados (o bordes) o puede existir cualquier otra variante con la misma intención. En el ejemplo de la figura 13G en el que el anclaje tiene una curvatura orientada en la dirección de la anchura de la placa (10), también es posible proporcionar por lo menos un tope (14) de retención sobre por lo menos una de las caras de la placa y el ejemplo de la figura 13G no es de modo alguno limitativo. En algunas realizaciones del anclaje (1), el tope (14) de retención comprende por lo menos un saliente que se proyecta sobre por lo menos un lado o borde lateral del cuerpo del dispositivo (1) de anclaje. Preferiblemente, por lo menos un saliente estará colocado sobre cada uno de los 2 lados laterales de manera que mejore la retención, como se muestra, por ejemplo, en las figuras 5F, 6E, 6F y 6G. En algunas realizaciones del anclaje (1), el tope (14) de retención comprende por lo menos un saliente que se proyecta sobre por lo menos una cara lateral de la nervadura (11), preferiblemente cerca del extremo posterior del anclaje de manera que se evita crear un rebaje excesivamente grande profundo alrededor de la ranura (211) para la superficie (214) de tope complementaria. Preferiblemente, por lo menos un saliente estará colocado sobre cada una de las caras laterales de la nervadura (11) en el extremo posterior, como se muestra en las figuras 7B y 7E. Como lo muestran estas configuraciones ejemplares del tope (14) de retención, el término "saliente de proyección" se utiliza en la presente no deben interpretarse de un modo limitativo y la forma precisa del saliente puede variar, por ejemplo, entre una placa pequeña que ofrece superficies de tope planas y un espárrago pequeño que ofrece superficies de tope curvadas, o cualquier otra variante, aunque algunas formas particulares pueden tener ventajas diversas, por ejemplo, en términos de una sujeción eficiente de una retirada voluntaria del anclaje. Además, el tope (14) de retención puede tener diversas orientaciones de manera que mantenga al anclaje (1) en el implante y mantenga al implante apretado contra la vértebra de una manera

5 óptima. También se pueden proporcionar varios topes (14) de retención diferentes colocados en lugares diferentes sobre el anclaje (1). En algunas realizaciones del anclaje (1) y del implante (2), las formas del tope (14) de retención y el tope (214) complementario se pueden disponer de manera que el tope (14) del anclaje coincida con o se
 10 inmovilice al tope (214) del implante, por ejemplo, al inmovilizar los salientes que se acoplan en un rebaje. En el caso de los anclajes (1) con dos placas curvadas conectadas por una porción no curvada o en el caso de una placa única con una porción curvada (forma de gancho, tal como en las publicaciones FR 2.879.436, WO 2006/120505 y US 2006/0136063, particularmente en el caso de fijación de prótesis), esta porción puede servir como un tope de retención que coopera con un árbol o por lo menos una superficie situada en la entrada del pasaje (21), por ejemplo.
 15 El dispositivo (1) de anclaje es separable en numerosas realizaciones y se puede implementar en las vértebras y se puede hacer coincidir con el implante después de que ha sido instalado entre las vértebras, lo que permite un ajuste posible de la posición del implante entre las vértebras antes de fijación definitiva mediante el anclaje (1). En algunas realizaciones, el tope de retención se puede utilizar para estirar del anclaje (1) para retirarlo de la vértebra y el implante si es necesario (por ejemplo, en el caso de un gancho curvado o un tope (214) que proporciona una manera de estira sobre por lo menos una parte del tope (14) de retención)). Nótese que el ejemplo en la figura 7E y configuraciones similares se pueden disponer en alguna parte que en la nervadura (debido a que el anclaje no comprende nervadura alguna o cuando la nervadura se detiene ante el extremo trasero) y se configura sobre una
 20 pata (o saliente) que se proyecta desde la placa (10). Un tope formado alejándose de la placa (a través de la nervadura o una pata sobresaliente) también se puede utilizar para estirar del anclaje para su retirada, especialmente en el pasaje de entrada que tiene un rebaje para acceso por una herramienta de extracción.

25 En algunas realizaciones, el cuerpo del anclaje (1) comprende por lo menos un tope de retirada o un sujetador que se opone a la retirada del dispositivo (1) de anclaje del implante (2) por ejemplo al cooperar con por lo menos un tope (212) de retirada complementario sobre el implante (2). Por ejemplo, el tope de retirada puede adquirir la forma de un cerrojo que comprende por lo menos un saliente (12) flexible (o lengüeta), por ejemplo, orientada sustancialmente hacia el extremo posterior del anclaje o de otras estructuras para sujetar el anclaje (1) con el
 30 implante (2). Como se ilustra en las figuras 14A y 14B, en diversas configuraciones estos salientes están diseñados para retraerse (dentro de la anchura de la placa en este ejemplo o dentro de la profundidad de la placa en otros ejemplos descritos en la presente o incluso dentro de la anchura o dentro de la profundidad de la nervadura en otros ejemplos en el presente documento), con el fin de permitir que el anclaje pase dentro del pasaje (21) de implante (2). La orientación del saliente puede variar en base en diversas realizaciones, particularmente de acuerdo con la separación deseada de la pata (12) en comparación con el resto del cuerpo del anclaje (1). En algunas configuraciones preferidas el saliente es flexible. Se notará que la flexibilidad del saliente se puede obtener por el
 35 hecho de que el saliente es delgado, aunque su material es sustancialmente rígido y/o por un material sustancialmente flexible y/o por la forma del saliente. Por ejemplo, el saliente preferiblemente puede tener una forma sustancialmente curvada para mejorar la flexibilidad para la misma para acoplarse a por lo menos una superficie u otra estructura de retención del implante. El tope de retirada no necesita estar orientado justo hacia el extremo posterior, sino en configuraciones en el que un saliente se acopla a una superficie u otra estructura de un implante (incluso si no está alineada con el eje longitudinal) su dirección está designada aquí como sustancial o
 40 aproximadamente al extremo posterior debido a que evita la retirada habitualmente lo cual se facilitará por tal orientación. Una vez que el anclaje se hace avanzar dentro del implante de manera que el contacto con la pared (210) interior del pasaje (21) es claro, el saliente (12) flexible se hace que se despliegue, desde la posición en la que puede hacer contacto con un tope (212) de retirada complementario del implante que comprende por lo menos una superficie de tope dispuesta para recibir el extremo libre (122, figura 14A) del saliente (12) flexible y de esta manera evitar la retirada del anclaje (1) o por lo menos evitar que el anclaje (1) se extraiga del implante (2) debido al efecto de las fuerzas ejercidas sobre el anclaje y/o el implante. Nótese que la mayor parte de las figuras muestran salientes
 45 flexibles sobre los lados laterales de la placa (10) y, como es particularmente visible en la figura 14A y 14B, una porción del extremo libre (122, figura 14A) del saliente (12) flexible se extiende sobrepasando la periferia (por ejemplo, los lados laterales) de la placa (10) de manera que constituyen el tope (cuando el saliente es desplegado) mientras que el extremo de unión (121, figura 14A) del saliente (12) flexible generalmente sólido con la placa, preferiblemente se conforma dentro de la periferia (por ejemplo, lados laterales) de la placa (10), de manera que no oponen la inserción del dispositivo dentro del pasaje (21). Se hace notar que en el presente documento se utiliza "saliente flexible" de una manera no limitativa y puede referirse a una porción flexible conformada de una pieza con
 50 el resto del anclaje o a una pieza flexible separada unida al cuerpo (10) del anclaje o incluso a una pieza (flexible o inflexible) unida al cuerpo (10) del anclaje que se flexiona en un área de articulación. En estas configuraciones, los salientes (12) flexibles se pliegan fácilmente sin impedir la inserción del anclaje dentro del implante y se despliegan con facilidad para acoplarse y hacer contacto con por lo menos una superficie del tope (212) de retirada. Generalmente, es preferible que los salientes (12) flexibles estén colocados sobre el anclaje en una porción que no estará en contacto con el tejido óseo cuando el anclaje ha sido insertado dentro de la vértebra, de manera que no impida el despliegue de estos salientes flexibles. No obstante, en otras configuraciones (por ejemplo, las mostradas en las figuras 5D, 7B, 8G), los salientes flexibles se pueden colocar sobre el anclaje de manera que se desplieguen
 55 dentro del pasaje, para topar sobre el tope (212) de retirada conformado por una superficie superior o inferior del implante (2). En estos ejemplos, el despliegue de los salientes en la salida del pasaje (21) se puede implementar por tejido óseo el cual puede estar desviado por otras ventajas que puede proporcionar configuraciones, tales como una construcción más sencilla y una integridad estructural potencialmente mayor del implante. En otras realizaciones, los ejemplos que se muestran en las figuras 2C y 2E, los salientes flexibles están colocados sobre el
 60 anclaje, de manera que no se extienden sobrepasando el pasaje (21) en el implante una vez que el anclaje (1) se

inserta dentro y el pasaje (21) después comprende por lo menos una estructura (por ejemplo, una superficie de rebaje) que forma un tope (212) de retirada como es particularmente visible en las figuras 15B, 15C, 15D y, especialmente, 15F. Se entiende que las paredes (210) del pasaje entonces se ampliarán sobre una porción dada para formar un tope (212) de retirada en el que estos salientes (12) están localizados cuando el anclaje se inserta completamente en el implante. De esta manera, en este ejemplo, las dimensiones de la salida del pasaje (21) son mayores, por lo menos a lo largo de un eje en comparación con su entrada, por lo menos a lo largo de una dirección de un eje no paralelo al eje del pasaje. El tope (212) de retirada se puede hacer mediante mecanizado desde la salida del pasaje a lo largo de un eje orientado paralelo al eje longitudinal del pasaje. No obstante, en algunas variantes, el tope (212) de retirada se puede hacer a lo largo de un eje oblicuo de manera que los rebajes se conforman dentro del pasaje sin ampliar la salida. En el caso de una salida de pasaje ampliada, el juego del anclaje (1) en el pasaje (21) permanecerá limitado por la entrada del pasaje y/o por la cooperación entre la nervadura (11) y la ranura (211). Preferiblemente, estos salientes no estarán colocados demasiado cercanos al extremo posterior en la medida en que requieren un rebaje profundo realizado desde la salida del pasaje (21) para formar superficies (212) de tope de retirada.

Las figuras 13D, 13F y 13G muestran un ejemplo de realización similar a los descritos anteriormente, que comprenden salientes en los lados de la placa, pero sobre anclajes curvados en la dirección de la anchura de la placa. Los salientes flexibles en estos ejemplos están colocados en los lados (cóncavo y convexo) de la placa. No obstante, en las realizaciones con el anclaje curvado en la dirección de la anchura de la placa (anclaje con orientación vertical), los salientes (12) flexibles, por ejemplo, se pueden proporcionar sobre las caras laterales de la placa (por ejemplo, en el mismo lado de la nervadura (11) o en el lado opuesto) o sobre la nervadura (11), en cada caso, de acuerdo con la descripción en otra parte en esta divulgación.

En algunas realizaciones del anclaje (1) y el implante (2), uno o varios de los salientes flexibles (12) en vez de (o además de) colocarse sobre por lo menos un lado de la placa, se pueden colocar sobre por lo menos una de las superficies de la placa. Las figuras 9A, 9B y 9C muestran ejemplos ilustrativos de estas realizaciones con salientes (12) flexibles situados sobre la cara convexa del anclaje (1) sobre ambos lados de la ranura (11). Por supuesto, estos salientes se pueden proporcionar sobre la superficie cóncava, sobre ambas superficies o un saliente único se puede proporcionar sobre una o ambas caras. En algunas configuraciones, especialmente si el tamaño de la porción 215 (por ejemplo, figura 5E) del implante (2) lo permite, se puede proporcionar un saliente (12) flexible sobre la cara cóncava, que coopera con un tope (212) de retirada dentro o sobre la superficie superior de la porción (215). En este caso, también se puede proporcionar un rebaje (240, figuras 15F, 18D, 18F) en el lado del pasaje para permitir que el saliente flexible se desacople, como se explica en otra parte en esta divulgación.

En estos ejemplos, nótese que la posición de los salientes, por una parte, entre los extremos anterior y posterior y, por otra parte, lateralmente sobre la cara pueden variar. Preferiblemente, estos salientes no se colocarán demasiado cercanos al extremo posterior que un rebaje profundo realizado (de repuesto) desde el exterior del pasaje (21) para que se requiera para formar la retirada de las superficies de tope (212), como se ha descrito previamente. Dependiendo de la posición de los salientes (12) flexibles, el tope (212) de retirada se puede conformar en diversos lugares en el implante. Por ejemplo, en el caso de salientes cercanos al extremo posterior como en las figuras 9A y 9B, el tope (212) de retirada se puede conformar por rebajes, por ejemplo, como se muestra en la figura 9F, creados en una pared (210) del pasaje (21): cualquier rebaje cerca de los lados laterales del pasaje en el caso de la figura 9A o rebajes adyacentes a la ranura en el caso de la figura 9B. Los salientes colocados adicionalmente desde el extremo posterior, como en el ejemplo de la figura 9C, pueden acoplarse con una superficie fuera del pasaje, como se muestra en la figura 9G.

En algunas realizaciones, uno o varios salientes (12), en vez de (o además de) estar colocado sobre por lo menos un lado o por lo menos una cara de la placa, se pueden colocar sobre el pico o sobre por lo menos un lado de la nervadura (11). Las figuras 10A, 10B y 10C muestran ejemplos ilustrativos de estas realizaciones. En la figura 10A, la nervadura (11) comprende dos salientes (12) flexibles que se extienden sobrepasando los lados de la nervadura. Estos dos salientes preferiblemente tendrán un tamaño para estar dentro o aproximarse a la anchura de la nervadura cuando se dobla. En la figura 10B, la nervadura comprende un saliente sobre cada lado, en esta configuración desviada una de otra en el eje longitudinal. Estos salientes también pueden tener dimensiones que se aproximen o que no excedan la anchura de la nervadura una vez doblada. En el ejemplo de la figura 10B, estos salientes no son tan altos como la nervadura (11) pero pueden hacerse tan altos o incluso más altos. En los 2 ejemplos de la figura 10C, los salientes se crean en el pico de la nervadura, en posiciones variables: el saliente del anclaje superior está situado adicionalmente desde el extremo posterior que el saliente del anclaje inferior. En estos ejemplos, los salientes preferiblemente tienen un tamaño que no se extiende sobrepasando la altura de la nervadura, pero pueden tener varias dimensiones o configuraciones.

En la mayor parte de estas configuraciones se coloca un tope (212) de retirada en el implante y se distribuye para cooperar con los salientes flexibles, dependiendo de su posición en el anclaje en su orientación. Por ejemplo, en la figura 10G, los anclajes de la figura 10A hacen contacto en el exterior del pasaje (21) y el tope (212) de retirada, en este ejemplo de una caja intersomática que tiene una cavidad (26) interna conformada por las superficies en ambos lados de la salida de la ranura (211), está dentro de la cavidad de la caja. En la figura 10H, las dos salientes desviadas del anclaje (1) de la figura 10B quedan detenidas en un rebaje a lo largo de la ranura (211) para una más cercana al extremo posterior (la superior en la figura 10H) y para la otra adicionalmente desde el extremo posterior,

sobre una superficie en la salida de la ranura (211), dentro de la cavidad en la caja. De modo similar, dependiendo de la posición de los salientes a lo largo del eje longitudinal, en el ejemplo de la figura 10I, se proporcionará un rebaje a lo largo de la ranura (211) para formar un tope (212) de retirada (véase el anclaje inferior en la figura 10I) pero para un saliente adicional desde el extremo posterior, como el superior en la figura 10I, el tope (212) de retirada se conformará por una superficie en la salida de la ranura (211) dentro de la cavidad en la caja.

Nótese que en estas diversas realizaciones en el que los salientes flexibles están colocados a una distancia desde el extremo posterior de manera que el rebaje debe realizarse para desplegar los salientes, el tope (212) de retirada creado de esta manera se puede disponer para tener 2 superficies de tope que juntas forma un ángulo (preferiblemente cercano a 90°) de manera que el extremo libre del saliente (12) flexible quede apoyado sobre una de ellas y se oponga a la retirada del anclaje y la otra superficie inhibe la deformación del saliente cuando el anclaje (1) se somete a fuerzas que tienden a provocar su retirada del implante, como puede observarse particularmente en los ejemplos del anclaje inferior de la figura 10I o, de una manera menos confinada (es decir, con un rebaje más grande) en ambos anclajes de la figura 9F. Nótese que en estas realizaciones en las que los salientes (12) son flexibles sobre los lados convexo o cóncavo del anclaje (1) y cooperan con un rebaje en el implante, los salientes (12) se pueden hacer flexibles para que se separen del cuerpo del anclaje una distancia mayor que la profundidad de sus topes en el implante de manera que ejerzan fuerza sobre el implante y ayuden a estabilizar el anclaje (1) y limiten su juego en el implante (2), lo cual puede ser particularmente ventajoso cuando el pasaje (21) tiene una altura mayor que el anclaje, en particular cuando el pasaje es recto.

En algunas realizaciones, el extremo libre del saliente puede estar achaflanado, como se puede observar particularmente en las figuras 10G, 13F, preferiblemente con un ángulo dispuesto como una función de la orientación de la superficie (212) de tope de retirada para retener el anclaje de una manera ventajosa. El extremo libre también puede estar achaflanado para facilitar el despliegue del saliente (12) pese al ajuste apretado (o alineación) del saliente (12) y el tope (212) de retirada tal como, por ejemplo, en el caso de la figura 9F, en la que aparece, para propósitos de ilustración que el despliegue del saliente (12) riesgos son impedidos por la forma recta del extremo libre. Generalmente, para configuraciones particularmente ventajosas, la posición del tope (212) de retirada y la orientación de una o varias de sus superficies de tope que reciben el extremo libre del saliente flexible, son dependientes, y viceversa, de la posición del saliente (12) flexible sobre el anclaje (1) y la forma del extremo libre del saliente (12) flexible.

Como se menciona en esta divulgación, diversas configuraciones del anclaje (1) pueden comprender un rebaje que permite que los salientes flexibles se plieguen completamente, de manera que no se proyecten sobrepasando el cuerpo del anclaje e impidan la inserción del anclaje en el pasaje (21). En las realizaciones con los salientes (12) flexibles colocados sobre los lados laterales del anclaje, como se muestra, por ejemplo, en las figuras 14A y 14B, estos rebajes se pueden conformar por una anchura más delgada de la placa (10) en los salientes (12) que a lo largo del resto del cuerpo del anclaje (1). En las realizaciones con salientes (12) flexibles colocados sobre por lo menos una de las caras (cóncava o convexa) de la placa (10) curvada del anclaje, como se muestra, por ejemplo, en las figuras 9A, 9B y 9C, este rebaje se puede conformar por una parte más delgada de la placa (10) en los salientes (12) en comparación con el resto del cuerpo del anclaje (1). En la realización en el que el saliente flexible está colocado sobre la nervadura (11), el tamaño (altura o anchura) del saliente (12) flexible plegado será menor que la altura o anchura, respectivamente, de la nervadura (11) de manera que no impedirá la inserción del anclaje (1) en el pasaje (21).

Se entiende a partir de los ejemplos de los salientes (12) flexibles descritos en el presente documento que son posibles numerosas variantes y que los ejemplos ilustrativos y no limitativos descritos en el presente documento con referencia a las figuras sirven para ilustrar la diversidad de estas posibilidades. Aunque algunas configuraciones pueden ser más ventajosas que otras, cualquier configuración extrema o intermedia, que incluye aquellas de entre las que se han descrito en el presente documento, están dentro del alcance de la invención.

En algunas realizaciones del anclaje (1), el cuerpo puede estar configurado con muescas (16) orientadas para oponerse a la retirada del dispositivo (1) una vez que ha sido implantado en una vértebra. Preferiblemente, estas muescas se presentarán únicamente a lo largo de la porción del cuerpo del anclaje (1) que está diseñada para fusionarse desde el pasaje cuando el anclaje se inserta completamente en el implante. Como se puede observar particularmente a partir de los ejemplos no limitativos que se muestran en las figuras 2H, 6D y 8F, estas muescas (16) pueden variar en número, tamaño y forma.

En algunas realizaciones del dispositivo (1) de anclaje, por lo menos una abertura (16) a través de la placa (10) permite que el hueso crezca a través de la abertura una vez que se ha implantado el dispositivo (1), como se puede observar particularmente en los ejemplos no limitativos que se muestran en las figuras 2H y 6D. Las aberturas (17) al permitir al tejido óseo crecer a través de la placa (10) evitan que el anclaje (1) se extraiga de la vértebra una vez que se ha completado la osteosíntesis. En algunas realizaciones, se puede utilizar una nervadura (11) ventajosamente para mitigar las debilidades estructurales de la placa (10) que pueden ser causadas por la abertura (17).

En algunas realizaciones, se prefiere la capacidad para retirar fácilmente el anclaje y en esas realizaciones las aberturas (17) y/o muescas (16) generalmente serán indeseables. Algunas realizaciones descritas en el presente

documento comprenden por lo menos un mecanismo que permite la separación del anclaje (1) y en esas realizaciones el tamaño de estas aberturas (17) puede estar limitado de manera que puedan jugar su papel de retener el anclaje (1) sin evitar la retirada del anclaje (1) por los medios descritos en el presente documento. De igual manera, las formas y tamaños de las muescas (16) también se pueden adaptar de manera que se opongan a la retirada espontáneo del anclaje (1), mientras que permiten la retirada intencional por medio de los mecanismos descritos en el presente documento. Estas realizaciones, por lo tanto, no necesariamente son excluyentes y dependen de los tamaños de las aberturas (17) y/o de las formas y de los tamaños de las muescas (16).

En algunas realizaciones, el anclaje (1) (y/o el implante) comprende un mecanismo de retirada que facilita la retirada intencional del anclaje del implante y la vértebra utilizando una herramienta de extracción de anclaje, si es necesario. La herramienta para extraer el dispositivo (1) de anclaje puede tener diversas formas tales como, por ejemplo, un árbol curvado en su extremo (como un gancho) de manera que penetra en un rebaje y permita la retirada del anclaje estirándolo sobre un árbol. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el tope (14) de retención puede estar configurado con un retén para facilitar la retirada del anclaje (1). En algunas de estas realizaciones, el retén se puede obtener al hacer un tope (14) de retención más ancho que el tope (214) complementario del implante (2) sobre el cual se pone en contacto. El tope (214) complementario o un área cercana del implante (2) se puede configurar con un espacio o separación que permite la inserción de la herramienta de extracción del anclaje para estirar sobre el tope (14) de retención. Cuando el anclaje (1) comprende por lo menos un tope de retirada o un cerrojo opuesto a la retirada del anclaje (1), este tope o cerrojo se puede configurar para ser liberado y permitir la retirada del anclaje (1). Por ejemplo, el extremo libre del saliente (12) flexible se puede configurar de manera que se pueda desacoplar del tope (212) de retirada del implante (2), a través de un canal que se fusiona en el extremo del implante (2). Para configuraciones con un saliente (12) flexible colocado cerca del extremo posterior se puede proporcionar un canal, por ejemplo, a través de una porción del implante desde la pared posterior al tope (212) de retirada, por ejemplo, detrás de la ranura (211) o detrás del pasaje (21) de una manera general, dependiendo de la posición del saliente (12) flexible. Por ejemplo, las figuras 15F, 18D y 18F muestran ejemplos de un rebaje (240) que se fusiona en la entrada del pasaje (21) en el cual se puede insertar una herramienta de extracción de anclaje, por ejemplo, para desacoplar el saliente (12) flexible de un anclaje como el mostrado en las figuras 11B y respectivamente 18A (y 18B) y/o para estirar sobre un tope (14) de retención similar al mostrado en la figura 8E y/u otro mecanismo como se explica en otras partes en el presente documento. Otras realizaciones descritas en otras partes en este documento permiten el desacoplamiento o liberación de cerrojo del saliente (12) flexible con un mecanismo que no requiere tal rebaje (240) o el canal en el implante (2). En algunas realizaciones, el cuerpo del anclaje (1) comprende, cerca de su extremo posterior, por lo menos un rebaje (40) dispuesto para recibir una herramienta para extraer el anclaje (1) y permitir la retirada del anclaje mediante tracción. Las figuras 6D, 6E, 6F y 6G muestran ejemplos de tales rebajes (40) creados a través de la placa (10) cerca del extremo posterior. En algunas realizaciones (no mostradas), el rebaje (40) se puede crear en la nervadura, por ejemplo, cerca del extremo posterior. Tal rebaje (40) en la placa (10) o la nervadura (11) del anclaje (1) de acuerdo con la configuración del implante en la entrada del pasaje (21), se puede volver accesible por medio de un rebaje (240) tal como el mostrado en la figura 15F. En las figuras 6D, 6F y 6G, la nervadura (11) no se extiende hacia el extremo posterior del anclaje, de manera que deja espacio suficiente para proporcionar el rebaje (40) en el anclaje (1). En el ejemplo de la figura 6E, la nervadura se extiende al extremo posterior pero un rebaje (40) se creará por lo menos en un lado de la nervadura (ambos lados en el ejemplo que se muestra). En el ejemplo de la figura 6G, el rebaje (40) del anclaje está abierto en el extremo posterior de manera que la herramienta puede tener acceso directamente a este rebaje (40) para la retirada del anclaje sin tener que basarse en un rebaje (240) en el implante (2) para la introducción de una herramienta de extracción, como típicamente se utilizaría para los ejemplos de las figuras 6D, 6E y 6F. Aunque abierto, este rebaje (40) aún ofrece una superficie de retención apoyada en el extremo posterior para estirar sobre el anclaje hacia el extremo posterior para retirarlo de la vértebra. Nótese que en la figura 15F se muestra un implante (2) configurado para recibir anclajes de los tipos de la figura 11B y también algunas configuraciones de los dispositivos mostrados en las figuras 11F, 10C y 12 dado que comprende un rebaje (240) para inserción de la herramienta para liberación del saliente (12) flexible. En algunas realizaciones, el dispositivo (1) de anclaje comprende un mecanismo que ayudará a estabilizarlo en el pasaje (21) en el implante. En algunas realizaciones, por ejemplo, se proporciona un anclaje curvado para pasar a través de un pasaje recto del implante sin deformación del anclaje (1) pese a su curvatura. Estas realizaciones de implante (2) con un pasaje (21) recto son más fáciles y menos costosas de fabricar que las realizaciones de implante (2) con el pasaje (21) curvado. No obstante, para que un anclaje curvado pase a través del pasaje recto, la altura del pasaje (21) debe ser por lo menos ligeramente mayor que el espesor de la placa (10) en las realizaciones de anclajes con orientación horizontal (curvadas en la dirección de la profundidad de la placa) o mayores que la anchura de la placa (10) en las realizaciones de anclajes con orientación vertical (curvadas en la dirección de la anchura de la placa). Es preferible, por lo tanto, que el anclaje tenga poco o nulo juego en el pasaje (21) del implante (2) por lo menos para evitar movimientos del anclaje (y/o del implante) que tenderán a hacer que el anclaje se salga de la vértebra. Como se hace notar en otra parte en esta divulgación, el cuerpo del anclaje en algunas configuraciones puede tener diversos radios de curvatura entre los dos extremos (anterior y posterior). En algunas realizaciones, la curvatura del dispositivo (1) de anclaje en el extremo posterior se puede configurar para acoplarse a la pared (210) del pasaje (21) lo suficiente para mejorar la retención del dispositivo (1) de anclaje en el implante (2). En algunas realizaciones, la nervadura (11) puede comprender en su pico (es decir, sobre su superficie superior, la cara opuesta a la placa) y en una porción (111) cerca del extremo posterior, una superficie plana (111a, figuras 6B y 6C) que limite el juego del dispositivo (1) en el implante (2) con un acoplamiento de interferencia con una superficie plana del fondo de la ranura (211) del pasaje (21) del implante (2). En algunas variantes de estas realizaciones, el cuerpo tiene, en una

porción (110) cercana al extremo posterior y sobre su cara opuesta una con nervadura (11), una superficie (110b) plana que limita el juego del dispositivo en el pasaje (21) del implante (2) con un acoplamiento de interferencia con una superficie plana (111a) de la nervadura, como se muestra en la figura 6B. En otras realizaciones, la placa (10) curvada del cuerpo se extiende en una porción (110) cerca del extremo posterior por una placa recta cuyas superficies planas (110a, 110b, figuras 6A, 6C) limitan el juego del dispositivo en el pasaje (21) del implante (2) al ser ligeramente más gruesos que el resto de la placa (10). La figura 6C muestra una combinación de estas superficies planas (110a, 110b) de la placa (10) con una superficie plana (111a) de la nervadura (11). Se entiende que las porciones (111 y 110) cercanas al extremo posterior generalmente corresponden como máximo a toda la longitud del pasaje (21) pero preferiblemente son más cortas, puesto que la inserción del anclaje a través del pasaje (21) se puede inhibir si son demasiado largas. Un instrumento (por ejemplo 3, 4) (descrito en otra parte en la descripción) para insertar anclajes (1) dentro de las vértebras a través de un implante es un objetivo potencial de la invención y, por lo tanto, es preferible que los anclajes (1) sean configurados para pasar a través de este instrumento (3, 4). De este modo, preferiblemente una porción engrosada, posiblemente plana, sobre una parte de la longitud del anclaje no impedirá la guía del anclaje dentro y a través del instrumento. Así, en diversas realizaciones, el anclaje puede ser estabilizado en el pasaje por medio de por lo menos una porción (20) de estabilización engrosada que típicamente tiene una anchura menor que la anchura de la placa (10) pero un espesor mayor que el del resto de la placa (20) tal como, por ejemplo, como se muestra en las figuras 6D, 6E, 6F, 6G, 14C y 14E. La porción (20) de estabilización no debe evitar que los topes (14) de retención sean detenidos en su tope (214) complementario en el implante de manera que cuando estos topes de retención se generen sobre una de las caras de la placa, la porción (20) de estabilización preferiblemente estará colocada de este modo sobre la cara opuesta a aquella que comprende los topes (14) de retención lo que mejorará su función de tope. Además, en algunas realizaciones, dependiendo de las configuraciones de los diversos elementos, es preferible que la porción (20) de estabilización esté sobre la cara opuesta a aquella que comprende la nervadura para proporcionar un mejor acoplamiento de la nervadura en su ranura, en particular, cuando se preferirán para utilizar esta porción de estabilización en combinación con una superficie plana (111a) de la nervadura (11). Nótese que en casos en el que el anclaje (1) combina la porción (20) de estabilización y el rebaje (40) de retirada, la porción (20) preferiblemente no se extiende al extremo posterior del anclaje, como es particularmente visible en las figuras 6D, 6E, 6F y 6G, para facilitar el acceso al rebaje (40) para la retirada del anclaje (1). Durante la inserción de diversas configuraciones del anclaje (1), la porción de estabilización puede evitar que el pasaje del anclaje en el incremento en espesor sea demasiado súbito. Así, la porción (20) de estabilización puede comprender por lo menos un bisel, por ejemplo, en donde coincide con la placa, sustancialmente hacia el extremo anterior, por ejemplo, como es visible en las figuras 6D, 6E, 6F, 6G, 14C y 14E, de manera que proporciona un incremento progresivo en el espesor hasta el espesor óptimo que presiona el anclaje (1) en el pasaje 21 y, por lo tanto, limita su juego. De manera similar, las superficies planas (110a, 110b, 111a) mencionadas antes se pueden integrar progresivamente. En algunas configuraciones, la altura de la nervadura, en particular en el caso de una superficie plana (111a) ya sea sola o en combinación con otras superficies planas o la porción de estabilización, puede ser en la porción (111) cerca del extremo posterior mayor que en el resto de la nervadura, de manera que esta porción (111) de la nervadura (11) sirve para estabilizar el anclaje (1) en el implante (2). Nótese también que el espesor de las porciones engrosadas (20 o 110) preferiblemente aún será ligeramente menor que la altura del pasaje (21) de manera que limita el juego sin eliminarlo completamente (y/o la altura de la nervadura sobre la porción (111) será ligeramente menor que la profundidad de la ranura (211) complementaria). No obstante, en algunas variantes, este espesor (y/o altura) será igual o incluso algo mayor que la altura del pasaje (21) (y/o la profundidad de la ranura, respectivamente), de manera notable en el caso de cajas intersomáticas cuyo material tal como, por ejemplo, PEEK) permite una deformación ligera (por ejemplo, una deformación de la porción (215) de la caja que se muestra en la figura 5E).

La presente divulgación prevé diversas realizaciones no de acuerdo con la invención como anclajes (1) que no comprenden nervaduras (11) en las cuales el anclaje (1) está curvado, pero el pasaje (21) es recto (y mayor que la altura del anclaje) y en el cual la placa (10) comprende la porción (20) estabilizante y/o por lo menos una de las porciones que tiene una superficie plana (110a, 110b) descrita en la presente divulgación. Los implantes e instrumentos que se pueden asociar con tales anclajes así no necesitan comprender ranuras (211, 3011). Estos objetos permiten limitar el juego del anclaje (1) curvado dentro del pasaje recto del implante (2). Estos objetos particulares también pueden comprender o no, de acuerdo con diversas realizaciones, cualquier característica técnica (o combinación de características técnicas) descritas para cualquier elemento (o combinación de elementos) de cualquier objeto (o combinación de objetos) descritos en esta solicitud en la medida en que no sean incompatibles, en particular debido a que las adaptaciones estructurales que se puedan requerir para cada aislamiento o combinación de características son derivables directamente de la apreciación de la presente divulgación.

Se puede utilizar un dispositivo (1) de anclaje único para anclar un implante (2) en una vértebra, pero en la mayor parte de las aplicaciones por lo menos dos dispositivos preferiblemente se utilizarán para fijar un implante (2) en las 2 vértebras adyacentes entre las cuales se implanta (por lo menos un anclaje para cada vértebra). Como se ha mencionado previamente, otro objetivo potencial de la invención es un sistema de anclaje para el implante que comprende dos dispositivos (1) de anclaje, ya sea idénticos entre sí o diferentes, o complementarios entre sí.

En algunas de las realizaciones con anclajes complementarios, un primer dispositivo (1) de anclaje comprende un primer tope (18) de cooperación que comprende por lo menos una superficie de tope orientada sustancialmente

hacia el extremo anterior y un segundo dispositivo (1) de anclaje comprende un segundo tope (19) de cooperación que comprende por lo menos una superficie de tope orientada sustancialmente hacia el extremo posterior. El primero y segundo toques (18, 19) de cooperación están configurados para cooperar entre sí de manera que el primer dispositivo (1) mantiene al segundo dispositivo (1) una vez que está en el lugar en el implante (2) y/o viceversa. Por ejemplo, como se muestra en los ejemplos ilustrativos y no limitativos de las figuras 8D, 8E, 8F y como es particularmente visible en la figura 8H, el primer anclaje (1) puede tener un primer tope (18) tal como un saliente, un reborde o una lengüeta que se proyecta en la dirección del segundo anclaje (1), el cual puede tener un segundo tope (19) tal como un saliente, un reborde o una lengüeta colocada de manera que el primer tope (18) y el segundo tope (19) hacen contacto entre sí de una manera complementaria. Nótese que en los ejemplos de las figuras 8D, 8E y 8F, el primer anclaje (la parte inferior que comprende el tope (18) de cooperación) no necesita el tope (14) de retención puesto que se apoya sobre el tope 19 de cooperación del segundo anclaje (el que se encuentra en la parte superior) que tiene toques (14) de retención. No obstante, el primer tope (18) de cooperación del primer anclaje también puede formar un tope (14) de retención, o viceversa. En los ejemplos mostrados, el avance de los anclajes (1) en el pasaje se bloquea por los toques (14) de retención del segundo anclaje y por el tope (18) de cooperación del primer anclaje. En estas configuraciones, el segundo anclaje retiene el primero, evitando que entre demasiado lejos dentro del pasaje. En retorno, el tope (18) de cooperación del primer anclaje retiene el segundo anclaje y evita que se salga del implante. En algunas realizaciones, el tope (19) de cooperación se puede conformar por lo menos por una superficie situada sobre la cara posterior del tope (14) de retención del segundo anclaje. En algunas realizaciones, únicamente el primer dispositivo (1) de anclaje que tiene un tope (18) de cooperación tendrá un tope (12) de retirada, tal como, por ejemplo, un saliente (12) flexible configurado para cooperar con un tope (212) de retirada del implante, como se muestra en la figura 11A y en estas configuraciones, el tope (18) de cooperación del primer dispositivo (1) puede servir como un tope de retirada para el segundo dispositivo (1) al hacer contacto con el segundo tope (19). En estas configuraciones, el segundo dispositivo (1) es retenido sobre el primer dispositivo (1) por los toques de cooperación (18 y 19) y el saliente (12) flexible retiene el primer dispositivo (1) sobre el tope (212) de retirada del implante (2), por ejemplo, como es particularmente visible en la figura 11E. Como se ha notado, en algunas realizaciones únicamente el segundo dispositivo (1) que comprende el tope (19) se puede configurar con un tope (14) de retención puesto que el tope (18) de cooperación del primer dispositivo (1) puede jugar un papel del tope de retención para el primer dispositivo (1) al hacer contacto contra el tope (19) del segundo dispositivo (1) el cual se mantiene en esta dirección mediante un tope (14) de retención.

En algunas realizaciones de los sistemas de anclaje con anclajes complementarios, los toques de cooperación (18, 19) pueden inmovilizarse adicionalmente para evitar el movimiento tanto del primero como del segundo dispositivos (1) de anclaje tanto en las direcciones anterior como posterior. Un ejemplo ilustrativo y no limitativo de una de estas realizaciones se muestra en las figuras 11B y 11F. Para la configuración ilustrada, el tope (19) de cooperación del segundo dispositivo (1) de anclaje comprende una segunda superficie (190) de tope de cooperación orientada sustancialmente hacia el extremo anterior y el primer dispositivo (1) comprende un tope de retirada (aquí en forma de un saliente (12) flexible) colocado de manera que el extremo libre del saliente (12) (su extremo posterior) se pone en contacto con, y es retenido por la segunda superficie (190) del tope (19), y de esta manera se evita la retirada del primer dispositivo (1) que retiene el segundo dispositivo (1) una vez que está en su lugar en el implante (2). Nótese que, en estas realizaciones, como se menciona en otra parte en esta divulgación, un canal o rebaje (240) tal como el mostrado en la figura 15F, por ejemplo, permitirá insertar una herramienta de extracción para desacoplar el saliente (12) flexible de la segunda superficie (190) de tope. En algunas otras realizaciones que no requieren un rebaje o canal en el implante, como se observa particularmente en las figuras 12(A-E), el tope (19) de cooperación del segundo dispositivo comprende un rebaje (40) (o pasaje o canal). Como se puede observar particularmente en las figuras 12B y 12E, este rebaje se fusiona cerca de la segunda superficie (190) de tope, lo cual permite desacoplar el saliente (12) flexible con una herramienta. Nótese que este rebaje (40) también se puede utilizar para retirar el anclaje, como se describe en otra parte en el presente documento. En diversas configuraciones, por lo tanto, el extremo del saliente (12) flexible (es decir, el extremo libre del saliente) del primer dispositivo (1) se puede desacoplar de la segunda superficie (190) de tope del tope (19) del segundo dispositivo (1) a través de un rebaje o canal accesible desde el exterior del implante y en el que este canal puede ser creado ya sea en el implante o en uno de los anclajes, y en el que un rebaje o canal en el anclaje puede corresponder a (o también formar) un rebaje (40) que facilita la retirada intencional del anclaje.

Los toques de cooperación (18, 19) se muestran en las figuras 11 (A a F) y 12 (A a E) localizados en la nervadura, pero se pueden colocar en otra parte sobre el cuerpo del anclaje (1). Al proporcionar una inmovilización, un anclaje retiene al otro (y viceversa en algunas configuraciones) lo que ayuda a reducir el espacio ocupado por el implante (y por lo tanto su mecanizado, lo cual puede evitar reducir su resistencia).

Estas diversas configuraciones de toques de cooperación (18, 19) permiten proporcionar diversas realizaciones de objetos potenciales de la invención respecto a sistemas de anclaje con anclajes que comprenden toques de cooperación (18, 19) con o sin la segunda superficie (190) de tope de cooperación opuesta a la retirada, y en realizaciones no de acuerdo con la invención, pero no necesita comprender la nervadura (11). Estos objetivos particulares se pueden configurar para resolver el problema de minimizar las estructuras de tope del anclaje gracias a las características técnicas que habilitan un acoplamiento recíproco. Estos diversos objetos también pueden involucrar anclajes que tienen un cuerpo recto en vez de un cuerpo curvado. Para configuraciones con nervadura (11), los implantes e instrumentos que se pueden asociar con tales anclajes pueden no comprender ranuras (211,

3011). Como se indica en otra parte, las configuraciones que comprenden una segunda superficie (190), cada anclaje bloquea la retirada del otro.

En algunas realizaciones, como es particularmente visible en las figuras 18A y 18B, el anclaje tiene un peldaño (123) (tal como un reborde o una muesca) entre el extremo (122) libre y el extremo (121) de unión del saliente (12). En estas realizaciones, este peldaño (123) está destinado para hacer contacto con el tope (212) de retirada del implante cuando el anclaje se aloja, por ejemplo, como se observa en la figura 18D. En algunas de estas realizaciones, el extremo (122) libre no se acopla con un tope de retirada del implante, en vez de esto, se extiende a cerca del extremo posterior del anclaje, de manera que es accesible para desacoplamiento de la etapa (123) al presionar el extremo (122) libre en la dirección alejándose del tope (212). En el ejemplo que se muestra en estas figuras, el extremo (122) libre se extiende a casi el extremo posterior del anclaje, pero aún se encuentra debajo de una varilla (por ejemplo, entre los toques 14 de retención) que pueden ser utilizados para estirar sobre el anclaje para retirarlo de la vértebra y del implante, si así se desea. En este ejemplo, el rebaje (240) en el implante proporciona acceso al extremo (122) libre, como es particularmente visible en las figuras 18D y 18F. No obstante, en algunas configuraciones, por ejemplo, en el que el anclaje está configurado con un tope (14) o el rebaje (40) u otra estructura que se puede utilizar para estirar del anclaje (por ejemplo, un tope curvado o en forma de gancho o un tope con una abertura), el saliente se puede extender al extremo posterior del anclaje de manera que es accesible sin necesidad de un rebaje (240) en el implante o por medio de un rebaje con un tamaño acoplable menor. En algunas realizaciones, el extremo (121) de unión del saliente (12) se asegura el cuerpo en el espesor de la placa (10) con la cual en este ejemplo no limitativo está ahuecada para albergar el saliente (12) flexible, como se muestra en la figura 18B. En este ejemplo, únicamente un saliente (12) provisto del peldaño (123) se localiza sustancialmente en la parte media del anclaje (entre sus bordes laterales), pero diversas otras realizaciones prevén por lo menos un saliente (12) que se proporcione con el peldaño (123) que se localiza en otra parte sobre el anclaje, tal como por ejemplo cercano a un borde lateral de la placa y acoplamiento de un tope de retirada complementario (212) localizado sobre un borde del pasaje (21) en el implante (con algunas variantes que comprenden, por ejemplo, tales mecanismos de tope sobre cada uno de los bordes laterales del anclaje).

Diversas realizaciones del anclaje (1) (y/o del implante) que comprenden por lo menos un tope (12) de retirada en el anclaje, tal como un saliente (12) flexible que puede ser desacoplado de un tope (212) de retirada complementario del implante para formar una segunda superficie (190) de tope de cooperación (por ejemplo, a través de accesos al extremo libre del saliente a través del propio anclaje y/o a través del implante), las cuales se describen en esta solicitud, resuelven el problema de retirada del anclaje de la vértebra e implante pese a la presencia de un tope de retirada o cerrojo (y eventualmente pese a lo problemático de los implantes y de este tipo de fijación). Estas características técnicas para el desacoplamiento (liberación) del tope de retirada por lo tanto permiten muchas realizaciones de objetos tales como dispositivos de anclaje y/o sistemas en los cuales el anclaje (1) puede, pero en realizaciones no de acuerdo con la invención, no necesita, comprender nervaduras (11). Los implantes e instrumentos que se pueden asociar con los anclajes sin nervadura (11) no necesitan comprender ranuras (211, 3011). Algunos objetos involucrados pueden ser implantes que comprenden un rebaje (240) para tener acceso al tope (12) de retirada del anclaje (1). Diversos objetos también pueden relacionarse con anclajes que tengan un cuerpo recto o que tengan un cuerpo curvado.

Los implantes (2) intervertebrales que comprenden por lo menos un pasaje (21) diseñado para recibir el dispositivo (1) de anclaje tal como una ranura que cruza una porción del implante, un pasaje u otro tipo de canal dispuesto para recibir el dispositivo (1) de anclaje, también son parte de la invención. Preferiblemente, tales implantes están configurados para recibir por lo menos un dispositivo (1) de anclaje que comprende por lo menos una placa curvada y rígida de manera que permite el paso de este dispositivo (1) de anclaje a través del pasaje (21) sin deformación pese a la curvatura del dispositivo (1). En la mayor parte de las configuraciones, el pasaje (21) cruza al implante (2) desde una pared (28) periférica a una superficie superior o inferior del implante (2) a lo largo de una trayectoria preferiblemente rectilínea y oblicua situada hacia la curvatura del dispositivo (1) de anclaje y la fijación deseada del implante, como se describe con detalle en otra parte en esta divulgación. En algunas configuraciones, el pasaje (21) en el implante comprende por lo menos una ranura (211) de forma y tamaño dispuesto para recibir una nervadura (o nervaduras) (11) del dispositivo (1) de anclaje como se explica en otra parte en el presente documento. La presente solicitud no describe discos intervertebrales con detalle, sino más bien únicamente describe diversas realizaciones de cajas intersomáticas diseñadas para una artrodesis. La persona experta en la técnica, no obstante, entenderá después de apreciar esta descripción que el dispositivo (1) de anclaje configurado con diversas características y diversas combinaciones de características de acuerdo con la invención se pueden utilizar con una prótesis que comprende por lo menos una pared periférica para recibir un anclaje (1) como se describe en el presente documento. Por ejemplo, las prótesis intervertebrales se conocen cuyas placas de contexto vertebrales tienen una altura suficiente para ofrecer una pared periférica en la cual es posible crear un pasaje tal como el descrito en la presente para la inserción del dispositivo de anclaje. De igual manera, se conocen prótesis intervertebrales que comprenden dos placas y un núcleo móvil entre las placas y en las cuales una pared periférica de una de las placas limita el movimiento del núcleo. Por lo tanto, la invención se puede adaptar a este tipo de prótesis a formar por lo menos un pasaje (21) en la pared, cruzar la pared desde una superficie periférica a una superficie de contacto vertebral (inferior o superior) de la placa sin impedir los movimientos de las diversas partes y las prótesis tal como el núcleo, por ejemplo. En diversas realizaciones, el pasaje (21) en la placa necesita no cruzar la placa desde una pared periférica de la placa, en vez de esto, puede cruzar la placa desde un lado al otro lado (es decir, la superficie

superior a la superficie inferior, o viceversa), de acuerdo con un eje oblicuo (recto o curvado) que se extiende desde un área periférica de la prótesis misma a una placa de extremo vertebral y los topes (14) y/o lengüetas (14) flexibles del anclaje (1) se pueden adaptar para establecer contacto con las superficies superior o inferior de las placas (directamente o vía topes dispuestos dentro de la placa). Por ejemplo, las publicaciones FR 2.879.436, WO 2006/120505 y US 2006/0136063, muestran un anclaje recto con un tope de retención formado por una porción curvada (en forma de gancho) en el extremo posterior del anclaje configurado para acoplar un vástago cerca de los bordes de las placas y este enfoque general se puede adaptar a las realizaciones descritas en el presente documento después de apreciar completamente esta divulgación. El anclaje (1) de la presente invención puede, por ejemplo, estar curvado y/o comprender una o más nervaduras (11) y/o uno o más topes (14) de retención y/o uno o más topes (12) de retirada para uso con tales prótesis y características adicionales y/o combinaciones de características descritas en el presente documento se pueden adaptar para este uso. En casos en el que el anclaje está diseñado para cruzar a través de una placa de una prótesis, se puede utilizar el término "pared periférica" para designar una porción cerca de la periferia de la placa y accesible desde un área periférica de la prótesis.

En consecuencia, algunas realizaciones de la presente invención también se relacionan con prótesis de disco intervertebral creadas con el medio descrito generalmente para el implante (2). Se conocen varios tipos de prótesis de discos intervertebrales y no se proporcionarán aquí detalles, excepto que, por ejemplo, pueden comprender por lo menos dos placas articuladas juntas (por ejemplo, vía superficies de articulación de las placas y/o un núcleo intermedio) y por lo menos uno de los cuales comprende por lo menos un pasaje (21), por ejemplo, provisto de por lo menos una ranura (211) cuando el anclaje comprende una nervadura (11). Las cajas intersomáticas configuradas de acuerdo con la presente invención también pueden tener varias formas que incluyen configuraciones notablemente diferentes de los ejemplos ilustrativos representados en las figuras de la presente solicitud. La descripción en la presente proporciona variantes no limitantes de la realización con referencia a las figuras anexas, pero después de apreciar completamente esta descripción se entenderá que las cajas y/o prótesis diseñadas de acuerdo con la presente invención pueden tener otras formas sin por esto apartarse del espíritu y alcance de la invención. Así, en la presente solicitud se hace referencia generalmente a un implante intervertebral para designar tanto cajas como prótesis y también placas de osteosíntesis. Cuando realizaciones particulares de las cajas intersomáticas requieren referencia a características técnicas específicas de las cajas, no obstante, se puede hacer referencia a una caja intersomática en vez de un implante intervertebral.

Varios implantes (2) intervertebrales descritos en el presente documento comprenden por lo menos una pared (28) periférica, una porción posterior de la cual (de acuerdo con las convenciones adoptadas en esta descripción) comprenden por lo menos un pasaje (21) de dimensiones adecuadas para recibir por lo menos un dispositivo (1) de anclaje configurado de acuerdo con la invención. Como se explica en otra parte en este documento, el pasaje puede ser recto para evitar mecanizado complejo y costoso de un pasaje curvado. No obstante, con un implante separable en dos partes en el pasaje que se unen juntas, es más fácil crear un pasaje curvado. Además, es posible fabricar implantes tales como cajas intersomáticas mediante moldeado. Así, es posible producir más fácilmente implantes que tengan un pasaje curvado, por ejemplo, mediante la utilización de un molde con un inserto curvado. Además, ciertas técnicas recientes permiten el mecanizado curvado, especialmente en materiales sólidos (por ejemplo, metales). Por lo tanto, es posible, particularmente en el caso de prótesis de disco intervertebral cuyas placas se hacen de metal, crear un pasaje curvado diseñado para recibir el anclaje curvado sin mucho gasto adicional y carga sobre el mecanizado de un pasaje recto. Si el pasaje (21) en el implante está curvado, su altura generalmente puede ser igual (o muy ligeramente mayor que) el espesor de la placa (10) de anclaje. Si el pasaje (21) es rectilíneo (recto), su altura preferiblemente será por lo menos ligeramente mayor que el espesor del ancla curvada para permitir que pase sin deformación del anclaje (1) pese a su curvatura y su rigidez, como se describe en otra parte en la presente solicitud. Esta característica técnica de un pasaje (21) curvado dentro del implante permite muchas realizaciones de objetos tales como implantes y dispositivos de anclaje y/o sistemas en los cuales el implante comprende un pasaje curvado y en los cuales el anclaje se curva y puede, pero no necesita, comprender por lo menos una nervadura (11). En realizaciones no de acuerdo con la invención, implantes e instrumentos los cuales se pueden asociar con anclajes configurados sin una nervadura no necesitan comprender una ranura (211, 3011). Estos objetos particulares (es decir, cualquiera de estas realizaciones que comprende o que está asociada con un pasaje curvado en el implante) se pueden configurar para resolver los problemas de facilitar la guía del anclaje y fijación del implante (lo cual puede estar relacionado con el problema de la estabilidad del anclaje). De acuerdo con la invención, el pasaje (21) en el implante (2) como se describe en otra parte comprende por lo menos una ranura (211) de tamaño y forma complementarios a por lo menos una nervadura (11) colocada sobre el anclaje. No obstante, en realizaciones no de acuerdo con la invención, son posibles anclajes (1) que no presenten nervadura (11).

En algunas realizaciones (no mostradas), el pasaje (21) puede tener una entrada con una orientación oblicua en la cual la anchura del pasaje no está orientada paralela al plano del espacio del disco y orientada paralela al eje de la columna sino intermedia y forma un ángulo con estas orientaciones de referencia (las cuales se muestran en la mayor parte de las figuras). En estas realizaciones, es preferible tener dos anclajes (1) implantados en la misma vértebra y estos anclajes (1) preferiblemente tienen una curvatura en el espesor de la placa y uno o más radios (o radio) de curvatura más cortos que los utilizados generalmente para anclajes los cuales se pueden asociar con implantes que tienen una entrada del pasaje orientada vertical u horizontalmente de manera que el anclaje tiene una curvatura suficiente para proporcionar una buena retención pese a su orientación oblicua. Esta orientación oblicua puede ser útil en varias circunstancias para resolver el problema de la estabilidad del anclaje y el implante cuando

está orientada con diversas limitaciones de la implantación. Algunas realizaciones pueden proporcionar, por ejemplo, dos de los anclajes asociados con un implante que comprende por lo menos dos pasajes con la orientación oblicua dirigida hacia la misma vértebra, pero con orientación opuesta una en relación con la otra (por ejemplo, una entrada inclinada 45° a la derecha y la otra inclinada 45° a la izquierda). Estas diversas realizaciones pueden, en realizaciones no de acuerdo con la invención, no necesitar una nervadura (11) sobre el anclaje (1), ni una ranura (211) en el pasaje (21) del implante (2) (ni una ranura (3011) en el instrumento).

El uso de un anclaje que comprende una placa curvada puede ser particularmente ventajoso con una placa de osteosíntesis, en particular en el caso de un espacio de disco entre las vértebras L5 y S1, debido a que la orientación del sacro hacia la parte trasera de la columna vuelve difícil generalmente tener acceso a esta área incluso por una aproximación anterior. En general, incluso con un anclaje (1) curvado, es preferible utilizar un eje de aproximación de la instrumentación que sea oblicuo (no perpendicular a las vértebras) a nivel del sacro, debido a la orientación de esta última hacia la parte trasera de la columna. La superficie de contacto con el implante en el extremo anterior de la instrumentación se puede inclinar con respecto a su eje longitudinal (anteroposterior de acuerdo con la convención utilizada en la presente solicitud) para permitir un contacto óptimo con la placa de osteosíntesis. No obstante, el eje de aproximación puede ser sustancialmente perpendicular a la placa de osteosíntesis en algunas circunstancias y la instrumentación entonces se adaptará a este eje de aproximación. Además, también es posible utilizar un anclaje que comprenda una placa recta de manera que permita esta implantación en diversas circunstancias (por ejemplo, una trayectoria oblicua o una trayectoria perpendicular a las vértebras). De esta manera la instrumentación se adaptará de acuerdo con la forma del anclaje y el eje de aproximación que se seleccione. Los implantes diseñados con diversas características de acuerdo con la invención pueden incluir placas de osteosíntesis que comprenden un pasaje (21) con o sin una ranura (211) dependiendo de si el anclaje (1) comprende una nervadura (11) o no. La pared (28) periférica entonces corresponde a la placa de osteosíntesis misma, formando una pared entre el exterior y el interior del espacio del disco. El anclaje después se inserta dentro del pasaje a lo largo del eje de aproximación sustancialmente perpendicular a la placa de osteosíntesis (y el eje de la columna a nivel del espacio de disco involucrado). Los pasajes (21) en la placa se pueden distribuir para estar colocados en el espacio de disco a nivel de cuerpo vertebral y dirigirse hacia las placas de extremo o directamente en la periferia de los cuerpos vertebrales. La orientación de las entradas de los pasajes (21) puede ser oblicua como se explica anteriormente, especialmente en realizaciones no de acuerdo con la invención, si el anclaje (1) no contiene una nervadura (11). Estas placas de fijación pueden fijarse adicionalmente contra las vértebras con tornillos convencionales, además de por lo menos un anclaje, como se describe en el presente documento.

Se hace notar que, de una manera general, los pasajes, orificios, muescas, topes, rebajes, salientes y otros elementos de los diversos objetos de la invención (anclajes, sistemas de anclajes, implantes e instrumentos) se pueden formar por diversos métodos tales como mecanizado, taladrado, vaciado o fundición, soldado, etc. y los ejemplos que se proporcionan en el presente documento no deben considerarse de manera restrictiva.

Como se indica en otra parte en este documento, el anclaje (1) puede comprender por lo menos una nervadura (11) sobre por lo menos una parte de por lo menos una de sus caras y puede comprender una pluralidad de nervaduras (11) colocadas en las mismas caras o en caras opuestas. El pasaje (21) del implante para cada anclaje, por lo tanto, puede comprender varias ranuras (211) cuando necesita colocarse una pluralidad de nervaduras sobre un anclaje. Un implante se puede fijar por medio de varios anclajes y, por lo tanto, comprenderá varios pasajes (21), cada uno comprendiendo una o más ranuras si los anclajes con una o más nervaduras (11) son los que se van a utilizar. Preferiblemente existirán dos pasajes (21) cada uno orientado hacia una diferente de las vértebras entre las cuales el implante debe ser implantado. Por lo tanto, en algunas realizaciones, la pared (28) periférica comprende dos pasajes (21), cada uno orientado hacia una de las superficies superior e inferior del implante (2) (superficies de contacto vertebral del implante) de manera que anclan el dispositivo (1) de anclaje en cada una de las vértebras entre las cuales el implante (2) está diseñado para ser implantado. El pasaje (21) de un anclaje (1) se genera en la pared (28) del implante de manera que se fusiona sobre la superficie de contacto con la vértebra del implante. En algunas realizaciones, la pared (28) periférica del implante (2) comprende dos pasajes (21) superpuestos (figuras 2C, 2D, 3H, 4B-H, 5C, 7A, 7B y 8A-C) o pasajes de desviación (figuras 3B, 3E, 3K, 4A, 5A, 5B, 13A y 13D), cada uno orientada hacia una de las superficies superior e inferior de manera que se anclan al dispositivo (1) de anclaje en cada una de las vértebras entre las cuales el implante (2) está diseñado para ser implantado. En otras realizaciones, el implante (2) comprende únicamente un pasaje (21). Las realizaciones de prótesis de modo similar pueden tener únicamente una placa que comprende un pasaje (21) y la otra placa no.

Antes de que el dispositivo (1) de anclaje sea implantado para sujetar el implante (2) en posición, algunas veces existe un riesgo de que el implante (2) se mueva en el espacio del disco. En algunas realizaciones, por lo tanto, por lo menos una de las superficies de contacto vertebral (superior y/o inferior) del implante (2) puede comprender muescas (25) que evitan el movimiento del implante (2) entre las vértebras. En el caso de una prótesis de disco intervertebral, también es posible proporcionar un medio de estabilización sobre las superficies diseñadas para estar en contacto con las vértebras, tales como las muescas o aletas o cualquier tipo de estructura que evite que se muevan entre las vértebras de manera que se asegure (o mejore) la estabilidad de las prótesis antes de su fijación por el dispositivo (1) de anclaje. De acuerdo con realizaciones diferentes, estas muescas (25) u otros medios de estabilización pueden tener orientaciones diferentes. Por ejemplo, las muescas (25) pueden ser sustancialmente paralelas entre sí y todas orientadas perpendiculares al eje de inserción de implante o, por el contrario, las muescas

(25) pueden tener orientaciones diferentes sobre porciones diferentes del implante (2) de manera que eviten el movimiento en diversas direcciones, como es particularmente visible en las vistas superiores (figuras 2E, 5D, 7C, 8G, 9D, 10D, 10E, 10F, 11C, 11D, 12A, 13B, 13E, 15A, 17A, 17B y 17C) de los ejemplos que muestran una caja intersomática, las muescas se pueden colocar sustancialmente en un patrón de chevrón, relativamente óptimo para oponer movimientos en la mayor parte de las direcciones y, en particular, movimientos perpendiculares al eje anteroposterior en estos ejemplos de cajas con inserción lateral (es decir, movimientos a lo largo de un eje en un plano sagital o para-sagital de la columna).

Se hace notar que las diversas figuras de esta solicitud, ejemplos de cajas representadas incluyen muescas sobre casi la totalidad de las superficies de contacto vertebrales, pero no sobre la pared periférica de la caja. La parte posterior de las superficies de contacto vertebrales de la caja no tienen muescas en estos ejemplos. No obstante, es posible en diversas realizaciones proporcionar muescas sobre estas y otras partes periféricas con la condición de que no interfieran con los diversos topes, nervaduras u otros elementos y características que se pueden configurar sobre estos implantes y/o los anclajes que puedan estar asociados con las mismas.

Para una caja (por ejemplo, 2A, 2B), la pared (28) periférica puede definir una cavidad (26), abierta sobre la superficies superior e inferior del implante (aquellas en contacto con las vértebras) diseñadas para recibir un injerto de tejido óseo o un sustrato. Aunque la caja intersomática puede comprender una cavidad (26) en su centro definido por su pared (28), como se muestra en las figuras de la presente solicitud, una caja también puede consistir en una pieza sólida sin una cavidad interior en otras configuraciones dentro del alcance de la invención. Este tipo de caja se puede diseñar para ser utilizada, por lo menos en pares, por ejemplo, de manera que defina cavidad entre las cajas tal como se conoce en la técnica anterior. Además, en el caso de cajas con por lo menos una cavidad, y como es particularmente visible en algunos ejemplos que se muestran en las figuras 1, 2C y 2, las aberturas (24) se pueden crear en la pared (28) del implante (las paredes laterales entre los ejemplos que se muestran) de manera que también permite el crecimiento de tejido óseo transversalmente a través del espacio del disco (es decir, a través de la caja, paralelo a las placas de extremo vertebrales). En algunas realizaciones, no mostradas, la caja intersomática puede comprender un cruce de refuerzo de su cavidad (26) de un lado a otro para reforzar la pared (28) de la caja (2). Este refuerzo puede tener formas y orientaciones diferentes y puede estar orientada a lo largo del eje de inserción de la caja (2) entre las vértebras, por ejemplo, o a lo largo de otro eje. En diversas realizaciones, el refuerzo puede tener una altura menor que el resto de la caja. Esta altura menor del refuerzo con respecto al resto de la caja permite que la caja se adapte a las diversas posibles irregularidades en las formas de las placas de extremo vertebrales. El refuerzo puede o no proporcionarse con muescas (25). Por otra parte, en algunas realizaciones, una parte del pasaje (21) se fusiona en la cavidad (26). Generalmente la pared tendrá dimensiones como una función del pasaje (21) y el pasaje (21) tendrá dimensiones y estará orientada como una función del dispositivo (1) de anclaje con el fin de orientar y retener este dispositivo en la dirección de la vértebra en la cual el dispositivo de anclaje debe fijarse. Además, la orientación se puede seleccionar como una función de la fijación deseada, como se menciona en otra parte en este documento (por ejemplo, por medio de las curvas seleccionadas para los anclajes). Nótese que, no obstante, que las dimensiones de implante varían como una función de las vértebras entre las cuales están diseñadas para ser implantadas y que las dimensiones del dispositivo de anclaje también se puedan adaptar a aquellas del implante como una función de esas vértebras.

La forma del implante, incluso a nivel del pasaje (21) no es limitativa en la medida en que permita que por lo menos un anclaje (1) sea introducida. Por ejemplo, la caja (2) representada en la figura de la presente solicitud y particularmente visible en las vistas superiores (figuras 2E, 5D, 7C, 8G, 9D, 10D, 10E, 10F, 11C, 11D, 12A, 13B, 13E, 15A, 17A, 17B y 17C) tiene una periferia sustancialmente oblonga, excepto en el pasaje (21) en el que la pared es sustancialmente plana y cerca de la cual se sujetará por un instrumento (3, 4). No obstante, incluso en estos ejemplos, no es necesario que la pared generalmente sea plana en esta área, aunque es preferible de manera general. Nótese que en diversas cajas intersomáticas ilustradas, la forma sustancialmente oblonga tiene una curva ligera (especialmente visible en las vistas superiores) pero, nuevamente esta forma no es limitativa con respecto al alcance de la invención. Diversas figuras en vista superior, en particular las figuras 19A a 19H muestran que las diversas formas de cajas intersomáticas pueden tener una pared (28) periférica que incluye una cara (o superficie) lateral ligeramente cóncava (283) o una cara (o superficie) lateral ligeramente convexa (284), una cara (o superficie) posterior sustancialmente plana (281) y una cara (o superficie) (282) frontal curvada, pero, nuevamente, esta forma no es limitante con respecto al alcance de la invención. Esta forma de "judía" y especialmente el lado ligeramente convexo lateral (284) corresponde sustancialmente a la porción anterior de diversas vértebras (para cajas con un eje de aproximación lateral), que pueden soportar los bordes de las placas de extremo que tienen un tejido óseo más denso. Es preferible que la forma del implante se seleccione de acuerdo con la forma de las vértebras entre las cuales se implantará y respecto al eje de la vía anatómica prevista para su implantación. Para algunas configuraciones ilustradas, esta forma curvada es preferida debido a que la caja se distribuye para ser insertada lateralmente (o por una aproximación transposática o por una aproximación retropsoática) y permite que la caja tenga una forma que proporcione la mejor estabilidad una vez implantada en una orientación coronal (es decir con su eje longitudinal en el plano coronal, también denominado plano frontal). Como se hace notar, la caja puede tener otras formas, preferiblemente seleccionadas para el uso esperado y la aproximación de inserción. Por ejemplo, la caja puede no estar curvada, de manera notable en el caso de implantación por un enfoque anterior o incluso puede estar más curvada de manera notable en el caso de una implantación por la vía transforaminal.

Generalmente, la forma del implante (2) puede variar y la forma del extremo del instrumento (3, 4) que estará en contacto con el implante (2) en consecuencia puede variar en diversas realizaciones. De hecho, el implante (2) puede tener formas diferentes en la medida en que tenga por lo menos un pasaje (21) adecuado para inserción del dispositivo (1) de anclaje y preferiblemente un sujetador (o recursos de unión) (22) diseñados para cooperar con un extremo del instrumento de implantación. Dependiendo de las diversas realizaciones particulares, el sujetador (22) puede estar asociado con una forma particular del implante cerca de este sujetador (22) para proporcionar buena cooperación con el instrumento o incluso tener una forma particular que coopere con una forma complementaria del instrumento. Por ejemplo, el instrumento puede comprender una superficie de contacto siguiendo la forma del implante.

Como se ha mencionado previamente, la caja (2) intersomática puede o no comprender una cavidad (26) en su centro, particularmente si se van a implantar varias cajas (2) intersomáticas en el mismo espacio intervertebral. Las cajas implantadas de esta manera generalmente se utilizan para circundar tejido óseo (injerto) que crecerá dentro del espacio intervertebral y permitirá la fusión (artrodesis) de las dos vértebras entre las cuales se implanta. También se conoce el uso de un sustituto en vez de un injerto de hueso. En todos los casos, el propósito de la caja (2) es restaurar o mantener un espacio entre las vértebras. Antes del crecimiento del injerto y la fusión de las vértebras, la caja (2) debe permanecer adecuadamente en su lugar en el espacio del disco y diversas realizaciones de la presente invención facilitan su inmovilización. De manera similar, una prótesis típicamente debe estar inmóvil en todos los casos.

En algunas realizaciones, por lo menos una porción situada alrededor del centro del implante a lo largo del eje anteroposterior (el cual puede corresponder al eje longitudinal L) es más grueso que el resto del implante de manera que se coloca sobre la forma de la vértebra. Como se observa para el ejemplo en las figuras 3A, 3D, 3G y 3J, el centro del implante puede ser más grueso que sus extremos. Preferiblemente, únicamente la superficie superior es convexa puesto que únicamente las superficies inferiores de la vértebra generalmente tendrán una concavidad.

En algunas situaciones, principalmente dependiendo de las vértebras entre las cuales se debe implantar el implante (2), es deseable que el implante (2) imponga, albergue o corrija lordosis, quifosis o incluso escoliosis, además de mantener el espacio entre las vértebras. Algunas realizaciones por lo tanto proporcionan que los planos medios que pasan a través de las superficies superior e inferior del implante (2) (de la caja o por lo menos una de las placas de las prótesis) formen un ángulo en por lo menos una dirección que imponga, que acomode o que corrija la lordosis, quifosis o escoliosis con respecto a las vértebras entre las cuales se implanta el implante (2). Este enfoque general se describe, por ejemplo, en las solicitudes FR 2.869.528 (y WO 2005/104996 y US 2005/0246024) y FR 2.879.436 (y WO 2006/120505 y US 2006/0136063), en particular en relación a las características técnicas que permiten tal inclinación de los planos medios de los implantes (es decir, gracias a un ángulo entre los planos medios de por lo menos una placa o entre las superficies vertebrales de contacto de una caja y/o gracias a un núcleo simétrico y/o una posición de desviación del núcleo). La referencia a un plano medio refleja en la presente que las superficies de contacto vertebrales (superior e inferior) no necesariamente son planas, dado que pueden estar provistas de muescas o pueden ser convexas o incluso cóncavas; por lo tanto, un plano medio se pretende que refleje la orientación general que tomará una vértebra en reposo sobre la superficie. Por ejemplo, varias de las cajas (2) intersomáticas en las figuras de la presente solicitud son cajas que inducen lordosis, están diseñadas para ser insertadas lateralmente y su porción destinada para ser colocada sobre el lado anterior de las vértebras es más grueso que la porción opuesta. De hecho, como es visible particularmente en las figuras 3B, 3E, 3H y 3K, se observa que la caja es más gruesa sobre la izquierda que sobre la derecha. Nótese que en estas figuras 2, las muescas (25) son visibles únicamente sobre uno de los lados laterales (el lado izquierdo) de las cajas, puesto que las cajas inducen lordosis. Las muescas situadas en el lado en el que la caja es más delgada (la derecha) están presentes, pero no parecen proyectarse en la figura puesto que únicamente es visible su extremo superior. Aunque algunas realizaciones tienen planos medios que pasan a través de las superficies superior e inferior del implante (2) que forma un ángulo, se pueden proporcionar cajas rectas que típicamente, por lo tanto, serán simétricas y tendrán planos medios que pasen a través de las superficies superior e inferior del implante (2) configurado sustancialmente paralelos entre sí. Dependiendo de la vía de implantación deseada para el implante, se puede colocar un ángulo en diversas direcciones. Para quifosis y lordosis, esta dirección anteroposterior con respecto a la columna con ya sea un adelgazamiento del implante hacia la parte frontal de la columna para imponer quifosis o un adelgazamiento en el implante hacia la parte trasera de la columna para imponer lordosis. Para imponer escoliosis, los planos medios que pasan a través de las superficies superior e inferior deben formar un ángulo a lo largo de la otra dirección del plano del espacio del disco (a lo largo de una dirección frontal o coronal, es decir, a lo largo de un eje orientado medio lateralmente con respecto a la columna) con un adelgazamiento del implante hacia la izquierda o a la derecha, dependiendo del efecto deseado. Por ejemplo, las figuras 19B y 19C representan una caja para imponer lordosis y escoliosis: la cara (282) frontal de la pared (28) del implante (2) es más delgada que su cara (281) trasera, como es particularmente visible en la figura 19B y la cara (283) lateral cóncava es más delgada que la cara (284) convexa, como es particularmente visible en la figura 19C. En este ejemplo, los lados pueden no estar curvados, como se menciona en otra parte en el presente documento, y debe hacerse notar que las diversas características de esta caja (es decir, la ubicación de los pasajes 21) están configurados con respecto a la aproximación de inserción específica destinada para esta caja la cual puede cambiar si se pretende una aproximación diferente. Como se explica en otra parte en este documento, también se pueden utilizar implantes simétricos, por ejemplo, de manera tal que las cajas de la figura 19E y 19G cuyas caras laterales (283-284) generalmente tienen el mismo espesor (lado a

lado). La simetría de los implantes puede involucrar la orientación trasera a frontal y/o la orientación lado a lado. La figura 19F muestra una caja sin lordosis y sin quifosis en la cual los dos lados (283, 284) tienen el mismo espesor, pero esta caja impone escoliosis debido a que su superficie (282) frontal es más delgada que su superficie (281) trasera. Nuevamente, nótese que para la caja de la figura 19F para corregir escoliosis, debe insertarse a través de una aproximación lateral. Lo mismo se aplica al ejemplo de la caja de la figura 19H. Se notará que las caras (283, 284) laterales de la caja de la figura 19H son ambas cóncavas mientras que las caras (283, 284) laterales de la caja ilustrada en la figura 19F son ambas convexas. Estos ejemplos ilustrativos y no limitativos muestran la diversidad de formas y configuraciones de los implantes, dentro del alcance de la invención que se pueden utilizar dependiendo de la aplicación prevista. Para una inclinación (por ejemplo, escoliosis, lordosis, quifosis) de vértebras adyacentes, generalmente puede ser preferible para la anchura del anclaje que esté orientada sustancialmente perpendicular (u oblicua, pero no paralela) a la dirección de inclinación para proporcionar buena resistencia a movimientos y a las fuerzas ejercidas por la inclinación. Por ejemplo, para una caja para una aplicación de escoliosis (que impone una inclinación lateral de las vértebras) configuradas para ser insertadas por una aproximación lateral, un anclaje (1) con una curvatura de su placa (1) orientada en la profundidad de la placa será lo que se prefiera (por ejemplo, figuras 2G, 2H). Inversamente para una caja para aplicación de lordosis/quifosis (que impone una inclinación de atrás hacia delante de las vértebras) configurada para ser insertada por una aproximación lateral, un anclaje (1) con una curvatura de su placa (1) orientada en la anchura de la placa se preferirá (por ejemplo, figura 13G).

En algunas realizaciones, la pared (28) periférica comprende, a nivel de una parte anterior (utilizando las convenciones de dirección indicadas en otra parte en este documento), por lo menos una porción (27) achaflanada, por ejemplo, por lo menos un bisel sobre por lo menos una porción periférica de por lo menos una de sus superficies superior e inferior de manera que facilita la inserción del implante (2) entre las vértebras. Como es particularmente visible en el ejemplo de la caja intersomática de la figura 1, el extremo anterior de la caja tiene sustancialmente la forma de la punta de una cubierta (nariz de toro, mortero) para optimizar la presentación de la caja entre las vértebras, especialmente cuando es insuficiente el espacio entre las vértebras. El bisel o achaflanado (27) puede estar presente tanto en la superficies inferior y superior del implante (2). Este bisel (27) o perfil achaflanado facilita implantar el implante (2) al conferirle una altura un poco inferior en su lado de ataque (aquel designado para ser insertado primero) que en el resto de la caja.

Como se explica en esta divulgación, las diversas configuraciones o realizaciones de los implantes (2) preferiblemente estarán adaptados a las configuraciones o realizaciones de los anclajes (1), en particular, para los topes (14) de retención y/o los topes (12) de retirada. De esta manera, en algunas realizaciones, el pasaje (21) comprende por lo menos un tope (214) que tiene por lo menos una superficie de tope generalmente orientada hacia el exterior del implante (2), dispuesta para cooperar con por lo menos un tope (14) de retención del dispositivo (1) de anclaje para mantener el implante (2) una vez que el dispositivo (1) de anclaje ha sido anclado completamente en una vértebra a través del pasaje (21). Como se menciona en otra parte en este documento, para diversas configuraciones del anclaje, el tope (214) puede ser adecuado, ya sea por encima y/o por debajo del pasaje para recibir salientes que se proyectan por encima y/o por debajo del anclaje o sobre los lados laterales del pasaje (21) de manera que recibe dos salientes que se proyectan en los lados del cuerpo del dispositivo (1) de anclaje, o cualquier combinación de estas posibilidades. Preferiblemente, existirán dos topes en cada caso. Preferiblemente, el tope (214) es un rebaje, el interior del cual forma la superficie de tope con profundidad suficiente para recibir el tope (14) de retención sin que sobresalga de la pared (28) periférica. En algunas realizaciones, el implante comprende por lo menos un tope (212) de retirada que tiene por lo menos una superficie de tope generalmente orientada hacia el extremo anterior del dispositivo de anclaje insertado en el pasaje (21), este tope (212) de retirada coopera con por lo menos un tope (12) de retirada del anclaje (1), tal como un saliente (12) flexible, con el fin de oponerse a la retirada del dispositivo (1) de anclaje del implante (2).

En algunas realizaciones, se puede utilizar una instrumentación (3, 4) para insertar el implante (2) entre las vértebras y para guiar los dispositivos (1) de anclaje dentro del implante (2) e impulsar los dispositivos (1) de anclaje dentro de las vértebras. En estas realizaciones, la pared (28) periférica de los implantes (2) preferiblemente comprende por lo menos un sujetador (o recursos de unión) (22) dispuestos para cooperar con un extremo de agarre de un instrumento (3, 4) de implantación. De este modo, diversas realizaciones de objetos potenciales de la presente invención se relacionan con instrumentos (3, 4) de implantación para la implantación de implantes (2) intervertebrales y del dispositivo (1) de anclaje para fijar el implante (2) contra por lo menos una vértebra. En diversas realizaciones, el instrumento está adaptado para anclar al dispositivo (1) con el fin de fijar este dispositivo en las vértebras y también a implantes (2) intervertebrales configurados de acuerdo con la invención que comprenden por lo menos un sujetador (22) (o recursos de unión) para un instrumento (3) de implantación de manera que permite que los implantes (2) sean agarrados o retenidos por el instrumento (3). En algunas configuraciones, el sujetador del implante (2) puede comprender por lo menos un rebaje (22) como se muestra, por ejemplo, en las figuras 3B, 3E, 3H, 3K, 4(A a H), 5(A-B), 13A y 13D, diseñado para recibir por lo menos un recurso (321) de agarre del instrumento. Por ejemplo, una abertura (22) puede recibir el extremo de un árbol 321 de un instrumento. La abertura (22) puede estar roscada para cooperar con un roscado en el extremo del árbol (321) como es particularmente visible en los ejemplos de las figuras 16A y 16B, que también muestran otros sujetadores adicionales o recursos de unión. No obstante, el medio de sujeción también puede comprender una porción que se proyecta hacia fuera del implante diseñado para ser insertado en un rebaje de un medio de agarre (no mostrado). En algunas realizaciones, los sujetadores o recursos de unión (22, 22a, 22b, 22c) también pueden comprender

distribuciones formadas por lo menos en parte por diferentes superficies del implante, con recursos de agarre del instrumento que tiene una forma complementaria a estas superficies para permitir el agarre de la caja o prótesis. Por ejemplo, el primer sujetador puede comprender una abertura (22a) en la pared (28) posterior del implante, recibir un árbol (321) del instrumento (3), y se puede complementar por un rebaje (22b) en una de las paredes (pared lateral, por ejemplo, en estas figuras) del implante (2), como es particularmente visible en las figuras 2C, 2D, 5C, 8A-C y 15F. Como es particularmente visible en las figuras 16B, 16C y 17A, que también muestra otro sujetador adicional, este rebaje (22b) está diseñado para recibir un saliente (3210) de una forma complementaria del instrumento (3). Este agarre doble permite una mejor sujeción del implante (2) durante la implantación entre las vértebras y en particular ejerciendo torsión sobre el implante, por ejemplo, al ofrecer un brazo de palanca entre los recursos de agarre (22a-321 y 22b-3210). Este agarre doble también puede mejorarse por un tercer recurso o disposición (22c), formado en los segundos recursos o arreglos (22b), como es particularmente visible en las figuras 1, 7A, 7B, 16B, 16C y 17A. Por ejemplo, el rebaje (o refuerzo) (22b) en una pared del implante también puede comprender otro rebaje (un orificio, una muesca, etc.) diseñado para recibir un espárrago (3210b) complementario creado sobre el saliente (3210) del instrumento (o un perno, un saliente, una lengüeta o cualquier otra estructura que se proyecte). En este ejemplo, como es particularmente visible en las figuras 16B, 16C y 17A, el implante (2) es acoplado por el instrumento (3) al insertar el espárrago (3210b) y el saliente (3210) dentro de los rebajes respectivos (22c y 22b, respectivamente), y después el implante (2) es "fijado" sobre el instrumento (3) por medio del árbol (3211 la cual se monta de manera que se desliza sobre el instrumento (3) y puede ser apretada, si es necesario. De esta manera, aunque el implante puede comprender por lo menos un sujetador (22) complementario de por lo menos uno de los recursos (321) de agarre del instrumento (3), se puede mejorar el agarre con uno o más sujetadores adicionales (por ejemplo, 22a, 22b, 22c) complementarios a cada uno de los recursos de agarre (321, 3210 y 3210b, respectivamente) del instrumento. Nótese que el término "agarre" no debe interpretarse de una manera limitativa, haciendo referencia únicamente a una estructura que generalmente comprende dos elementos que forman un componente de agarre, más bien, su uso en la presente divulgación se refiere simplemente al hecho de que la estructura indicada sirve para sujetar el implante. Preferiblemente, el sujetador (22) se localizará cerca del pasaje (21) para permitir el agarre del implante (2) por el instrumento cerca del lugar en el que se insertarán los dispositivos de anclaje de manera que se reduzca el tamaño del montaje y mejore la retención del implante por el instrumento, en particular cuando los anclajes se implantan en las vértebras, lo cual generalmente requiere desvío de los anclajes (por medio del impactador (4) descrito más adelante). Además, como es particularmente visible en las figuras que muestran diversas realizaciones mencionadas en el presente documento, la posición del sujetador puede variar como una función del tamaño de la pared posterior del implante, la configuración de los anclajes del tamaño del implante. Preferiblemente, las configuraciones de los anclajes, implantes e instrumentos son independientes y complementarios.

Generalmente, una instrumentación (3, 4) para implantar un implante (2) intervertebral entre las vértebras e implantar por lo menos un dispositivo (1) de anclaje en por lo menos una de estas vértebras, configurado de acuerdo con la invención, preferiblemente comprenderá por lo menos un impactador (4) que comprende una cabeza (44) de forma y tamaño adecuados para presionar el dispositivo (1) de anclaje y por lo menos una guía (3) alargada a lo largo del eje longitudinal que se extiende entre el extremo de sujeción para el implante (2) y un extremo de presionado. En diversas configuraciones, la guía (3) comprende una cabeza (30) de forma y tamaño adecuados para recibir la cabeza (44) del impactador por lo menos parcialmente y por lo menos una superficie (31) de guía. Preferiblemente, debido a que se prefieren los anclajes curvados, la superficie (31) de guía tendrá por lo menos un radio de curvatura sustancialmente idéntico a por lo menos un radio de curvatura de un dispositivo (1) de anclaje, de manera que guía a este dispositivo (1) de anclaje a través del pasaje (21) del implante (2) para impactar al dispositivo (1) de anclaje dentro de una vértebra (preferiblemente en la placa de extremo vertebral). En algunas realizaciones, la cabeza (30) comprende por lo menos una ranura (3011) creada para el paso de por lo menos una nervadura (11) del dispositivo (1) de anclaje. En base en la cara o caras sobre las cuales se encuentra la nervadura o nervaduras (11), la ranura o ranuras (3011) se configurarán en la guía (3) apropiadamente para el paso de la nervadura (o nervaduras). En algunas realizaciones, la ranura (3011) creada para el paso de la nervadura (11) del dispositivo (1) de anclaje se genera sobre por lo menos una parte de la pared superior y/o la pared inferior de la cavidad (300) de la cabeza (30) de la guía (3).

Generalmente, en diversas configuraciones, la cabeza (30) de la guía (3) comprende una cavidad (300) de forma y tamaño adecuados para recibir al dispositivo (1) de anclaje y por lo menos parcialmente recibir la cabeza (44) del impactador (4) con la superficie de guía que comprende por lo menos dos ranuras curvadas (31, figura 17D) situadas de manera opuesta en los lados de la cavidad (300) para recibir y guiar los lados laterales del dispositivo (1) de anclaje sobre ambos lados del cuerpo (10), con la cabeza (44) del impactador (4) que penetra dentro de la cavidad (300) desde un extremo al otro de estas ranuras (31).

En algunas configuraciones, la nervadura (11) del anclaje ayudará a guiar el implante a través de la cabeza (30). Una cabeza (30) de la guía (3) que comprende una ranura (3011) para el paso de la nervadura (11) sirve para guiar el anclaje (1) y generalmente se preferirá. El impactador está dispuesto para pasar dentro de la cabeza (30) de la guía y en algunas configuraciones la pared de la cavidad (300) se puede configurar para guiar al impactador.

Diversas configuraciones del instrumento permiten a un cirujano cargar los anclajes para implantación incluso con el implante ya montado sobre la guía e incluso con el implante ya implantado en un espacio intervertebral (de manera completa o parcial). Por ejemplo, la guía (3) se puede configurar para permitir la carga del anclaje a través de la

parte trasera de la cabeza (30). Además, la capacidad de cargar anclajes a través de la parte trasera de la cabeza (30) evita a reducir lo aglomerado de la abertura quirúrgica. Para reducir el tamaño de la abertura quirúrgica requerida, diversas configuraciones del instrumento preferiblemente a la altura de la cabeza (30) se reduce tanto como se puede mientras aún proporciona una trayectoria apropiada para la inserción de los anclajes en el implante.

Preferiblemente, la cabeza tendrá una altura máxima que se aproxime a la altura del implante. Si están presentes ranuras (3011) en la cabeza, puede ser necesario una fracción de altura adicional, por ejemplo, como se muestra en la figura 17D. Después, las ranuras (3011) que se extienden al exterior de la cabeza (como se muestra en la figura 17D, por ejemplo), pueden ser particularmente útiles en estos casos. No obstante, en algunas realizaciones, la cavidad (300) es suficientemente alta para permitir el paso del anclaje (con o sin una nervadura) sin necesidad de ranuras (3011). No obstante, el uso de ranuras (3011) puede ser benéfico de cualquier manera, para proporcionar una guía mejorada y estabilidad del anclaje mientras se inserta en el implante y la vértebra.

En configuraciones que tienen la cabeza (30) de la guía aproximadamente a la misma altura que el implante o más cortas, por lo menos un tope se puede proporcionar cerca del extremo anterior de la guía. El tope puede, por ejemplo, ser ajustable y/o se puede fijar sobre la cabeza o en otra parte en el cuerpo (tubo, mango, cabeza, etc.) de la guía (3) y evitar que la guía penetre demasiado en el espacio del disco especialmente durante la impactación del implante y/o el anclaje (1).

En diversas configuraciones, el instrumento comprende por lo menos un recurso (321) de agarre diseñado para cooperar con por lo menos un sujetador (22) del implante (2). El extremo presionado, en algunas realizaciones, puede comprender un mango (320) utilizado para presionar la guía que sujeta al implante (2) para insertar el implante (2) dentro del espacio intervertebral. Como es particularmente visible en la figura 16B, este mango puede comprender un pasaje para el árbol (321) el cual en esta configuración se conecta a una rueda (33) para atornillar dentro del implante (que comprende un orificio roscado como un recurso de unión). El cirujano puede tapar con un mango (320) y/o rueda (33), por ejemplo, mediante la utilización de un martillo o por medio de otra herramienta de tipo conocido, para impulsar al implante (2) entre las vértebras y dentro del espacio intervertebral. Al apreciar completamente esta descripción, una persona experta en la técnica comprenderá que algunos de los diversos elementos y características técnicas de la instrumentación (3, 4) pueden estar presentes o ausentes de la instrumentación la cual aún se puede utilizar con diversas realizaciones de los implantes (2) o los dispositivos (1) de anclaje.

La guía (3) comprende un cuerpo (32) alargado que permite el suministro de la caja al espacio intervertebral sin necesidad de demasiado espacio. Este cuerpo (32) de guía, guía y/o aloja el árbol (321) que sujeta al implante (2). El impactador (4) también comprende un cuerpo (42) alargado que puede deslizarse con respecto al cuerpo (32) de la guía (3). Este cuerpo alargado del impactador (4) se puede conformar por un árbol (42) que se desliza con respecto a la guía (3) cuando es activada por el mango (41). Como es particularmente visible en la figura 16, este cuerpo (42) impactador puede ser guiado en su deslizamiento a lo largo de la guía por medio de una ranura (324) creado en la parte inferior de una abertura (322) del mango (320) de la guía (3). En algunas realizaciones, tal como es particularmente visible en la figura 16B, la rueda (33) de la guía tiene muescas para permitir el paso del cuerpo impactador. En estas realizaciones, la rueda puede ser indexada, por ejemplo, por medio de una esfera (325) insertada dentro de un rebaje y que se mantiene comprimida contra la rueda (33) por recursos (326) elástico (tal como, por ejemplo, un resorte), de manera que únicamente se puede detener en las posiciones en el que las muescas de la rueda están orientadas hacia la ranura (324) para guiar al cuerpo (42) del impactador (4).

En algunas realizaciones, el impactador (4) comprende un mango (41) que permite el deslizamiento del cuerpo (42) impactador con respecto a la guía (3). Este mango también puede estar derivado por el cirujano, por ejemplo, con un martillo o por medio de otra herramienta de un tipo conocido, para impulsar el dispositivo (1) de anclaje dentro de una vértebra a través del implante. Además, en algunas realizaciones, el impactador (4) comprende por lo menos un tope (43) que limita la penetración de la cabeza (44) del impactador (4) dentro de la cabeza (30) de la guía (3). En algunas variantes, este tope puede ser ajustable a lo largo del cuerpo (42) del impactador (4) de manera que permite ajustar la penetración del impactador al tamaño de la cabeza (30) de la guía (3) y el tamaño del dispositivo (1) de anclaje utilizado. De hecho, por ejemplo, como se menciona previamente, el dispositivo (1) de anclaje utilizado puede tener una longitud variable dependiendo de las circunstancias clínicas y la cabeza (30) de guía y en particular la superficie (31) de guía curvada la cual también tendrá un tamaño adaptado para esta longitud de dispositivo (1) de anclaje. Los recursos de agarre (o distribución) (321) mantienen el implante (2) de manera segura en su lugar contra la cabeza (30) de guía con el extremo anterior de la superficie (31) de guía alineada con y abierta dentro del pasaje (21) del implante (2) y el extremo posterior de la superficie (31) de guía permanece accesible para inserción del dispositivo (1) de anclaje para paso dentro del implante y después la vértebra. En algunas realizaciones, el árbol (321) comprende un extremo roscado que coopera con un roscado complementario del rebaje (22, 22a) para fijar el implante (2) cuando el árbol es activado por el mango de guía o la rueda (33) en algunas realizaciones, el sujetador (22) comprende un rebaje (22, 22a) y recursos (321) de agarre comprende un extremo de un árbol deslizable en un cuerpo (32) de la guía (3) cuando es activada por un mango o rueda (33) para entrar y salir del rebaje (22, 22a) del implante (2). Como ya se ha mencionado, en algunas realizaciones, el sujetador (22) puede comprender el rebaje (22a) y una ranura (22b) sobre el lado lateral de la pared (28) periférica, con recursos (321) de agarre que comprende un extremo de un árbol deslizable en un cuerpo (32) de la guía (3) cuando se activa por un mango o indicador (33) con el fin de introducir y abandonar el rebaje (22, 22a) o el implante (2) y un saliente (3210) dispuesto para acoplarse en la ranura (22b) y que sirve como un brazo de palanca para colocar el implante (2) entre las

vértebras. Además, en algunas variantes, la ranura (22b) comprende un rebaje (22c) diseñado para recibir espárrago (3210b) del saliente (3210) de manera que mejora el agarre del implante (2) por el instrumento.

En algunas realizaciones, la cavidad (300) de la cabeza (30) comprende dos elementos de guía (particularmente visibles en la figura 17D), cada uno comprende ranuras (31) de guía y cada uno está situado sobre un lado de una cavidad (300). En este ejemplo, los elementos de guía se unen con la cabeza (30) al insertarlos dentro de la cavidad (300) lo cual puede comprender recursos de sujeción para inmovilizar estos elementos (310) de guía tales como pernos, tornillos, broches y/u otros artículos de sujeción. En otros ejemplos, la cabeza (30) se puede hacer integralmente con ranuras (31) de guía directamente dentro de la cavidad (300). En este caso, la cabeza se puede hacer de dos partes que se unen para facilitar el mecanizado de ranuras (31) curvados. No obstante, el mecanizado de las superficies (31) de guía curvada directamente en la cabeza es posible.

También se divulga un adaptador (5, figura 20A-B) dispuesto para cargar por lo menos un anclaje (1) en la cabeza (30) de la guía (3). Este adaptador (5) preferiblemente está dispuesto para sujetar por lo menos un anclaje (1) de una manera apropiada para la inserción de este anclaje (1) en la cabeza (30) de la guía (3). En diversas realizaciones, este adaptador (5) está hueco y abierto en sus extremos anterior y posterior (nuevamente de acuerdo con la convención utilizada en la presente solicitud) y por lo tanto delimita una cavidad (50) abierta de extremo a extremo, formando una clase de pasaje o canal (por ejemplo, con un cuerpo sustancialmente de una forma de un paralelepípedo rectangular hueco abierto en sus extremos). En diversas realizaciones, esta cavidad (50) es de la forma y dimensiones sustancialmente idénticas (o por lo menos cercanas o similares) a las de la cavidad (300) de la guía. De esta manera, el adaptador (5) se puede montar sobre el impactador (4) el cual puede pasar a través de la cavidad (50) en el mismo. En algunas realizaciones, por ejemplo, de manera que el adaptador (5) sujeta sobre el impactador (4), el adaptador (5) se puede colocar de manera que el paso del impactador (4) provoca una ligera deformación del adaptador (5) al configurar las dimensiones iniciales del interior de la cavidad (50) del adaptador (5) para ser ligeramente más pequeñas que el tamaño del impactador (4) (y eventualmente también con aquellas de la cavidad de la guía), por lo menos al nivel de su extremo posterior (de acuerdo con la convención utilizada en la presente solicitud). Las dimensiones externas del adaptador (5) preferiblemente serán ligeramente más grandes que aquellas de la cavidad (300) de la guía (3), por lo menos a nivel de su extremo posterior (de acuerdo con la convención utilizada en la presente solicitud) de manera que no penetra dentro de esta cavidad (300) de la guía (3). Por ejemplo, la pared (51) del adaptador (5) se puede configurar con por lo menos una ranura (52) que facilita su deformación. Además, el material del adaptador se puede colocar para permitir tal deformación. En diversas realizaciones, por ejemplo, el extremo posterior estará configurado dentro de la cavidad (50) del adaptador (5) con 5 por lo menos una porción engrosada (realzada) (como un resalte o una parte sobresaliente) para facilitar la sujeción del adaptador (5) sobre el impactador (4) y por lo tanto obtener dimensiones de la entrada de la cavidad (50) del adaptador que son ligeramente más pequeñas que las del impactador (4). Tal porción engrosada se puede combinar con una ranura y/o ser material deformable del adaptador (5) para facilitar el paso del impactador. El adaptador (5) que mantiene por lo menos un anclaje (1) de esta manera puede estar montada sobre el impactador (4) el cual se utiliza para colocar el anclaje en la entrada de la cavidad (300) de la cabeza de guía, gracias a la distribución del impactador (4) y la guía (3) (el impactador es desacoplable de la guía, por ejemplo, mediante la abertura (322) del mango (320) de la guía) y después para empujar el anclaje (1) dentro de la cabeza de la guía mientras abandona el adaptador (5) en la entrada de la cavidad (300) de la guía (3). Además, en diversas realizaciones, los lados laterales de la cavidad (50) del adaptador (5) comprenden por lo menos una ranura (preferiblemente por lo menos una ranura en cada lado, que se extiende a través de por lo menos una pared del adaptador o no, y recta o curvada, de acuerdo con el anclaje usado) dispuesta para sujetar y/o guiar por lo menos un anclaje (1) de una manera similar a las ranuras (3011) de la guía (3), pero preferiblemente únicamente sobre una porción (anterior) del adaptador. Estas ranuras (53) del adaptador (5) se distribuyen preferiblemente de manera que, cuando el impactador (4), que coopera con el cuerpo de la guía lleva por lo menos un anclaje (1) sujetado por el adaptador (5) a la cabeza (30) de la guía (3), el extremo anterior del anclaje (1) está orientado sustancialmente hacia la entrada de las ranuras (3011) en la cabeza (30) de la guía (3) de manera que el anclaje (1) puede penetrar de una manera adecuada dentro de la guía (3). Las ranuras (53) del adaptador (5) por lo tanto preferiblemente son una prolongación de las ranuras (3011) (es decir, ya sea una prolongación de por lo menos un arco descrito por estas ranuras (3011) de la guía (3) o una prolongación de la trayectoria recta de estas ranuras (3011) de la guía (3), de acuerdo con el tipo de anclaje usado). Se debe hacer notar que este tipo de adaptador (5) puede ser particularmente ventajoso en algunas realizaciones en las cuales los dos anclajes (1) no se pueden insertar al mismo tiempo en el instrumento, tal como por ejemplo en casos en el que los anclajes (1) están curvados a lo largo de la profundidad de la placa (10) (anclajes con orientación horizontal) y en donde la cabeza (40) del impactador (4) tiene dimensiones tales que llena sustancialmente la cavidad (300) de la guía (3) y por lo tanto podría empujar ambas anclajes (1) al mismo tiempo, estas dos anclajes (1) por lo tanto interfieren entre sí dentro de la cabeza (30) de la guía (3). Por lo tanto, en estos casos, es posible introducir un primer anclaje (1) en la guía (3) que mantiene al implante (2), para implantar este implante (2) utilizando la guía (3) y después impactar este anclaje (1) en una vértebra utilizando el impactador (4) y después para retirar el impactador (4) para estar provisto del adaptador (5) que sujeta un segundo anclaje (1) e insertar el anclaje (1) en la guía (3) y después impactar este anclaje (1) en una vértebra utilizando el impactador (4). Se hace notar que, inversamente, en otras realizaciones, de manera notable cuando los anclajes (1) están curvados a lo largo de la anchura de la placa (anclajes con orientación vertical), dos anclajes (1) no interfieren entre sí en la cabeza (30) de la guía (3) debido a que sus trayectorias no se cruzan entre sí. En estas realizaciones, el adaptador (5) puede no ser necesario, pero no obstante se puede utilizar. En estos casos de anclajes (1) con orientación

vertical, las ranuras (53) del adaptador (5) serán en los lados inferior y superior de la cavidad (50) del adaptador (5) en vez de los lados laterales. Este tipo de adaptador (5) permite al cirujano introducir uno o varios anclajes posteriormente, si lo desea, en vez de insertar uno o varios de los anclajes en la guía (3) cuando implanta el implante (2). Además, en algunas realizaciones del impactador (4), que corresponde particularmente a los casos en el que los anclajes (1) están curvados a lo largo de la anchura de la placa (anclajes con orientación vertical), la anchura del impactador (4) se puede configurar para ser únicamente sustancialmente a la mitad de la anchura de la cavidad (300) de la guía (3) de manera que el impactador (4) permite impactar solo un anclaje (1) a la vez, en vez de empujar ambos anclajes (1) al mismo tiempo que cuando la anchura del impactador (4) es sustancialmente la misma que la anchura de la cavidad (300) de la guía (3). Por lo tanto, tal impactador (4) se puede utilizar para impactar un primer anclaje (1) y después para ser girado de manera que impacta en un segundo anclaje (1). Estas diversas realizaciones de adaptadores (5), anclajes (1) e impactadores (4) por lo tanto permiten la implementación de varias etapas de métodos para preparar implantación y del método para implantación, de acuerdo con las secuencias descritas en lo anterior, por ejemplo. También se divulgan métodos para implantación, implantes (2) intervertebral dentro de un espacio intervertebral y para preparar la fijación de, y/o para fijación del implante a por lo menos una vértebra. Estos métodos pueden comprender una etapa de ensamblar el implante (2) sobre una guía (3), una etapa de colocar el impactador (4) en relación con la guía, una etapa de colocar por lo menos un anclaje (1) en la guía (3). Estas diversas etapas se pueden implementar en ordenes diferentes gracias a la distribución de diversos objetos de la invención, como se describe en varias realizaciones descritas en la presente solicitud.

En varias realizaciones, estos métodos para preparar la implantación pueden comprender:

proporcionar un dispositivo (1) de anclaje de acuerdo con una realización descrita en la presente solicitud;

proporcionar un implante (2) espinal de acuerdo con una realización descrita en esta presente solicitud;

proporcionar un instrumento (3, 4) de implantación de acuerdo con una realización descrita en esta presente solicitud;

sujetar el implante (2) espinal con el instrumento (3, 4) de implantación.

En diversas realizaciones, estos métodos para preparar la implantación pueden comprender además una etapa de introducir por lo menos un dispositivo (1) de anclaje dentro del instrumento (3, 4).

En diversas realizaciones, estos métodos para implantación de un implante espinal (es decir, para insertar el implante dentro de un espacio de disco o sobre vértebras) puede comprender las etapas de los métodos para preparar la implantación y puede comprender, además:

insertar el implante (2) espinal en un espacio intervertebral entre vértebras adyacentes de una columna espinal (o sobre vértebras adyacentes de una columna espinal en el caso de una placa de osteosíntesis);

presentar el dispositivo (1) de anclaje a lo largo de un eje de aproximación que es sustancialmente perpendicular al eje de la columna (a nivel de las vértebras adyacentes);

utilizar el impactador (4) sobre el instrumento (3, 4) de implantación, insertar el dispositivo (1) de anclaje a través de la cabeza (30) de guía del instrumento (3, 4) de implantación y a través del pasaje (21) en el implante (2) con el dispositivo (1) de anclaje que atraviesa por lo menos una porción del implante (2); y

utilizar el impactador (4) del instrumento (3, 4) de implantación, implantar por lo menos parte del dispositivo (1) de anclaje en una de las vértebras adyacentes e insertar completamente el dispositivo (1) de anclaje en el implante (2).

En diversas realizaciones de estos métodos para implantar un implante espinal, la etapa de insertar completamente el dispositivo (1) de anclaje en el implante (2) comprende hacer contacto con el tope (14) de retención del dispositivo (1) de anclaje contra su tope (214) complementario dentro del implante (2).

Algunas realizaciones de los métodos para implantación de la presente invención proporcionan la inserción de un implante a lo largo de una aproximación lateral (es decir, a lo largo de una trayectoria trans-psoática o a lo largo de una trayectoria retro-psoática). La aproximación trans-psoática utiliza una trayectoria a través del psoas, un músculo lateral a la columna. La trayectoria retro-psoática utiliza una trayectoria detrás del psoas, al empujar el psoas hacia la parte frontal del paciente. En diversas realizaciones de estos métodos para implantar un implante espinal, una o varias de las etapas de inserción del implante de esta manera pueden comprender por lo menos una etapa de cortar el psoas y una etapa de hacer pasarlo a través del psoas. En diversas realizaciones de estos métodos para implantar un implante espinal, una o varias de las etapas de inserción del implante de esta manera pueden comprender por lo menos una etapa de empujar el psoas y una etapa de pasar detrás del psoas. Se notará que, dependiendo del caso, el cirujano también puede pasar frente del psoas.

Fijación del implante tal como una placa de osteosíntesis: La fijación de una placa de osteosíntesis puede llevarse a cabo con un anclaje curvado o recto, a lo largo de un eje de aproximación que de preferencia es sustancialmente perpendicular a la placa para los anclajes curvados o de manera preferible sustancialmente oblicua con respecto a

esta placa para los anclajes rectos, lo cual mejora la estabilidad de la placa de osteosíntesis misma (implante fijo). Además, cuando se utiliza en combinación con una caja intersomática, una placa de osteosíntesis mejora la inmovilidad de la columna y, por lo tanto, facilita la estabilidad de la caja. El implante de tipo de caja mejora la estabilidad del implante de tipo de caja.

- 5 Después de apreciar por completo esta divulgación, una persona experta en la técnica comprenderá que numerosas realizaciones y/o configuraciones en diversas formas específicas adicionales son posibles y están dentro del ámbito de la invención. En consecuencia, las presentes realizaciones y/o configuraciones deben considerarse como ejemplos ilustrativos no limitativos que se pueden modificar y, aun así, encontrarse dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas, y la invención no debe limitarse a los detalles proporcionados anteriormente.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema intervertebral para el tratamiento de al menos una articulación intervertebral entre dos vértebras, comprendiendo dicho sistema al menos un implante (2) intervertebral y al menos un dispositivo (1) de anclaje para el anclaje de dicho implante (2) en al menos una de dichas vértebras,
- 5 - comprendiendo dicho dispositivo (1) de anclaje un cuerpo que comprende por lo menos una placa (10) curvada o recta alargada a lo largo de un eje (L) longitudinal que se extiende entre un extremo anterior y un extremo posterior, que también definen respectivamente los extremos anterior y posterior del dispositivo de anclaje,
- 10 - estando diseñada dicha placa (10) curvada o recta para ser insertada a través de un pasaje (21) que atraviesa por lo menos una porción del implante (2), de manera que su extremo anterior penetra en una vértebra a través del implante (2) cuando se aplican impactos a dicho extremo posterior, de manera que el dispositivo de anclaje es adecuado para ser accionado a través del implante hasta que su extremo posterior es empujado dentro del pasaje (21) del implante (2),
- 15 - por lo menos un tope (14) de retención del dispositivo (1) de anclaje, capaz de fijar dicho implante (2) en esta vértebra,
- 15 **caracterizado porque:**
 - dicho cuerpo comprende por lo menos una nervadura longitudinal (11) sobre por lo menos una parte de por lo menos una de sus caras,
 - dicha nervadura (11) está diseñada para cooperar con al menos una ranura (211) en el pasaje (21) del implante (2).
- 20 2. El sistema según la reivindicación 1, **caracterizado porque** la altura de dicha nervadura (11) varía a lo largo del eje longitudinal del cuerpo.
- 25 3. El sistema según las reivindicaciones 1 y 2, **caracterizado porque** la anchura de dicha nervadura (11) varía a lo largo del eje longitudinal del cuerpo.
- 25 4. El sistema según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado porque** la placa (10) curvada del cuerpo describe por lo menos un arco de un círculo o elipse que tiene dimensiones y por lo menos un radio de curvatura realizado de manera que el dispositivo (1) de anclaje se puede implantar en una placa de extremo vertebral de la vértebra a lo largo de un eje de aproximación que forma aproximadamente 90° con el eje vertical de la columna, mientras que tiene su eje (L) longitudinal esencialmente en el plano del espacio intervertebral.
- 30 5. El sistema según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado porque** dicho tope (14) de retención comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior, diseñada para cooperar con por lo menos una superficie (214) de tope en el implante (2), orientada esencialmente hacia dicho extremo posterior, para mantener el implante (2) contra la vértebra en la cual el dispositivo (1) está diseñado para anclarse.
- 35 6. El sistema según la reivindicación 5, **caracterizado porque** el tope (14) de retención comprende por lo menos un saliente de proyección sobre por lo menos una cara del cuerpo del dispositivo (1) de anclaje.
- 35 7. El sistema según la reivindicación 5, **caracterizado porque** el tope (14) de retención comprende dos salientes que se proyectan sobre los lados laterales del cuerpo del dispositivo (1) de anclaje.
- 40 8. El sistema según la reivindicación 5, **caracterizado porque** el tope (14) de retención comprende dos salientes que se proyectan perpendicularmente a la nervadura (11), al nivel del extremo posterior.
- 40 9. El sistema según una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado porque** el cuerpo comprende por lo menos un saliente (12) flexible orientado hacia el extremo posterior y que es capaz de ser detenido en un tope (212) complementario del implante (2) para formar un tope de retirada que se opone a la retirada del dispositivo (1) de anclaje.
- 45 10. El sistema según una de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado porque** dicha placa (10) tiene una longitud a lo largo de dicho eje (L) longitudinal, una anchura y una altura, la curvatura de la placa (10) está orientada en la altura de la placa (10), definiendo así una cara cóncava y una cara convexa de dicha placa (10).
- 45 11. El sistema según una de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado porque** dicha placa (10) tiene una longitud a lo largo de dicho eje (L) longitudinal, una anchura y una altura, estando orientada la curvatura de la placa (10) en la dirección de la anchura de la placa (10), definiendo así un borde cóncavo y un borde convexo de dicha placa (10).
- 50 12. El sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** comprende, cerca del extremo posterior de la placa (10), por lo menos una porción (20) de espesor mayor que el espesor del resto de la placa (10),

dispuesta para ser capaz de hacer contacto con las paredes de dicho pasaje (21) y presionar la placa en el mismo, para limitar el juego del dispositivo en el pasaje (21) del implante (2).

5 13. El sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el cuerpo comprende, cerca del extremo posterior, por lo menos un rebaje (40) accesible desde el exterior del implante y creado para recibir una herramienta para extraer el dispositivo y permitir la retirada del dispositivo de anclaje.

14. El sistema según la reivindicación anterior, **caracterizado porque** el rebaje (40) está abierto en el extremo posterior del cuerpo, de manera que la herramienta puede penetrar directamente en dicho rebaje.

10 15. El sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** comprende por lo menos una abertura (17) que atraviesa la placa (10) para permitir el crecimiento del hueso a través del dispositivo (1) una vez que ha sido implantado.

16. El sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la nervadura (11) comprende una muesca (112) situada a una distancia desde el extremo posterior determinada de manera que esta muesca es capaz de ser detenido en una superficie (220) de tope en el extremo del pasaje (21) del implante (2).

15 17. El sistema según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende dos dispositivos (1) de anclaje para anclar dicho implante en vértebras, **caracterizado porque** el primer dispositivo (1) de anclaje comprende un primer tope (18) de cooperación, que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente hacia el extremo anterior y el segundo dispositivo (1) de anclaje comprende un segundo tope (19) de cooperación, que comprende por lo menos una superficie de tope orientada esencialmente en la dirección orientada hacia el extremo posterior, haciendo que estos dos toques (18, 19) de cooperación cooperen entre sí, cuando se insertan en dichos pasajes (21) que se localizan cercanos entre sí, de manera que dicho primer tope (18) de cooperación se apoya en dicho segundo tope (19) de cooperación y de esta manera forma un tope de retirada que evita la retirada de dicho segundo dispositivo (1) de anclaje.

20

25 18. El sistema según la reivindicación anterior, **caracterizado porque** el segundo tope (19) de cooperación del segundo dispositivo (1) de anclaje comprende una segunda superficie (190) de tope, orientada esencialmente hacia el extremo anterior, y el primer dispositivo (1) de anclaje comprende un tope (12) de retirada colocado de manera que su extremo de tope posterior entra en contacto con la segunda superficie (190) de tope de dicho segundo tope (19) de cooperación, sirviendo después para soportar dicho tope (12) de retirada, impidiendo así la retirada del primer dispositivo (1) de anclaje, reteniendo el segundo dispositivo (1) una vez que está en posición en el implante (2).

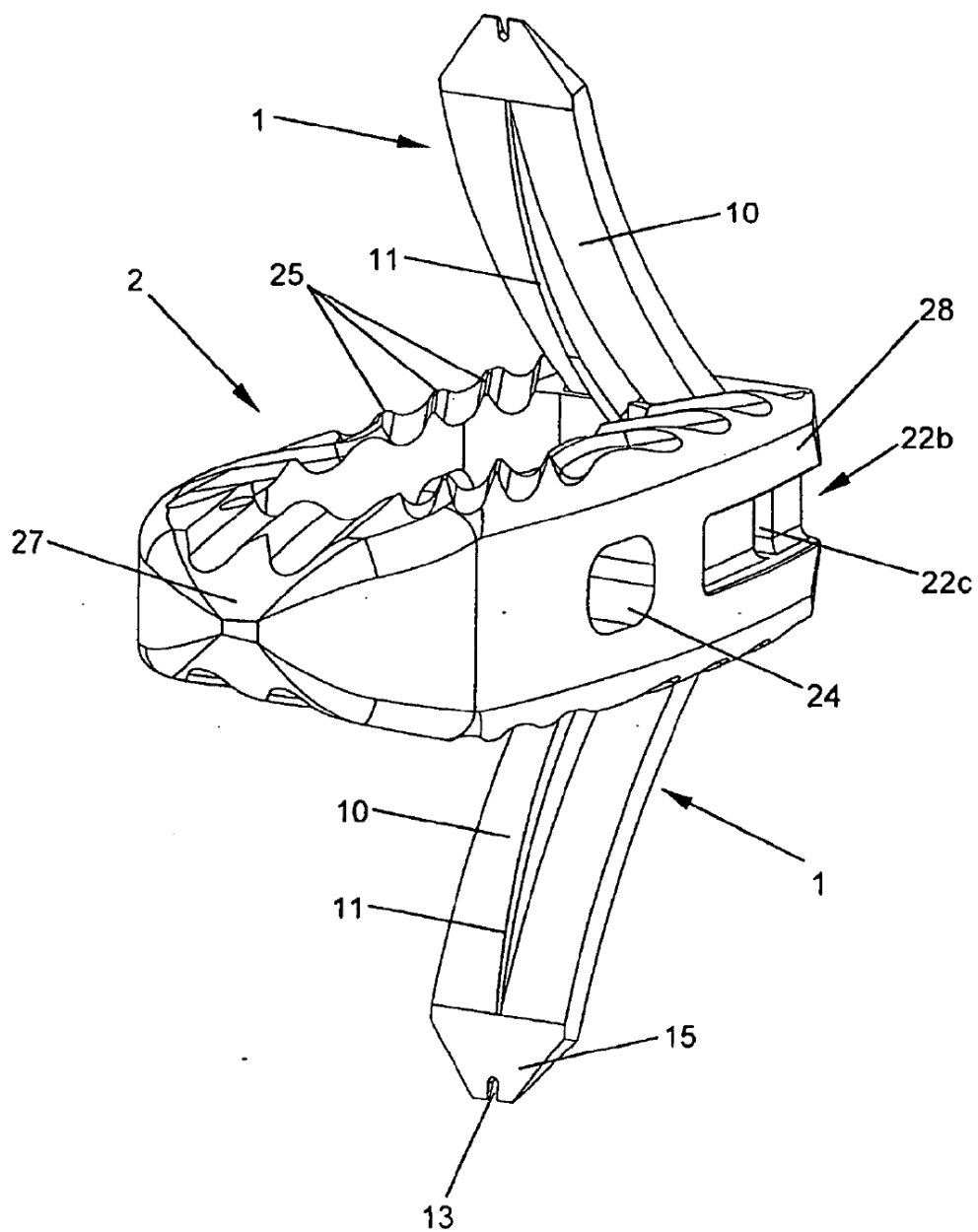
30 19. El sistema según la reivindicación anterior, **caracterizado porque** el extremo de tope del tope (12) de retirada del primer dispositivo (1) de anclaje está dispuesto para ser desacoplable de la segunda superficie (190) de tope del segundo dispositivo (1) de anclaje, a través de un canal realizado en por lo menos uno de estos dispositivos (1) de anclaje y saliendo fuera del implante (2).

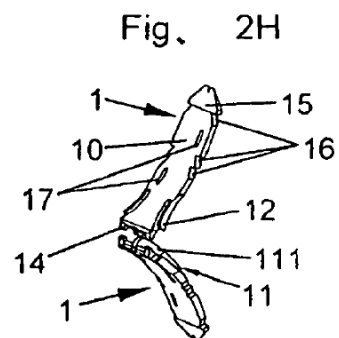
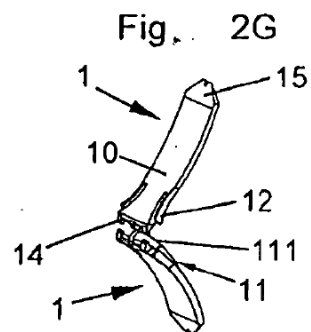
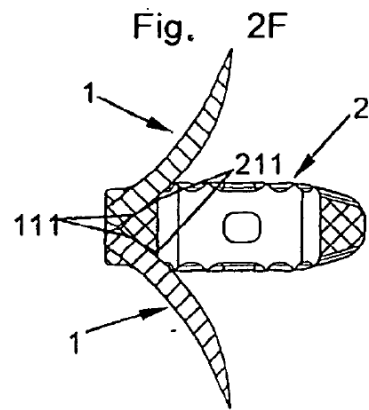
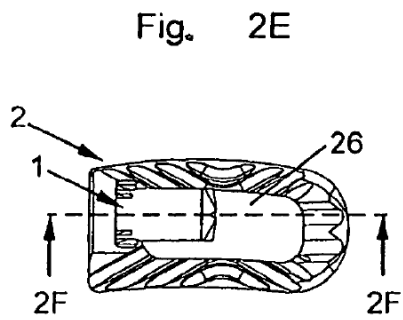
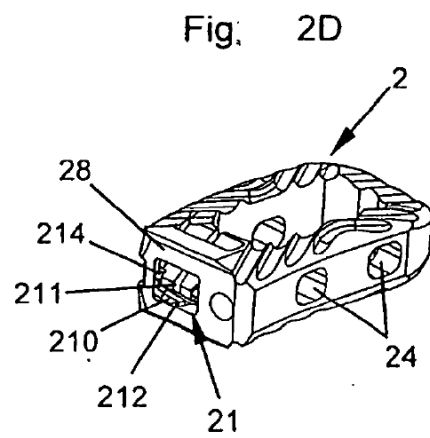
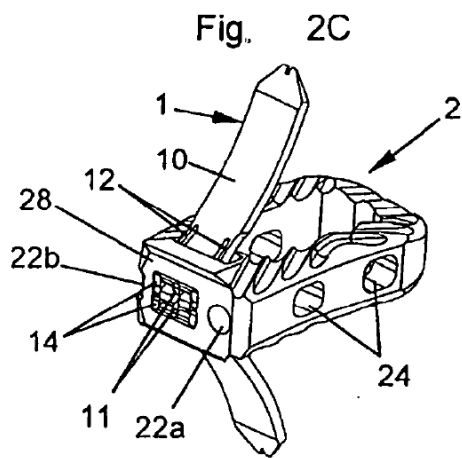
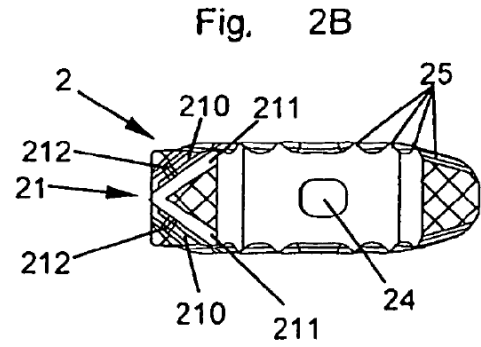
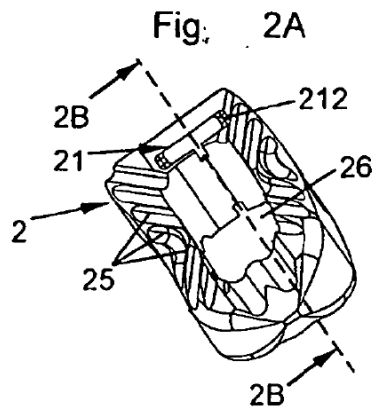
35 20. El sistema según una de las reivindicaciones 17 a 19, **caracterizado porque** el implante (2) comprende recursos (214, 240) accesibles desde el exterior del implante (2) y dispuestos para la retirada del dispositivo (1) de anclaje a través de los toques (18, 19) de cooperación.

21. El sistema según una de las reivindicaciones 17 a 19, **caracterizado porque** el implante (2) comprende por lo menos un rebaje (240) configurado para recibir una herramienta desde el exterior del implante (2) y dispuesto para desacoplar el tope (12) de retirada del dispositivo (1) de anclaje.

40

FIG. 1





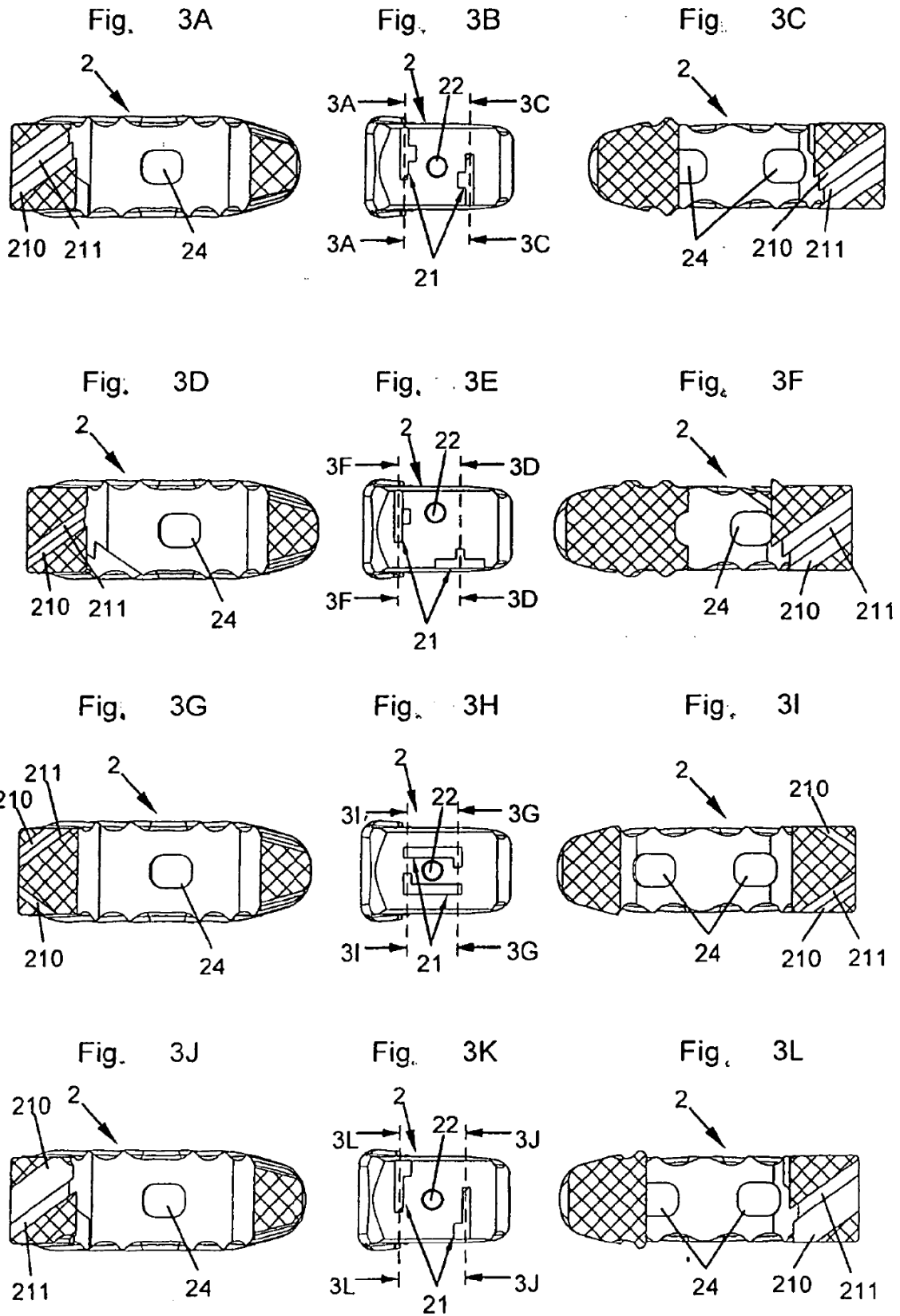


Fig. 4A

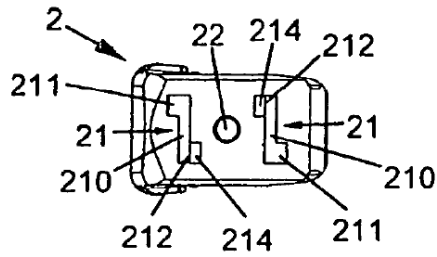


Fig. 4B

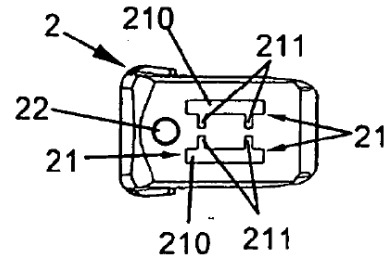


Fig. 4C

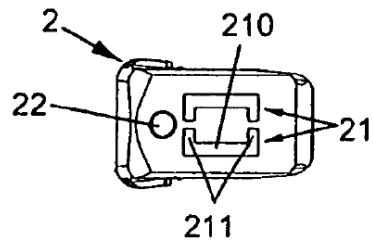


Fig. 4D

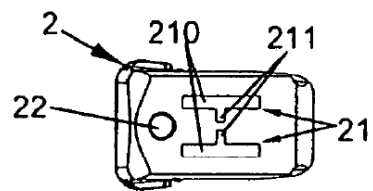


Fig. 4E

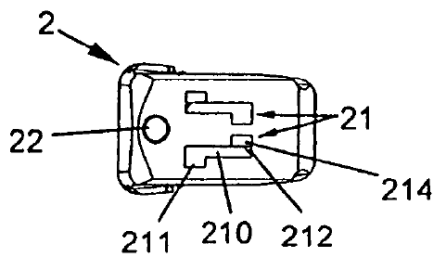


Fig. 4F

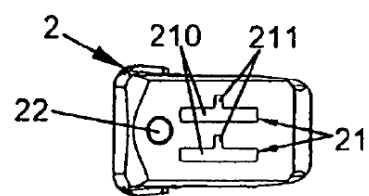


Fig. 4G

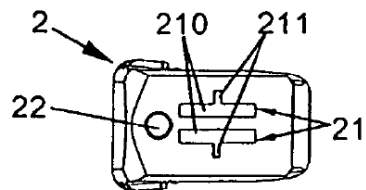


Fig. 4H

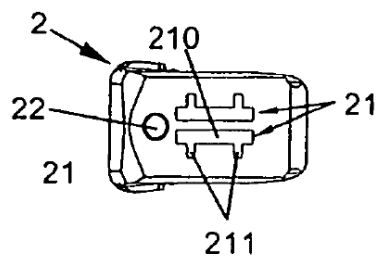


Fig. 5A

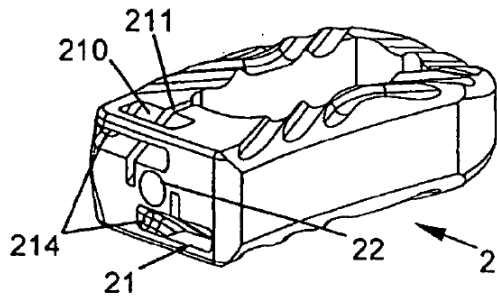


Fig. 5B

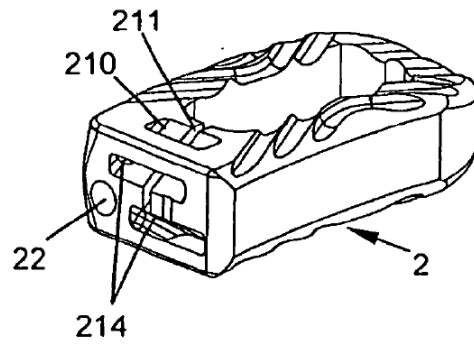


Fig. 5C

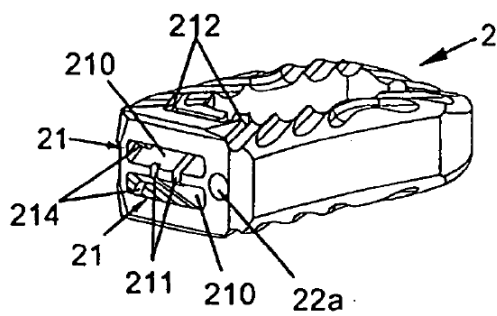


Fig. 5D

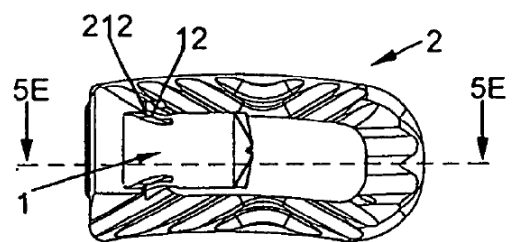


Fig. 5E

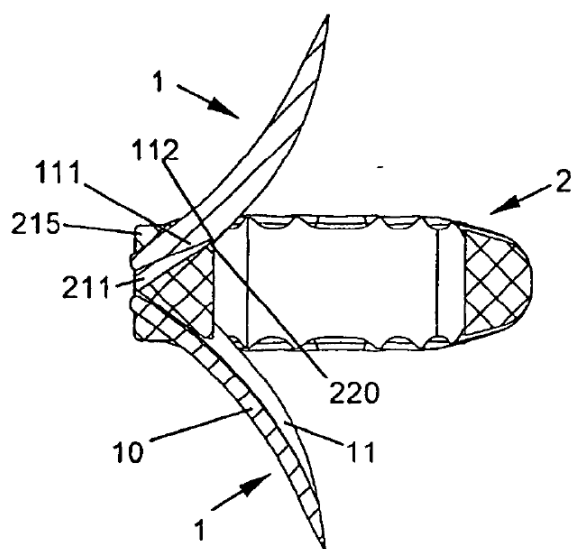


Fig. 5F

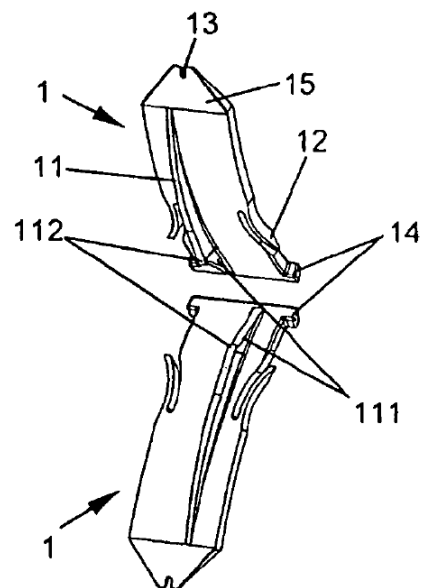


Fig. 6A

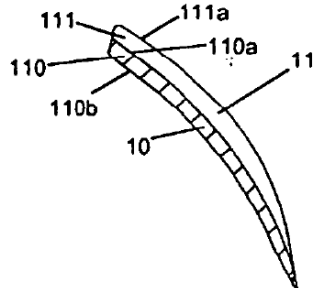


Fig. 6B

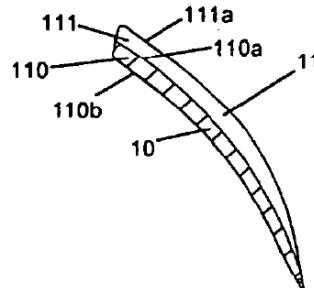


Fig. 6C

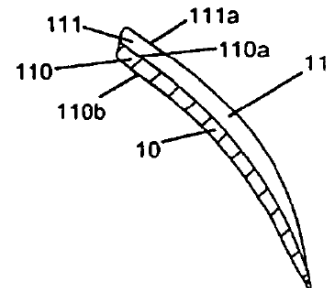


Fig. 6D

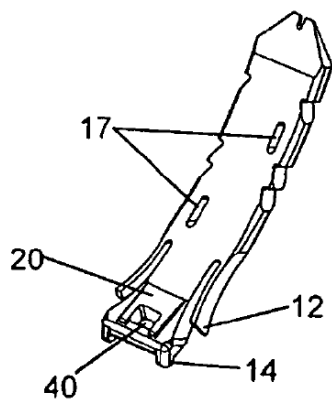


Fig. 6E

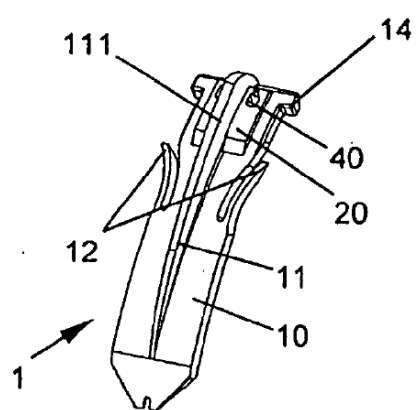


Fig. 6F

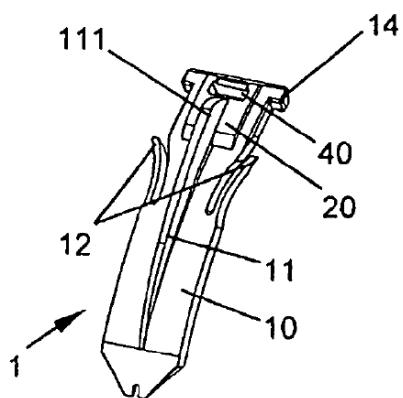


Fig. 6G

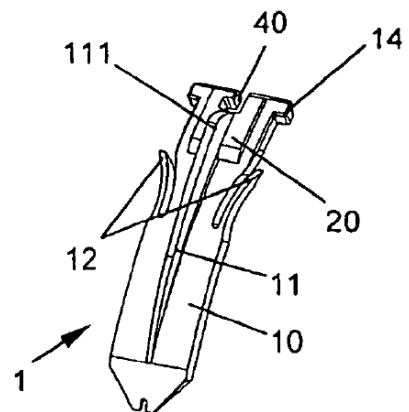


Fig. 7A

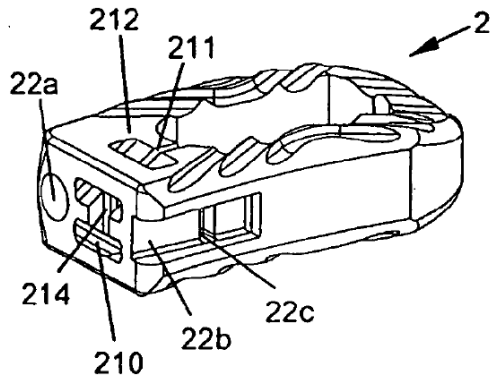


Fig. 7B

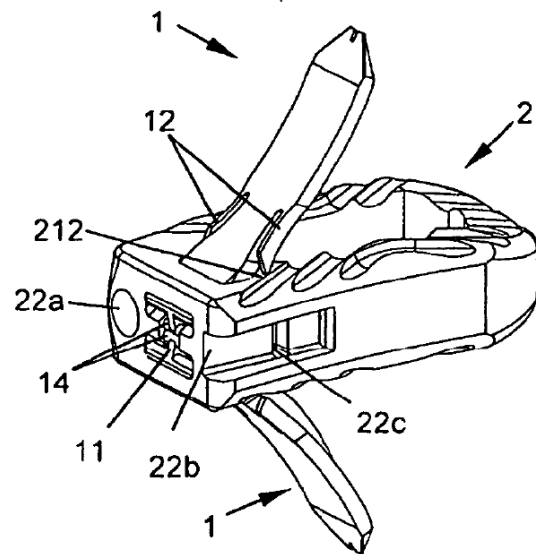


Fig. 7C

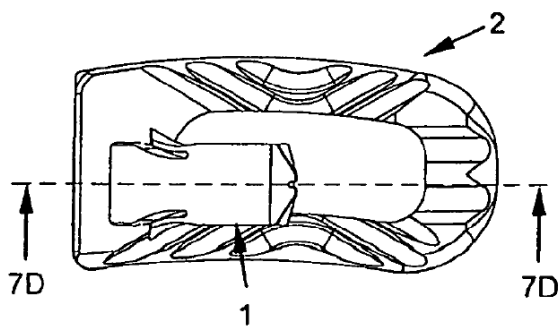


Fig. 7D

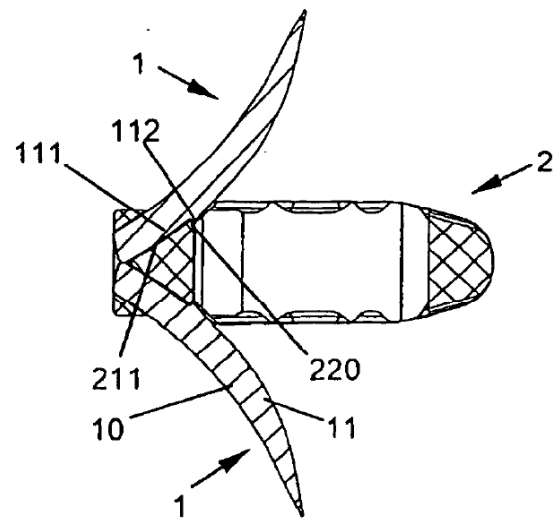


Fig. 7E

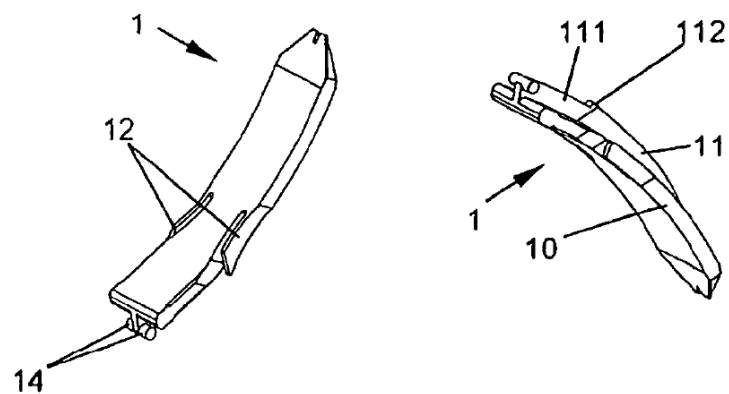


Fig. 8A

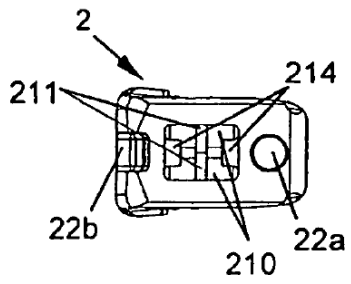


Fig. 8B

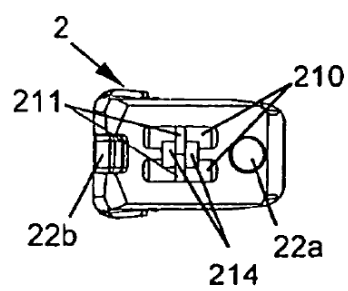


Fig. 8C

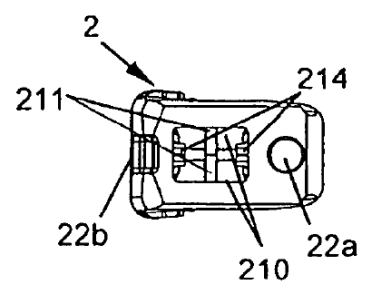


Fig. 8D

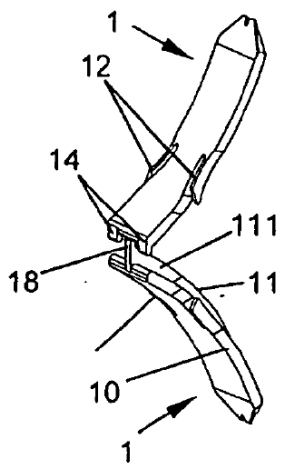


Fig. 8E

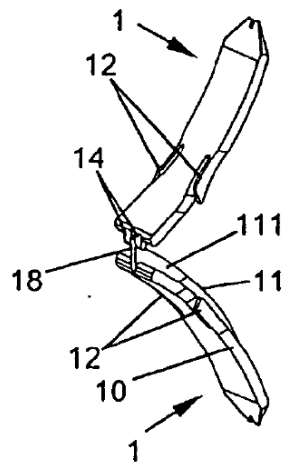


Fig. 8F

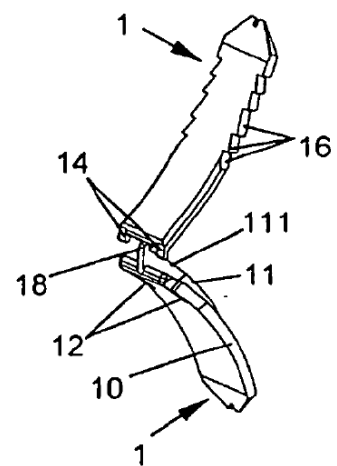


Fig. 8G

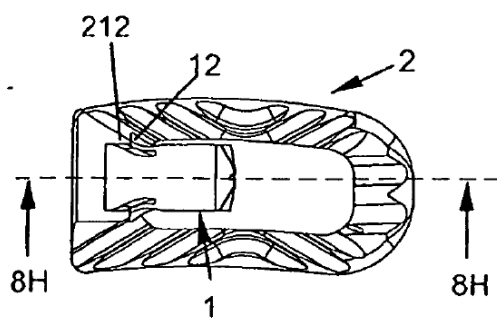


Fig. 8H

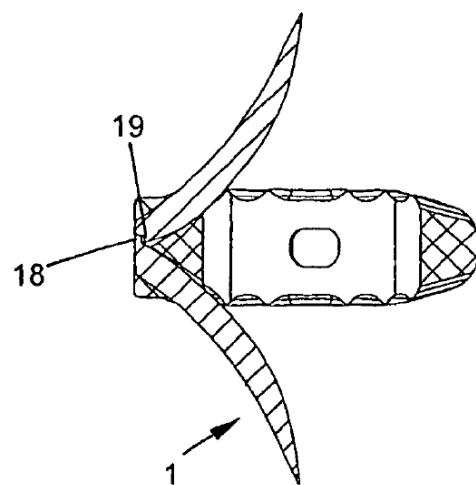


Fig. 9A

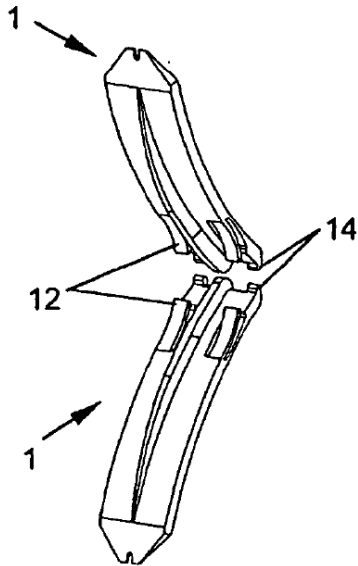


Fig. 9B

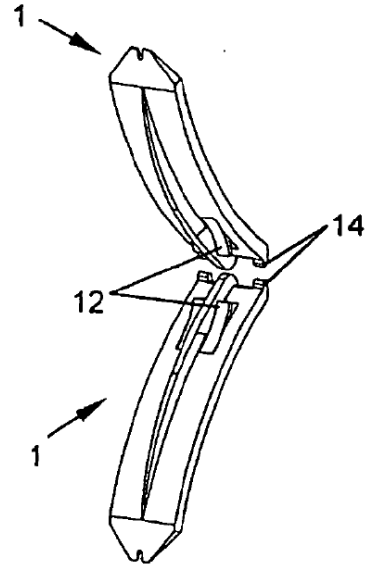


Fig. 9C

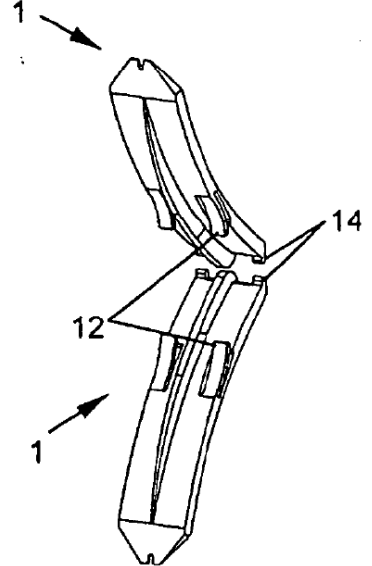


Fig. 9D

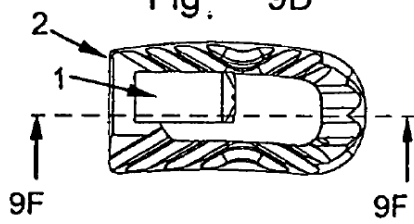


Fig. 9E

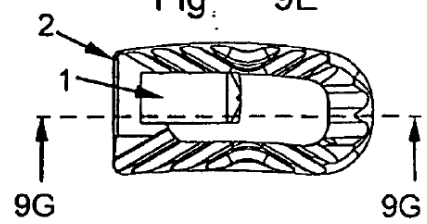


Fig. 9F

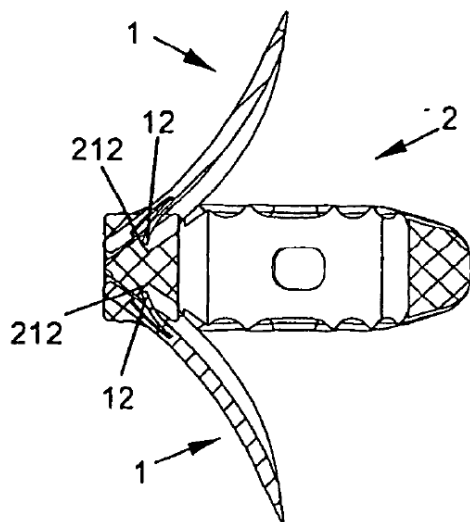


Fig. 9G

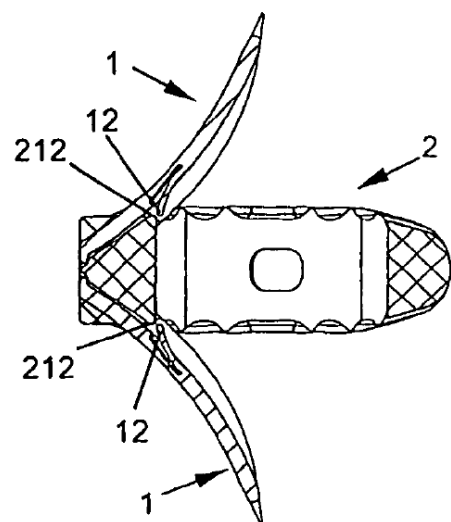


Fig. 10A

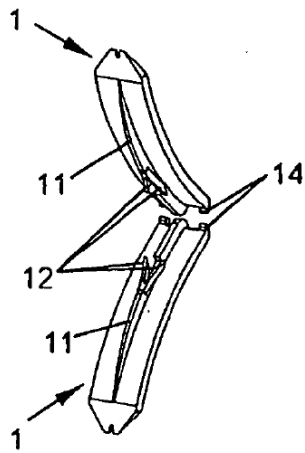


Fig. 10B

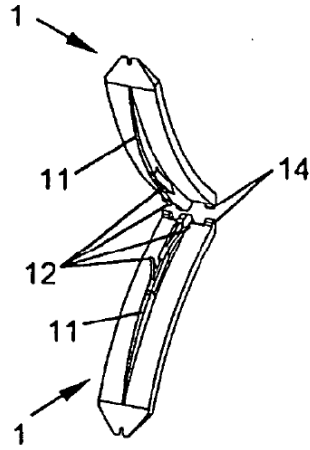


Fig. 10C

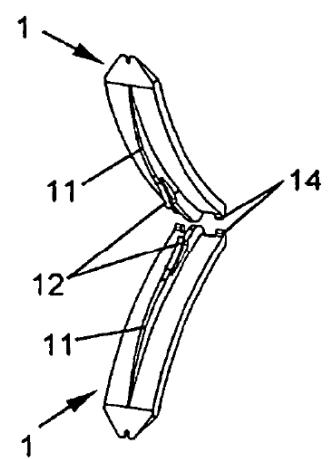


Fig. 10D

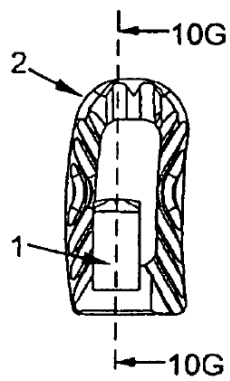


Fig. 10E

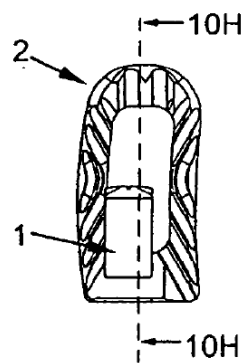


Fig. 10F

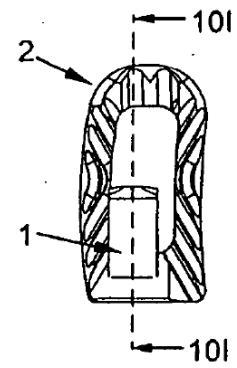


Fig. 10G

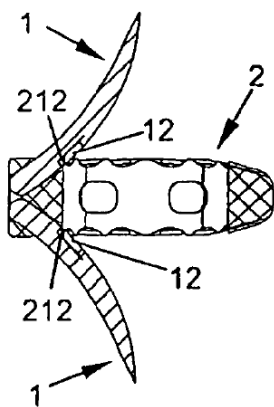


Fig. 10H

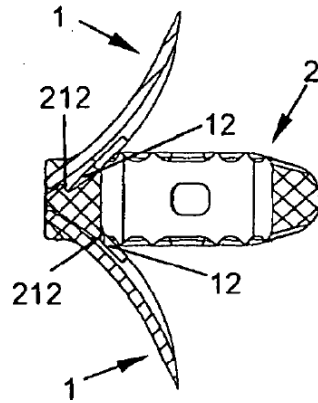


Fig. 10I

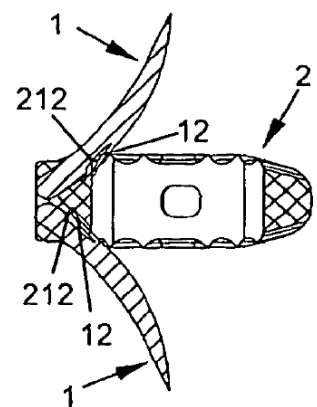


Fig. 11A

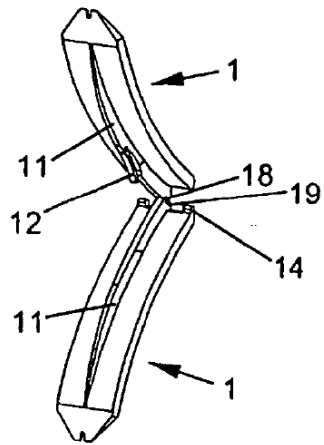


Fig. 11B

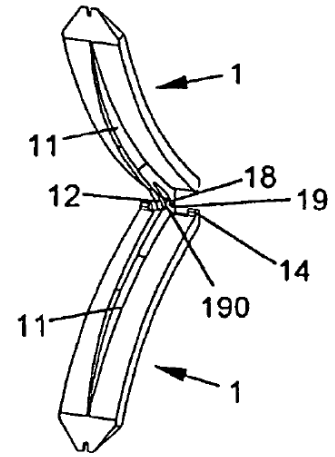


Fig. 11C

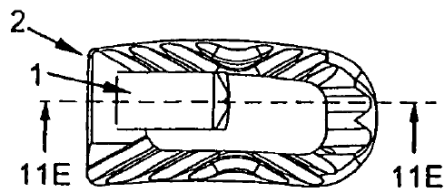


Fig. 11D

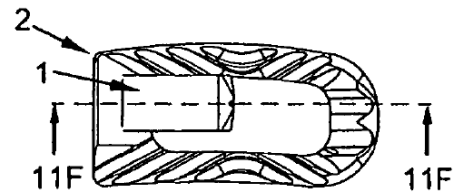


Fig. 11E

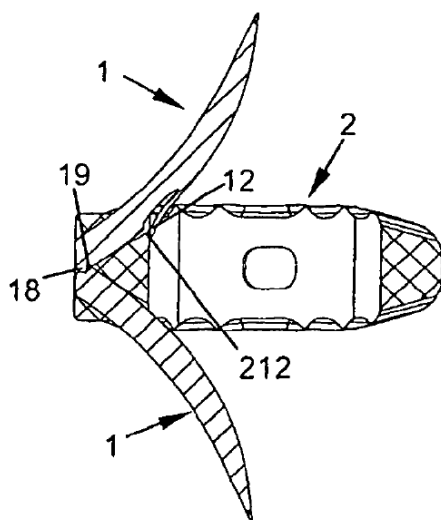


Fig. 11F

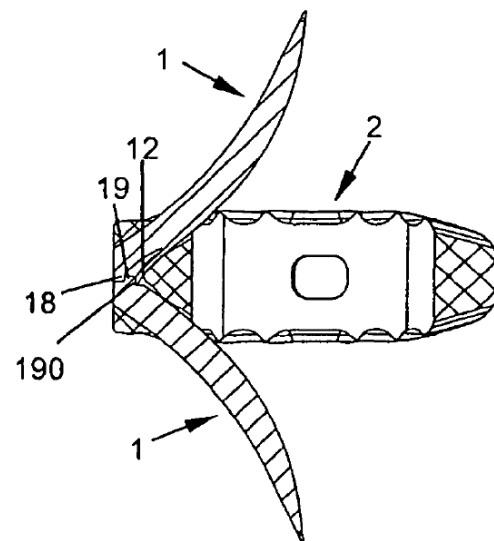


Fig. 12A

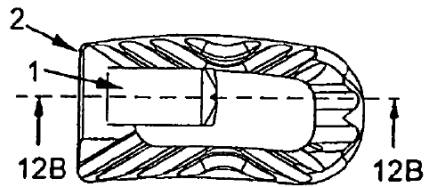


Fig. 12B

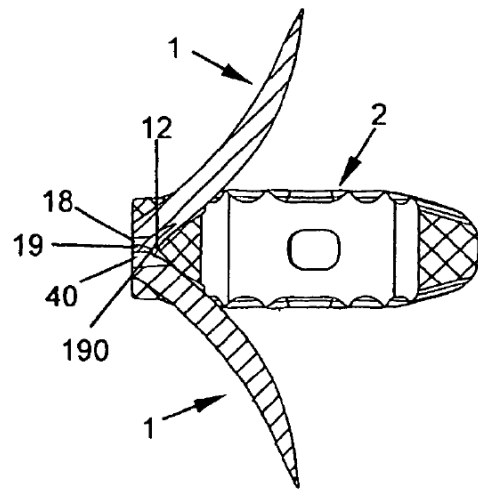


Fig. 12C

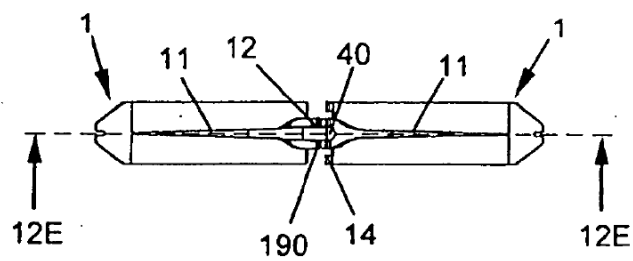


Fig. 12D

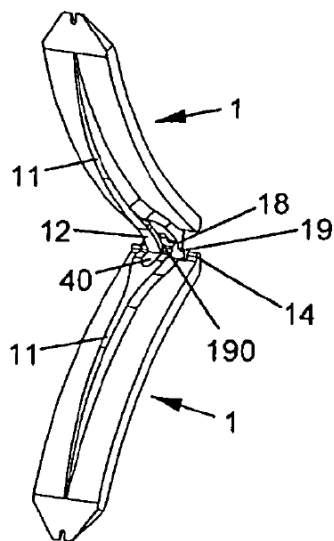


Fig. 12E

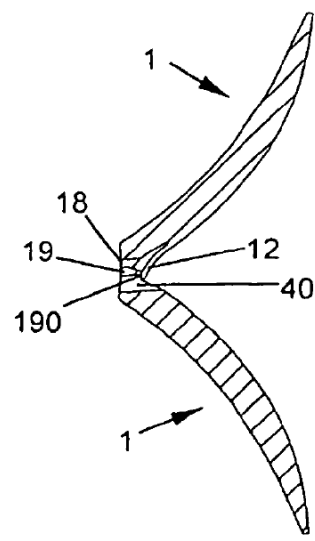


Fig. 13A

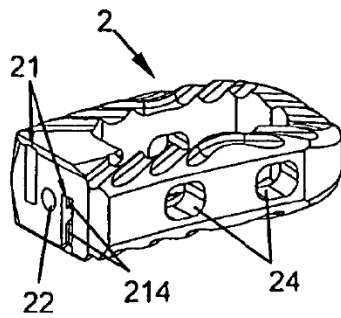


Fig. 13B

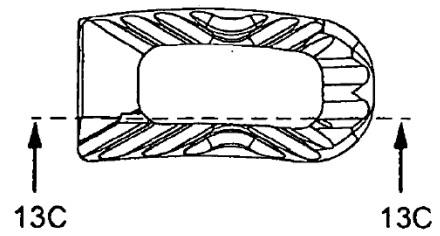


Fig. 13C

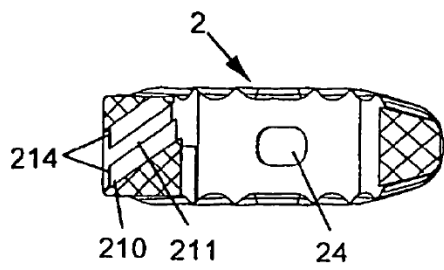


Fig. 13D

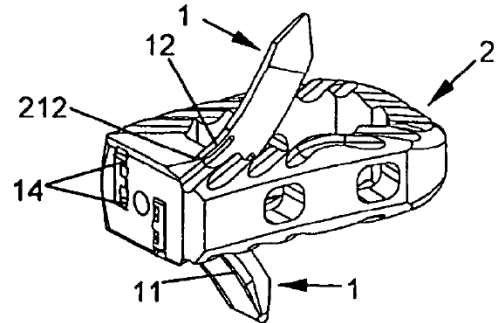


Fig. 13E

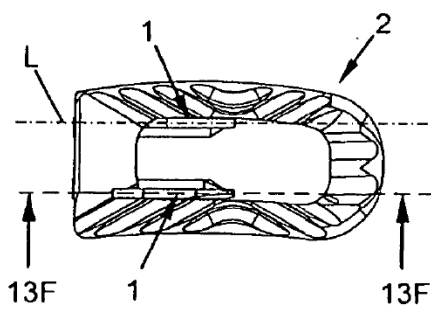


Fig. 13F

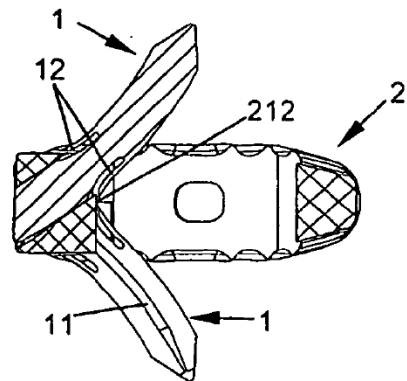
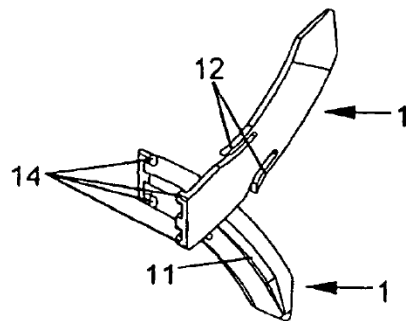
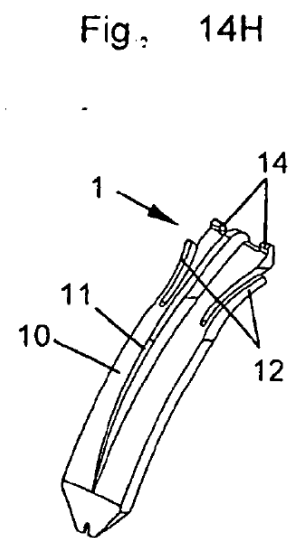
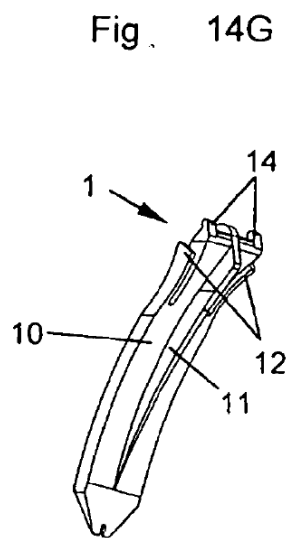
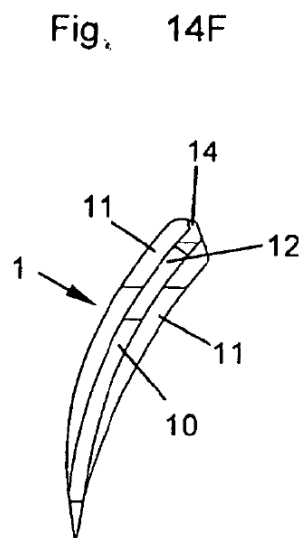
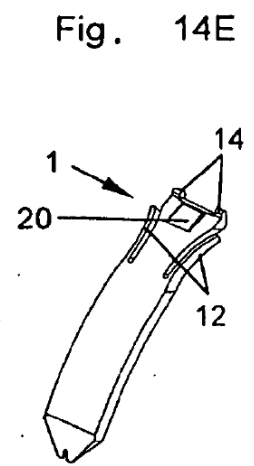
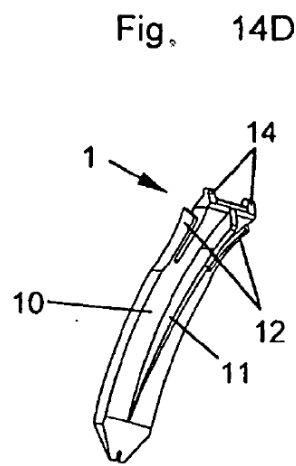
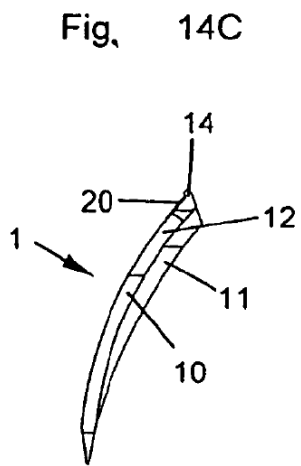
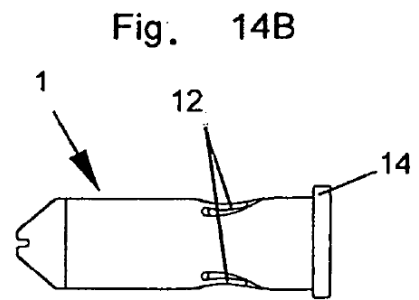
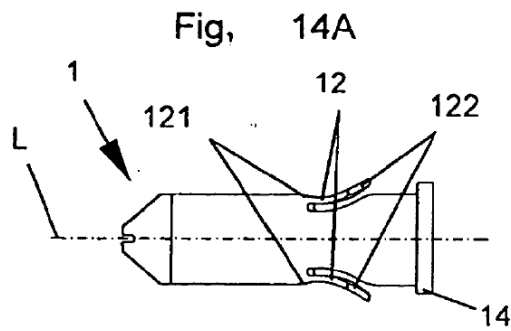
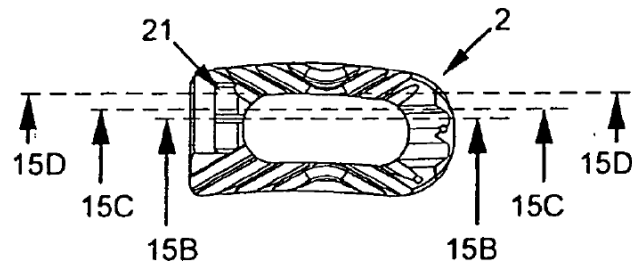


Fig. 13G

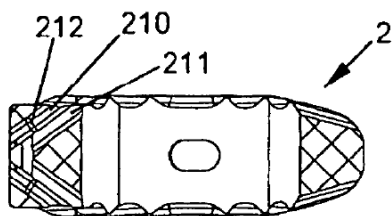




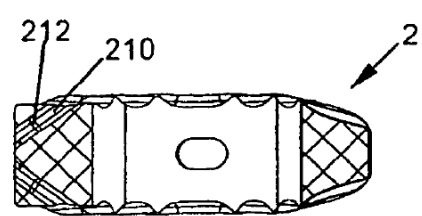
Fig, 15A



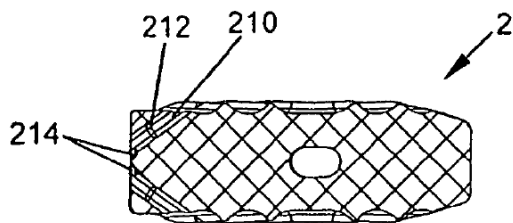
Fig, 15B



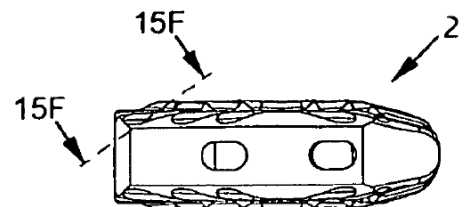
Fig, 15C



Fig, 15D



Fig, 15E



Fig, 15F

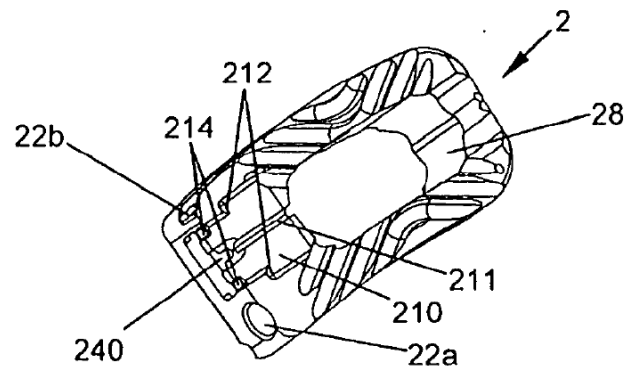


Fig. 16A

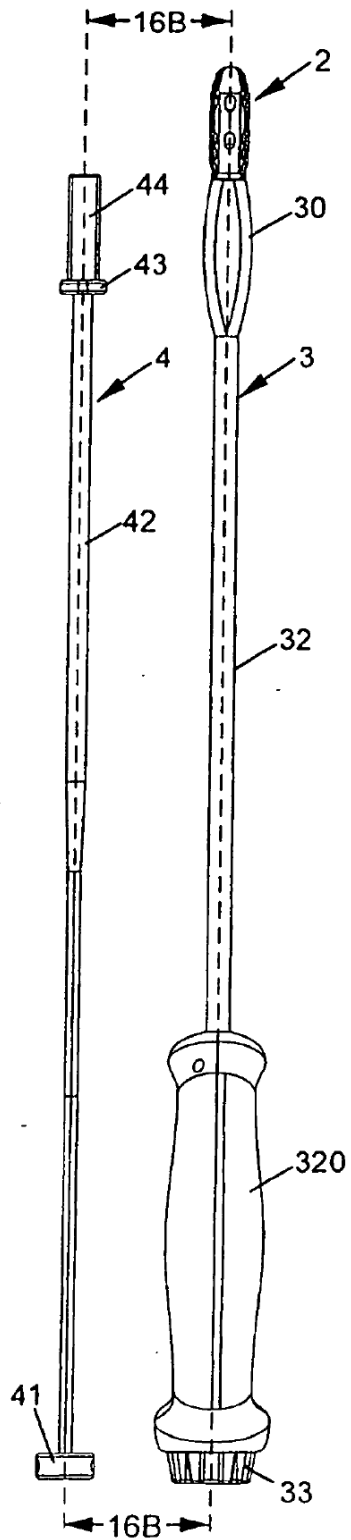


Fig. 16B

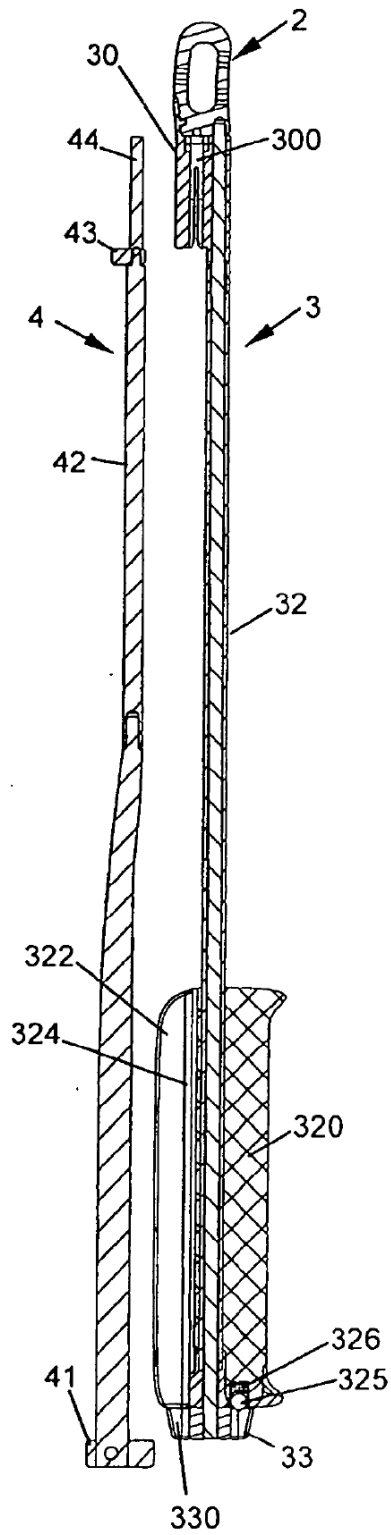


Fig. 16C

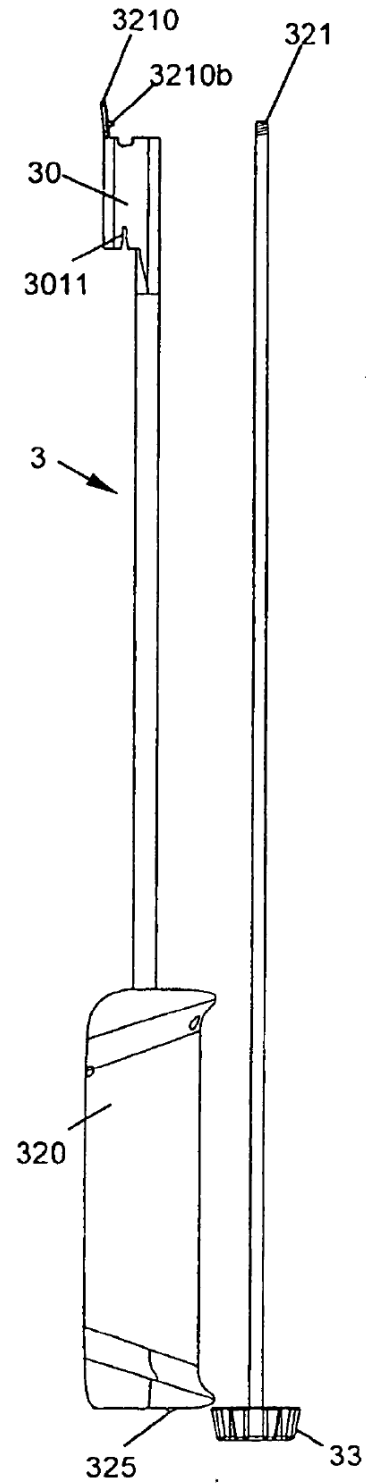


Fig. 17A

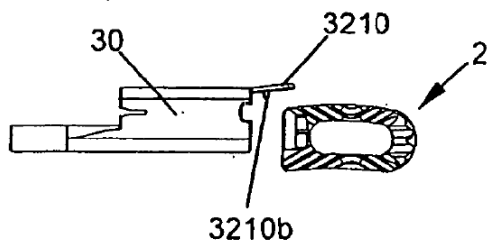


Fig. 17B

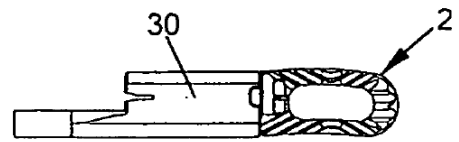


Fig. 17C

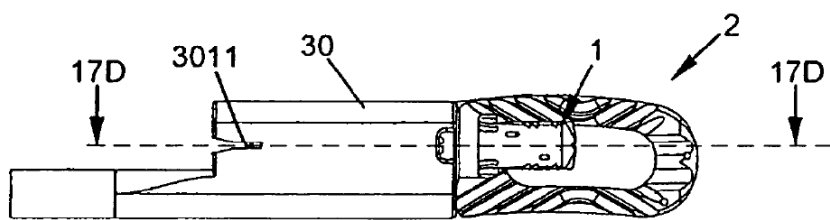


Fig. 17D

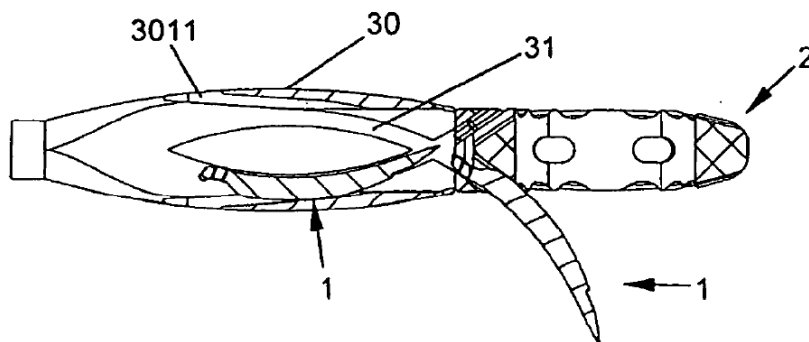


Fig. 17E

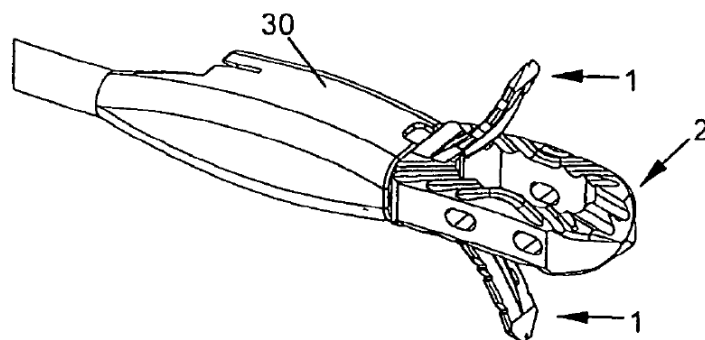


Fig. 18A

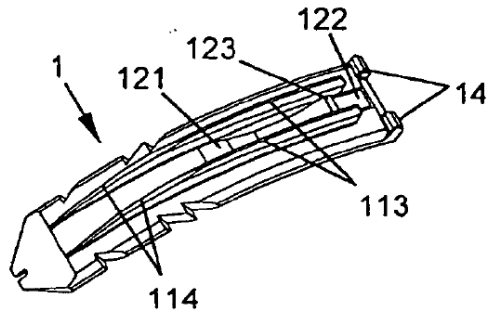


Fig. 18B

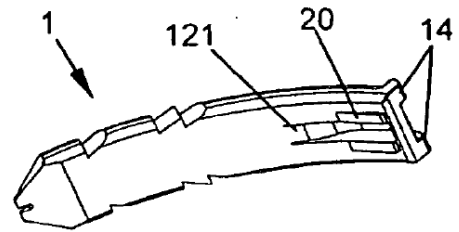


Fig. 18C

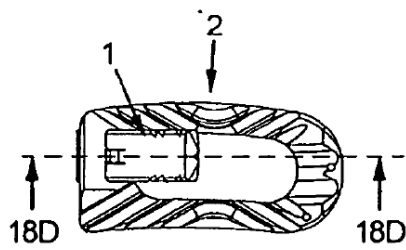


Fig. 18D

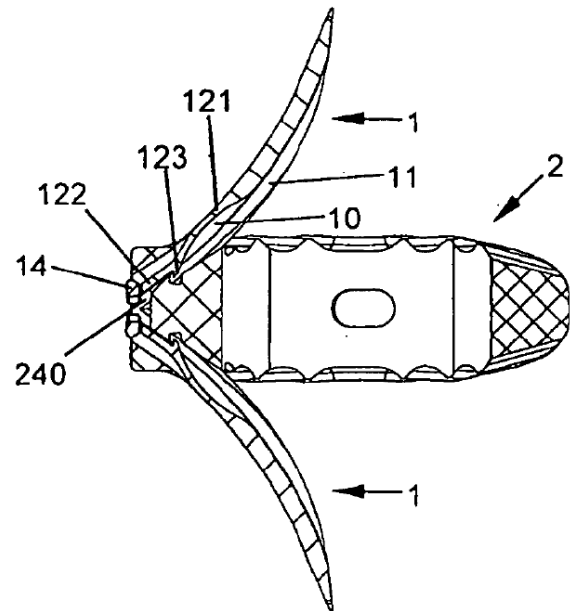


Fig. 18E

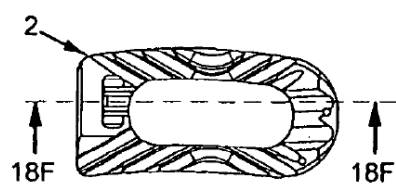


Fig. 18F

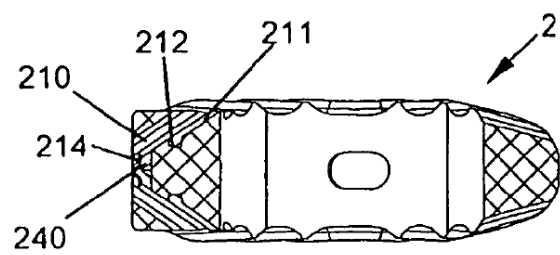


Fig. 19A

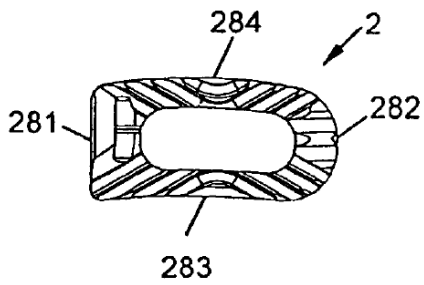


Fig. 19B

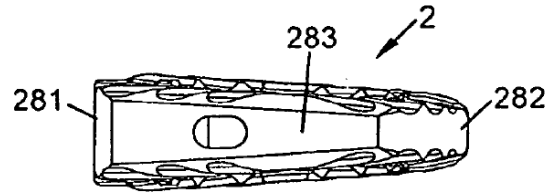


Fig. 19C

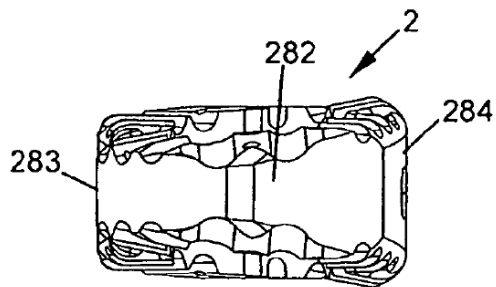


Fig. 19D

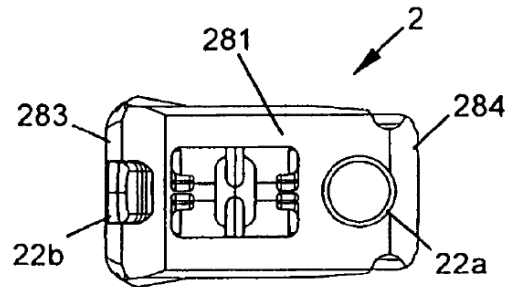


Fig. 19E

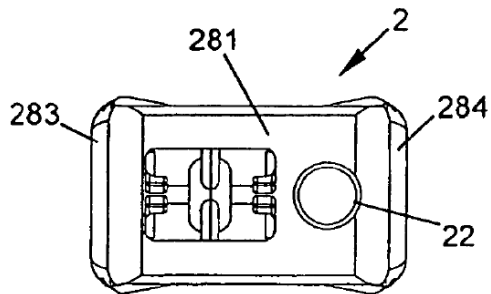


Fig. 19F

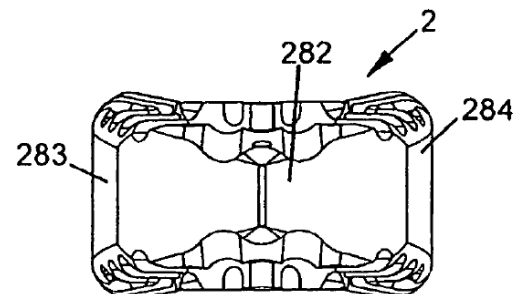


Fig. 19G

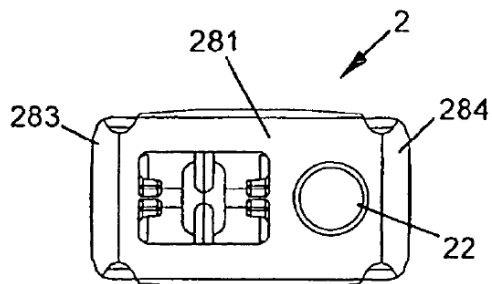
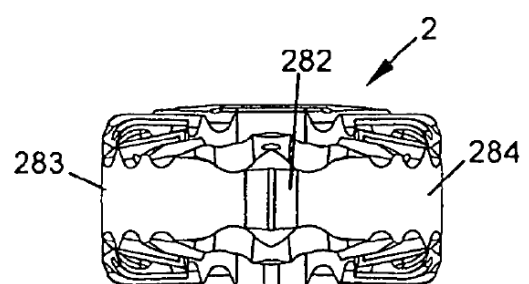
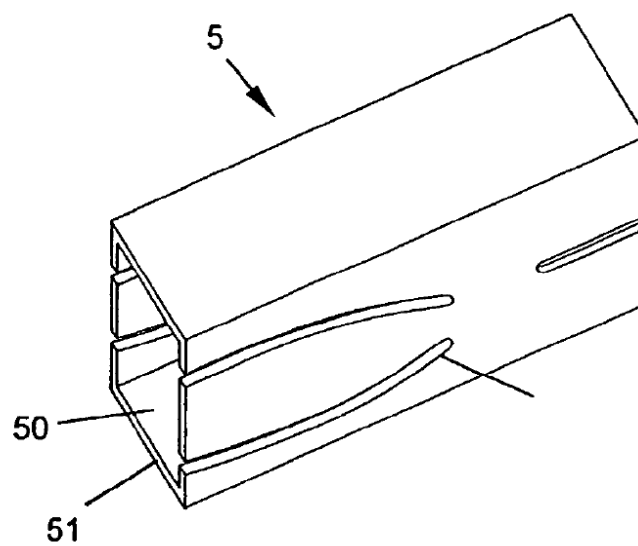


Fig. 19H



Fig, 20A



Fig, 20B

