

**(12) FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO**

|                                                                    |                                                                                                                       |
|--------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| (22) Data de pedido: <b>2005.12.14</b>                             | (73) Titular(es):<br><b>LDR MEDICAL</b>                                                                               |
| (30) Prioridade(s): <b>2004.12.22 FR 0413728</b>                   | <b>4, RUE MARIE CURIE 10430 ROSIÈRES PRÈS TROYES</b> <b>FR</b>                                                        |
| (43) Data de publicação do pedido: <b>2011.09.07</b>               | (72) Inventor(es):                                                                                                    |
| (45) Data e BPI da concessão: <b>2015.07.15</b><br><b>195/2015</b> | <b>WILLEM ZEEGERS</b> <b>NL</b>                                                                                       |
|                                                                    | (74) Mandatário:<br><b>MARIA TERESA DELGADO</b><br><b>AVENIDA DA LIBERDADE, Nº 69, 3º D 1250-140 LISBOA</b> <b>PT</b> |

(54) Epígrafe: **ÂNCORA ÓSSEA PARA PRÓTESE DE DISCO INTERVERTEBRAL**

(57) Resumo:

A PRESENTE INVENÇÃO É REFERENTE A UMA PRÓTESE DE DISCO INTERVERTEBRAL COMPOSTA, NO MÍNIMO, POR TRÊS PEÇAS, INCLUINDO UMA PLACA SUPERIOR (1), UMA PLACA INFERIOR (2), E UM NÚCLEO MOVÍVEL (3), PELO MENOS EM RELAÇÃO A UMA PLACA, SENDO QUE COMPREENDE IGUALMENTE DOIS ELEMENTOS DE ADAPTAÇÃO ANATÓMICA (11, 22) EM QUE CADA UM DELES TEM, DE UM LADO, UMA SUPERFÍCIE (110, 220) EM CONTACTO COM A SUPERFÍCIE DE UMA VÉRTEBRA E, DO OUTRO LADO, UMA SUPERFÍCIE (111) DA QUAL, PELO MENOS, UMA PARTE TEM UMA SUPERFÍCIE EM CONTACTO COM, PELO MENOS, UMA PARTE DA PLACA (1 OU 2) OPOSTA ÀQUELA EM QUE O ELEMENTO DE ADAPTAÇÃO ANATÓMICA (11 OU 22) ESTÁ MONTADO, SENDO QUE OS ELEMENTOS DE ADAPTAÇÃO ANATÓMICA (11, 22) ESTÃO FIXADOS NAS PLACAS (1, 2) ATRAVÉS DE SISTEMAS DE FIXAÇÃO (113, 223). FIGURA 1A

**RESUMO****"ÂNCORA ÓSSEA PARA PRÓTESE DE DISCO INTERVERTEBRAL"**

A presente invenção é referente a uma prótese de disco intervertebral composta, no mínimo, por três peças, incluindo uma placa superior (1), uma placa inferior (2), e um núcleo movível (3), pelo menos em relação a uma placa, sendo que compreende igualmente dois elementos de adaptação anatómica (11, 22) em que cada um deles tem, de um lado, uma superfície (110, 220) em contacto com a superfície de uma vértebra e, do outro lado, uma superfície (111) da qual, pelo menos, uma parte tem uma superfície em contacto com, pelo menos, uma parte da placa (1 ou 2) oposta àquela em que o elemento de adaptação anatómica (11 ou 22) está montado, sendo que os elementos de adaptação anatómica (11, 22) estão fixados nas placas (1, 2) através de sistemas de fixação (113, 223).

Figura 1a

## DESCRIÇÃO

### **"ÂNCORA ÓSSEA PARA PRÓTESE DE DISCO INTERVERTEBRAL"**

A presente invenção é referente a uma prótese de disco intervertebral, destinada a ser um substituto para discos fibrocartilaginosos, garantindo uma ligação entre as vértebras da coluna vertebral.

São conhecidos vários tipos de próteses de disco intervertebral no atual estado da arte. Muitas próteses, tais como, por exemplo, as dos pedidos de patente WO 02 089 701 e WO 2004/041129, são constituídas por uma placa inferior e uma placa superior que formam uma espécie de armação em torno de um núcleo central. Uma parte destas próteses permite à placa superior girar em relação ao núcleo central e, opcionalmente, permite ao núcleo central deslizar em relação à placa inferior. Este deslizamento do núcleo central em relação à placa inferior é uma característica essencial, visto que deve permitir o posicionamento espontâneo do núcleo na posição ideal para absorver as tensões impostas à prótese, durante os movimentos realizados pelo paciente que usa a prótese. O deslocamento do núcleo, em cooperação com, pelo menos, uma placa sobre uma superfície irregular, permite uma inclinação entre as placas da prótese, a qual facilita a mobilidade do paciente que usa a prótese. O deslocamento do núcleo também evita que ele se deforme sob carga, quando sujeito a grandes tensões. Uma parte destas próteses tem sistemas de fixação óssea que permitem unir estas próteses às vértebras entre as quais deverão ser inseridas.

No entanto, a dimensão das vértebras varia grandemente de pessoa para pessoa, no que diz respeito à mesma vértebra em determinada posição da coluna vertebral, mas também para uma determinada pessoa, dependendo da posição, na coluna vertebral, das vértebras entre as quais uma prótese deverá ser inserida. As próteses de disco intervertebral devem ter uma

dimensão apropriada para as vértebras entre as quais deverão ser inseridas, dependendo da pessoa e da posição destas vértebras na coluna vertebral. Além disso, dependendo da anomalia da coluna vertebral do paciente que usa a prótese, é por vezes preferível que a prótese permita uma correção dessa anomalia. As próteses podem, assim, ser usadas para corrigir uma inclinação defeituosa das vértebras, tal como, por exemplo, uma lordose. Para ter próteses adequadas para o maior número de casos possível, deve estar previsto um grande número de próteses com diferentes dimensões de placas e de inclinações. A multiplicidade de próteses tem o grande inconveniente dos elevados custos de fabrico e níveis de armazenamento. Neste contexto, é vantajoso propor uma prótese que tenha uma estrutura que lhe permita adaptar-se a diferentes dimensões de vértebras e que permita diferentes inclinações das placas. Tal prótese reduziria os níveis de armazenamento e os custos de fabrico.

O documento DE 43 28 690 A1 detalha um implante que está fixado através de um fixador chamado gancho que é fabricado a partir de uma banda larga e dobrada. O gancho possui duas hastes que estão ligadas por uma peça curva, permitindo ao gancho encaixar-se numa ponte do implante. O gancho possui também uma constrição que permite ao gancho manter a ponte do implante na peça curva do gancho por aperto. Esse gancho é especialmente adequado para implantes abertos que possuam uma ponte que ligue duas partes de um implante ou que possam ter sido fornecidos com uma ponte separada para o gancho. Este tipo de implante não possui placas que formem uma espécie de armação em torno de um núcleo central, pelo que não dá solução para próteses que incluam placas. Além disso, a forma da haste do gancho não é eficaz para a fixação do implante no osso.

O objetivo da presente invenção é propor uma prótese de disco intervertebral que permita movimentos limitados das diferentes peças da prótese em relação umas às outras e que inclua um núcleo com a função de restringir o deslocamento dela

pelo menos numa direção. A mesma prótese pode ser adaptada a diferentes dimensões de vértebras, a custos reduzidos.

A invenção deste pedido divisionário está definida na reivindicação 1. As concretizações adicionais estão definidas nas reivindicações dependentes.

Outras características e vantagens da invenção tornar-se-ão mais evidentes através da descrição que se segue, realizada com referência aos diagramas anexados, nos quais:

- a figura 1 mostra uma vista em perspetiva explodida dos diferentes elementos da prótese, tal como aqui descrito;
- a figura 2 mostra uma vista em perspetiva explodida dos diferentes elementos da prótese;
- a figura 3 mostra uma vista em perspetiva da prótese;
- as figuras 4A e 4B mostram, respetivamente, uma vista inferior e uma vista de secção transversal ao longo do plano A-A da figura 4A, da placa superior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica; as figuras 4C e 4D mostram, respetivamente, uma vista superior e uma vista de secção transversal ao longo do plano B-B da figura 4C, da placa superior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica;
- a figura 5A mostra uma vista inferior da placa superior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica, e as figuras 5B e 5C mostram vistas de secções transversais ao longo, respetivamente, do plano C-C e do plano D-D da figura 5A, da placa superior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica;
- as figuras 6A e 6B mostram vistas inferiores de uma parte da placa superior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica;
- as figuras 7A e 7B mostram vistas em perspetiva da placa inferior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica;
- as figuras 8A e 8B mostram, respetivamente, uma vista inferior e uma vista de secção transversal ao longo do plano

E-E da figura 8A, de uma parte da placa inferior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica cujo sistema de fixação está aberto; as figuras 8C e 8D mostram, respetivamente, uma vista inferior e uma vista de secção transversal ao longo do plano F-F da figura 8C, da mesma concretização das figuras 8A e 8B, mas com o sistema de fixação do elemento de adaptação anatómica fechado e bloqueado;

- as figuras 9A e 9B mostram, respetivamente, uma vista inferior e uma vista de secção transversal ao longo do plano G-G da figura 9A, de uma parte da placa inferior equipada com o seu elemento de adaptação anatómica cujo sistema de fixação está aberto; as figuras 9C e 9D mostram, respetivamente, uma vista inferior e uma vista de secção transversal ao longo do plano H-H da figura 9C, da mesma concretização das figuras 9A e 9B, mas com o sistema de fixação do elemento de adaptação anatómica fechado e bloqueado;
- as figuras 10A e 10B mostram, respetivamente, vistas em perspetiva da prótese incluindo o sistema de fixação óssea, e do sistema de fixação óssea;
- as figuras 11A e 11B mostram, respetivamente, uma vista em perspetiva da prótese incluindo o sistema de fixação óssea, e uma vista de secção transversal ao longo do plano I-I da figura 11A.

A prótese de disco intervertebral aqui descrita é constituída por uma placa superior (1) que se articula em relação a uma placa inferior (2) através de um núcleo (3), e cada uma das placas (1, 2) está equipada com um elemento de adaptação anatómica (11, 22) que permite ajustar a dimensão global da prótese à dimensão das vértebras entre as quais a prótese deverá ser inserida. Assim, graças aos elementos de adaptação anatómica (11, 22), uma mesma unidade constituída por duas placas (1, 2) e um núcleo (3) pode ser usada em vértebras de diferentes dimensões, o que tem a vantagem de

reduzir substancialmente os custos de produção das próteses e as suas variações. A vantagem da prótese é que é composta por partes simples cujos elementos de adaptação anatómica (11, 22) podem ser redimensionados para que se adaptem a diferentes vértebras da coluna vertebral, por exemplo, o ajuste da espessura da prótese ao espaço intervertebral e/ou o ajuste da inclinação das placas (1, 2) da prótese à inclinação das vértebras do paciente. Apesar de os elementos de adaptação anatómica (11, 22) permitirem, por si só, ajustar a prótese a vértebras de diferentes dimensões, obviamente, podem ser usados placas (1, 2) e núcleos (3) de diferentes dimensões e formatos, se tal for necessário.

Os dois elementos de adaptação anatómica (11, 22) da prótese consistem num elemento superior (11) e num elemento inferior (12). O elemento superior (11) tem, de um lado, uma superfície superior (110) da qual pelo menos uma parte apresenta uma superfície em contacto com a superfície inferior de uma primeira vértebra, e tem, do outro lado, uma superfície inferior (111) da qual pelo menos uma parte apresenta uma superfície em contacto com uma parte da placa superior (1). O elemento inferior (22) tem, de um lado, uma superfície inferior (220) da qual pelo menos uma parte apresenta uma superfície em contacto com a superfície superior de uma segunda vértebra, e tem, do outro lado, uma superfície superior (222) da qual pelo menos uma parte apresenta uma superfície em contacto com uma parte da placa inferior (2). Cada um dos dois elementos de adaptação anatómica (11, 22) está fixado às placas (1, 2) através dos respetivos sistemas de fixação (113, 223).

O núcleo (3) tem uma espessura ligeira (de 3 a 15 mm, dependendo das vértebras entre as quais a prótese deverá ser inserida). Para uma boa absorção das tensões, o núcleo (3) pode, por exemplo, ser feito de polietileno, um material compressível que simula as propriedades físicas de elasticidade dos discos intervertebrais naturais.

O núcleo (3) tem uma parte convexa em, pelo menos, uma parte de, pelo menos, uma das suas superfícies, superior (30) e inferior (34). Nas concretizações ilustradas nas figuras 1 a 9, é a superfície superior (30) do núcleo (3) que é convexa e complementar a uma parte côncava (140) da superfície inferior (14) da placa superior (1), enquanto a superfície inferior (34) do núcleo (3) é plana e complementar com, pelo menos, uma parte plana da superfície superior (24) da placa inferior (2). A parte côncava (140) da superfície inferior (14) da placa superior (1), tal como é especialmente visível nas imagens 4A, 4B, 5A, 5B e 5C, tem um contorno externo circular. Noutras concretizações possíveis (não ilustradas), é uma parte da superfície inferior (34) do núcleo (3) que pode ser convexa e complementar a uma parte côncava da superfície superior (24) da placa inferior (2), enquanto a superfície superior (30) do núcleo (3) é plana e complementar com, pelo menos, uma parte plana da superfície inferior (14) da placa superior (1). Noutras concretizações (não ilustradas), a superfície côncava assenta sobre uma parte de uma das superfícies, superior (30) e inferior (34), do núcleo (3) e coopera com uma superfície convexa que assenta sobre uma parte de uma superfície de uma das placas (1, 2). Nestas possíveis concretizações diferentes (não ilustradas) da invenção, a superfície não convexa ou não côncava do núcleo (3) pode ser, respetivamente, côncava ou convexa, por exemplo, de forma muito ligeira.

Nas concretizações ilustradas nas figuras 1 a 9, a parte côncava (140) da superfície inferior (14) da placa superior (1) complementar à parte convexa da superfície superior (34) do núcleo (3) permite inclinar a placa superior (1) quando o paciente que usa a prótese se curva para a frente. A cooperação entre a superfície côncava (140) e a superfície convexa (34) possibilita uma superfície de articulação com a prótese, graças a esta inclinação da placa superior (1) em relação ao núcleo (3). O centro desta articulação está naturalmente na

extremidade da superfície convexa (34) do núcleo (3). Nas concretizações ilustradas, a superfície inferior do núcleo (3) e a superfície superior da placa inferior (2) são planas, de modo a permitir uma folga do núcleo (3) em relação à placa inferior (2), quer numa translação em função de um eixo essencialmente paralelo à placa inferior (2), quer numa rotação em redor de um eixo essencialmente perpendicular à placa inferior (2). Durante os movimentos do paciente que usa a prótese, esta inclinação da placa superior (1) e esta folga do núcleo permitirão o deslocamento do núcleo (3) para a posição ideal para absorver as tensões aplicadas à prótese. O movimento entre a placa superior (1) e o núcleo (3), bem como a folga do núcleo (3) em relação à placa inferior (2) permitem, assim, ao paciente que se mova e, opcionalmente, que elimine as deficiências do posicionamento da prótese. Esta folga tem também a vantagem de evitar o desgaste prematuro devido às tensões aplicadas à prótese.

Independentemente da concretização, o núcleo (3) tem também sistemas de cooperação macho ou fêmea (33) complementares com, respetivamente, sistemas de cooperação fêmea ou macho (23) presentes em, pelo menos, uma das placas (1, 2). Estes sistemas de cooperação macho e fêmea (23, 33), situados na proximidade das bordas de, pelo menos, uma placa (1, 2) e do núcleo (3), limitam, sem fricção excessiva, os movimentos de traslação do núcleo (3) em relação a esta placa (1, 2), em função de um eixo essencialmente paralelo a esta placa (1, 2), e limitam ou suprimem os movimentos de rotação do núcleo (3) em relação a esta placa (1, 2), em redor de um eixo essencialmente perpendicular a esta placa (1, 2). As dimensões de cada um dos sistemas de cooperação macho (33) podem ser ligeiramente inferiores às de cada um dos sistemas de cooperação fêmea (23), de modo a permitir uma ligeira folga entre o núcleo (3) e a placa (1, 2) equipada com estes sistemas de cooperação. Pelo contrário, as dimensões de cada um dos sistemas de cooperação macho (33) podem também ser

essencialmente as mesmas de cada um dos sistemas de cooperação fêmea (23), de modo a evitar qualquer folga entre o núcleo (3) e a placa (1, 2) equipada com estes sistemas de cooperação.

Na concretização das figuras 1 a 3, o núcleo (3) tem sistemas de cooperação macho (33) complementares a sistemas de cooperação fêmea (23) presentes na placa inferior (2). Os sistemas de cooperação macho (33) do núcleo (3) são, por exemplo, ferrolhos ou blocos de forma essencialmente paralelepipedica, presentes nas bordas laterais do núcleo (3), tal como é especialmente visível nas figuras 1 a 3. Os sistemas de cooperação fêmea (23) podem consistir, por exemplo, em quatro paredes situadas aos pares, em cada uma das duas bordas laterais da placa inferior (2). Estas paredes podem estar curvadas para o centro da prótese, de modo a cobrir, pelo menos, uma parte dos sistemas de cooperação macho (33) do núcleo (3) e a evitar a elevação do núcleo (3) e da placa superior (1). Estes sistemas de cooperação (23, 33) evitam também que o núcleo (3) seja ejetado da prótese, na eventualidade de haver demasiada tensão sobre a prótese. Numa concretização alternativa (não ilustrada), as dimensões de cada um dos sistemas de cooperação macho (33) do núcleo são essencialmente as mesmas de cada um dos sistemas de cooperação fêmea (23) da placa inferior (2), de modo a evitar qualquer folga do núcleo (3) em relação à placa inferior (2), quer em traslação, quer em rotação. Neste último caso, o único movimento da prótese permitido é a inclinação da placa superior (1) em relação ao núcleo (3). Numa concretização alternativa (não ilustrada), o núcleo (3) tem sistemas de cooperação fêmea, os quais consistem, por exemplo, em reentrâncias complementares dos sistemas macho presentes na placa inferior (2). Estes sistemas machos da placa inferior (2) podem consistir, por exemplo, em dois blocos ou duas pontas, por exemplo curvadas na direção do interior da prótese e dispostas frente a frente em duas bordas da placa inferior (2). As pontas podem, por exemplo, ser substituídas por um

bloco com um furo em que um ferrolho está fixado através de um pino que penetra esse furo. Noutra concretização alternativa (não ilustrada), a placa inferior (2) tem parafusos com pontas *half dog*. O núcleo (3), como forma de complemento, tem cavidades debaixo da sua superfície inferior. As dimensões dos parafusos com pontas *half dog* da placa inferior (2) e das cavidades do núcleo (3) serão adaptadas, por opção, com uma ligeira folga do núcleo (3) em traslação e em rotação ou sem folga nenhuma, conforme o resultado desejado. Noutras alternativas (não ilustradas), os sistemas de cooperação podem estar situados no núcleo (3) e na placa superior (1), em vez da placa inferior (2).

A descrição de uma primeira concretização será agora considerada com referência à figura 1. Nesta concretização, os elementos de adaptação anatómica superior (11) e inferior (12) consistem em placas, chamadas anatómicas, que cobrem, respetivamente, as placas superior (1) e inferior (2). As superfícies superior (222) e inferior (111), respetivamente, dos elementos de adaptação anatómica inferior (22) e superior (11) podem ter um reforço em que as placas inferior (2) e superior (1) estão, respetivamente, alojadas. Noutra alternativa, estas superfícies superior (222) e inferior (111) dos elementos de adaptação anatómica podem ser planas e incluir tampões que, tal como os acima mencionados reforços, impedem, respetivamente, as placas inferior (2) e superior (3) de se moverem em relação aos elementos de adaptação anatómica. As superfícies superior (222) e inferior (111), respetivamente, dos elementos de adaptação anatómica inferior (22) e superior (11) prolongam, respetivamente, as superfícies superior (10) e inferior (20) das placas superior (1) e inferior (2), para possibilitar superfícies de contacto da prótese com as vértebras adjacentes que sejam maiores do que quando não há elementos de adaptação anatómica (11, 22). Placas anatómicas dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) de diferentes dimensões podem ser adaptadas a uma mesma

unidade constituída pelas duas placas (1, 2) e pelo núcleo (3), para proporcionar um bom contacto entre a prótese e as vértebras de diferentes dimensões.

Na concretização da prótese ilustrada na figura 2, os elementos de adaptação anatómica (11, 22) consistem em coroas que rodeiam as placas superior (1) e inferior (2). Nesta concretização, as bordas das superfícies superior (10) e inferior (20), respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2) são biseladas e complementares, respetivamente, às bordas interiores inferior (111) e superior (222), respetivamente, das coroas superior (11) e inferior (22). Esta forma inclinada das bordas das placas (1, 2) e das coroas de adaptação anatómica (11, 22) coopera com os sistemas de fixação (113, 223) dos elementos de adaptação anatómica, de modo a manter as coroas de adaptação anatómica (11, 22) fixadas no plano, respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2) da prótese. As coroas de adaptação anatómica (11, 22) prolongam, respetivamente, as superfícies superior (10) e inferior (20), respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2), para possibilitar superfícies de contacto da prótese com as vértebras adjacentes que sejam maiores do que quando não há elementos de adaptação anatómica (11, 22). Seguindo o mesmo princípio referido para as acima mencionadas placas anatómicas (11, 22), uma mesma unidade constituída pelas duas placas (1, 2) e pelo núcleo (3) pode, assim, ser ajustada a vértebras de diferentes dimensões, graças às diferentes dimensões das coroas dos elementos de adaptação anatómica (11, 22).

Em todas as concretizações, os elementos de adaptação anatómica (11, 22) podem prolongar simétrica ou assimetricamente as superfícies superior (10) e inferior (20), respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2). Assim, por exemplo, a borda anterior dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) pode ter uma superfície de contacto com as vértebras maior que a da borda posterior, de

modo a que o centro da articulação da prótese (acima descrito) esteja alinhado em relação ao eixo natural da coluna vertebral, o que significa estar descentrado na direcção da parte traseira das vértebras de uma secção  $2/3-1/3$ .

Conforme as concretizações seleccionadas, a prótese de disco intervertebral conforme a invenção permite, por exemplo, corrigir os defeitos da lordose. Pode ser desejável a presença de um ângulo entre as superfícies superior e inferior da prótese em contacto com as vértebras adjacentes. Um tal ângulo pode ser obtido fabricando uma placa superior (1) cujos planos medianos representando as suas superfícies inferior (14) e superior (10) criem um ângulo. Outra possibilidade consiste em que seja a placa inferior (2) cujos planos medianos representando as suas superfícies inferior (20) e superior (24) criem um ângulo. Outra possibilidade consiste em que seja pelo menos um dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) cujos planos medianos representando as suas superfícies inferior e superior criem um ângulo. Assim, uma mesma unidade constituída pelas duas placas (1, 2) e pelo núcleo (3) pode ser usada, por exemplo, para induzir ou não a lordose, dependendo de quais elementos de adaptação anatómica (11, 22) estejam a ela associados. Na concretização ilustrada na figura 3, a superfície inferior (220) da placa anatómica inferior (22) cria um ângulo com a superfície superior (222) desta. Outra possibilidade para obter um tal ângulo consiste numa posição ligeiramente desalinhada do núcleo (3) em relação ao centro da prótese. Esta posição ligeiramente desalinhada do núcleo (3) pode, por exemplo, ser mantida graças a um posicionamento ajustável entre si dos sistemas de cooperação macho e fêmea (23, 33). Se o cirurgião desejar, por exemplo, que a prótese induza uma lordose que se mantenha dentro de um intervalo de valores, ele seleccionará uma prótese cujo núcleo (3) pode ter uma ligeira folga em traslação e em rotação em relação à placa inferior (2), mas em relação a uma posição que imponha uma ligeira inclinação

permanente de pelo menos uma das placas, graças a um ajustamento preciso dos sistemas de cooperação (23, 33) entre o núcleo (3) e a placa inferior (2). Assim, conforme a concretização selecionada, os planos medianos representando as superfícies superiores (110, 222) e inferiores (111, 220) de cada um dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) podem ser essencialmente paralelos ou podem formar um ângulo agudo. A inclinação obtida por um tal ângulo permite adaptar a forma global da prótese à anatomia da coluna vertebral ou, possivelmente, corrigir defeitos de inclinação das vértebras do paciente para quem a prótese foi desenhada. Os mesmos elementos de adaptação anatômica (11, 22) podem ser montados com diferentes placas (1, 2) cujas superfícies superiores (10, 24) e inferiores (14, 20) criam ângulos diferentes. Pelo contrário, as placas (1, 2) cujas superfícies superiores (10, 24) e inferiores (14, 20) sejam paralelas são montadas com os elementos de adaptação anatômica (11, 22) cujas superfícies superiores (110, 222) e inferiores (111, 220) criam ângulos diferentes. Este ângulo entre a superfície superior (10) da placa superior (1) e a superfície inferior (20) da placa inferior (2) pode ser imposto quer através da particularidade de que os planos medianos representando as superfícies inferiores (20, 14) e superiores (24, 10) da placa inferior (2) e/ou da placa superior (1) criam um ângulo, quer através da restrição, graças aos sistemas de cooperação (23, 33), dos movimentos do núcleo (3) em relação a uma posição que imponha uma inclinação de pelo menos uma das placas (1, 2).

Nas figuras 1 a 3 estão ilustrados os sistemas de fixação óssea móveis (60), conforme a invenção dos elementos de adaptação anatômica (11, 22). De um modo vantajoso, estes sistemas de fixação óssea (60) podem ser fixados nos elementos de adaptação anatômica (11, 22) depois de serem fixados nas placas (1, 2) e, sobretudo, depois de a prótese ter sido inserida entre as vértebras. Esta funcionalidade permite ao cirurgião posicionar facilmente a prótese entre as vértebras

e, depois, inserir os sistemas de fixação óssea (60), assim que a prótese tenha sido corretamente posicionada. Na concretização apresentada na figura 1, estes sistemas de fixação óssea móveis (60) consistem numa placa (61) equipada com entalhes (62) desenhados para resistir à remoção da placa (61) assim que ela tenha sido inserida na vértebra. Esta placa (61) pode, obviamente, incluir ou não incluir os entalhes (62) para resistir à sua remoção da vértebra. Uma extremidade da placa (61) inclui uma parte (63) curvada para se dobrar sobre si mesma. Esta parte curvada forma uma espécie de gancho com o objetivo de se encaixar numa borda (16, 26) de uma abertura criada na proximidade do contorno externo dos elementos de adaptação anatómica (11, 22). Esta borda (16, 26) da abertura cria uma espécie de haste na qual os sistemas de fixação óssea (60) se encaixam. De facto, a parte curvada (63) permite apertar os sistemas de fixação óssea (60) à haste (16, 26) dos elementos de adaptação anatómica (11, 22). Esta haste pode, obviamente, ser substituída por qualquer sistema equivalente que permita apertar os sistemas de fixação óssea (60). Nas concretizações ilustradas nas figuras 1 a 9, a haste (16, 26) está localizada na borda anterior dos elementos de adaptação anatómica (11, 22), de modo a permitir o seu acesso, ao cirurgião, desde que a prótese tenha sido inserida entre as vértebras através de sistemas anteriores (através do acesso às vértebras pela sua superfície anterior). Se a implantação da prótese for realizada através de sistemas posteriores, os elementos de adaptação anatómica (11, 22) podem ter uma haste (16, 26) localizada na borda posterior. Se a implantação da prótese for realizada através de sistemas laterais, os elementos de adaptação anatómica (11, 22) podem ter uma haste (16, 26) localizada, pelo menos, numa das suas bordas. Na concretização ilustrada nas figuras 2 e 3, a parte em gancho (63), curvada para se dobrar sobre si mesma, da placa entalhada (61) dos sistemas de fixação óssea móveis (60) dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) prolonga-se numa segunda placa (61) igualmente equipada com

entalhes (62) desenhados para resistir à remoção da placa (61) assim que ela tenha sido inserida na vértebra. Na concretização ilustrada na figura 2 esta segunda placa (62) é mais curta que a primeira placa, e na concretização ilustrada na figura 3 é tão longa quanto a primeira placa. A particularidade de os sistemas de fixação óssea (60) se engatarem na haste (16, 26) permite-lhe ter um ângulo variável que facilita a fixação da prótese. De facto, dependendo das dificuldades que encontre, o cirurgião fará uma escolha dos ângulos através dos quais ele deseje ligar os sistemas de fixação óssea (60) às vértebras. Além disso, a particularidade de os sistemas de fixação óssea (60) poderem ser inseridos depois do posicionamento da prótese entre as vértebras permite ajustar a posição relativa dos diferentes elementos (1, 2, 3) da prótese. De facto, a inserção da prótese gera tensões sobre os elementos da prótese que sejam móveis entre si, arriscando-se a que fiquem mal posicionados, em conjunto. O cirurgião pode, então, graças à invenção, ajustar a posição da prótese entre as vértebras e ajustar a posição relativa dos elementos da prótese entre si, antes de fixar definitivamente a prótese.

Obviamente, a prótese acima descrita pode incluir outros sistemas de fixação óssea (60) que não aqueles da presente invenção. Para apresentar exemplos não limitativos, tais sistemas de fixação óssea (60) podem consistir em álulas fixadas na prótese, tal como no pedido de patente W003/039400; ou numa cavilha cravada na vértebra através dos elementos de adaptação anatómica, tal como no pedido de patente W004/041129. Uma concretização dos sistemas de fixação (60) é apresentada nas figuras 10A, 10B, 11A e 11 B. Os sistemas de fixação óssea (60) relativos a esta concretização consistem em álulas que incluem uma parte em gancho (63), curvada para se dobrar sobre si mesma, de modo a que as álulas possam ser ajustadas aos elementos de adaptação anatómica. A parte em gancho (63) da álula, particularmente visível na figura 10B, permite aos sistemas de fixação (60) encaixarem-se na borda

(16, 26) de uma abertura criada na proximidade do contorno exterior dos elementos de adaptação anatômica (11, 22), tal como particularmente visível nas figuras 11A e 11B. Esta borda (16, 26) da abertura cria uma espécie de haste na qual os sistemas de fixação óssea (60) se encaixam, tal como descrito acima. A álula inclui, além disso, um pino (64) (ou uma cavilha) adaptado para ser inserido numa ranhura (65) presente na superfície da placa e/ou do elemento de adaptação anatômica no qual a álula deverá ser fixada, tal como particularmente visível na figura 11B. A ranhura (65) e o pino (64) têm dimensões adaptadas, de modo a que o pino (64) fique preso na ranhura (65). Por exemplo, o pino (64) pode ter uma forma essencialmente cônica, sendo o diâmetro superior do cone o da base do pino, e sendo o diâmetro inferior o da ponta. A ranhura (65) pode ter as suas paredes laterais adaptadas para cooperar com a forma cônica do pino (64), de modo a que o pino fique firmemente ajustado dentro da ranhura e, assim, prenda os sistemas de fixação óssea (60) aos elementos de adaptação anatômica (11, 22). Por exemplo, a largura da ranhura (65) pode ser maior na sua superfície do que na sua parte inferior. Os sistemas de fixação óssea (60) são, assim, fixados à prótese da presente invenção, primeiramente, encaixando a parte em gancho (63) na haste (16, 26) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22), e, depois, rodando os sistemas de fixação óssea (60) em torno da haste até que o pino (64) penetre firmemente na ranhura (65) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e/ou da placa (1, 2). A álula (60) pode ter uma dimensão padronizada para todas as próteses fabricadas de acordo com a presente invenção e a posição do pino (64) da álula (60) dentro da ranhura (65) irá variar em função da dimensão dos elementos de adaptação anatômica (11, 22). Conforme a espessura dos elementos de adaptação anatômica (11, 22), o pino (64) penetra apenas no elemento de adaptação anatômica (11, 22), ou pode atravessar o elemento de adaptação anatômica (11, 22) e penetrar numa ranhura (65) das placas (1, 2), tal

como mostrado, por exemplo, na figura 11B para a placa superior (1). Visto que o elemento de adaptação anatômica (11, 22) varia em dimensão (diâmetro), a sua ranhura pode ter comprimentos variáveis e pode ser substituída por um buraco a uma distância variável em relação à haste (16, 26), de modo a que o buraco esteja adaptado para receber o pino (64), mas quando o pino for desenhado para penetrar igualmente nas placas, as placas terão de incluir uma ranhura, porque a distância do pino em relação ao contorno exterior das placas variará conforme a dimensão do elemento de adaptação anatômica (11, 22). Uma vez presas aos elementos de adaptação anatômica (11, 22), as álulas (60) são adaptadas para cooperar com uma ranhura perfurada nas superfícies das vértebras adjacentes, e com as quais estão em contacto. Assim, o cirurgião pode criar uma ranhura nas superfícies das vértebras entre as quais a prótese deverá ser inserida. Esta ranhura nas vértebras terá, naturalmente, uma orientação relativa ao plano sagital que dependerá da posição e da orientação da álula. Esta orientação será predeterminada e irá definir e garantir a orientação da prótese. Do mesmo modo, a profundidade da ranhura nas vértebras e a sua extensão a partir do contorno exterior serão predeterminadas em função da dimensão da álula (60), e irão permitir ao cirurgião ajustar a posição relativa dos vários elementos da prótese e prever a posição da prótese relativamente ao eixo natural das vértebras. As álulas incluem entalhes (66) nas suas superfícies, as quais são desenhadas para estar em contacto com o fundo dos sulcos realizados nas vértebras. Estes entalhes (66) das álulas (60) irão resistir à ejeção da prótese do interior do seu alojamento entre as vértebras, por exemplo, quando fortes tensões são aplicadas à prótese. É evidente (particularmente na figura 11B que mostra ambas as concretizações) que a parte em gancho (63) das álulas (60) pode ser orientada de modo a que estas possam encaixar na haste (16, 26) sendo inseridas por dentro da abertura criada na proximidade do contorno exterior dos

elementos de adaptação anatómica (11, 22) ou sendo inseridas a partir do exterior dessa abertura.

É evidente que os sistemas de fixação óssea (60) acima descritos estão especialmente adaptados aos elementos de adaptação anatómica (11, 22), mas também podem ser adaptados às placas ou a outros tipos de prótese de disco intervertebral que tenham placas que incluam uma abertura na proximidade do seu contorno exterior. A borda (16, 26) de tal abertura nas placas cria uma espécie de haste (16, 26) em que a parte em gancho (63) de ambas as concretizações removíveis dos sistemas de fixação óssea (60) pode ser encaixada.

As figuras 4 a 9 ilustram as placas (1, 2) da prótese, desenhadas para serem atravessadas, equipadas com os seus elementos de adaptação anatómica (11, 22), e definem diferentes concretizações dos sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) destes elementos de adaptação anatómica (11, 22) nas placas (1, 2). Estes sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) são reversíveis, o que significa que os elementos de adaptação anatómica (11, 22) podem ser facilmente unidos e removidos das placas (1, 2) da prótese. Estes sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) permitem substituir os elementos de adaptação anatómica (11, 22) fixados às placas (1, 2) de modo amovível. Os sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) nas placas (1, 2) consistem em sistemas de fixação (113, 223) presentes nos elementos de adaptação anatómica (11, 22) e complementares a sistemas de fixação (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. Os elementos de adaptação anatómica (11, 22) são fixados às placas (1, 2) através, por um lado, do contacto de, pelo menos, uma parte das suas superfícies inferior (111) e superior (222) com, pelo menos, uma parte, respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2), e, por outro lado, do contacto dos seus sistemas de fixação (113, 223) com os sistemas de fixação complementares (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. Para as placas anatómicas (11, 22) tais como as

ilustradas, por exemplo, nas figuras 4A a 4D, os elementos de fixação anatômica (11, 22) são fixados nas placas (1, 2) graças à particularidade de as superfícies superior (10) e inferior (20), respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2) estarem firmemente unidas aos reforços presentes nas superfícies inferior (111) e superior (222), respetivamente, das placas anatômicas superior (11) e inferior (22), através dos sistemas de fixação (113, 223, 15, 25). Para as coroas anatômicas (11, 22) tais como as ilustradas, por exemplo, nas figuras 5A a 5C, os elementos de fixação anatômica (11, 22) são fixados nas placas (1, 2) graças à particularidade de as partes biseladas das superfícies superior (10) e inferior (20), respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2) estarem firmemente unidas às partes biseladas das superfícies superior (111) e inferior (222), respetivamente, das placas anatômicas superior (11) e inferior (22), através dos sistemas de fixação (113, 223, 15, 25). As diferentes concretizações dos sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) nas placas (1, 2) serão agora descritas com referência às figuras 4 a 9. É evidente que estes sistemas de fixação são apresentados a título ilustrativo e podem ser substituídos por quaisquer sistemas equivalentes sem que haja um afastamento em relação ao âmbito da invenção. Do mesmo modo, a invenção permite a utilização de qualquer combinação entre os diferentes sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) abaixo descritos.

Em várias concretizações, os sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) nas placas (1, 2) consistem em sistemas de fixação macho (113, 223) presentes nos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e que cooperam com os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. Os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese podem consistir, por exemplo, em superfícies planas (15, 25) presentes nas bordas das placas (1, 2) da prótese, ou em reentrâncias (15,

25) criadas quer nas bordas das placas (1, 2) da prótese, quer nas bordas dos sistemas de cooperação fêmea (23) das placas (1, 2) da prótese.

Numa concretização ilustrada nas figuras 4A e 4B, os sistemas de fixação (113) da placa anatômica superior (10) consistem, na borda posterior da sua superfície inferior (111), em pontas que são moldadas e que têm dimensões adequadas para receber uma secção (15) da borda posterior da superfície inferior (14) da placa superior (1). Na borda anterior da sua superfície inferior (111), os sistemas de fixação (113) da placa anatômica superior (11) consistem em linguetas dispostas num eixo de rotação no qual está montado um ferrolho com o objetivo de rodar sobre este eixo e receber uma secção (15) da borda posterior da superfície inferior (14) da placa superior (1), tal como particularmente visível nas figuras 4A e 4B. Nas figuras 4A a 4C, as linguetas do lado direito estão ilustradas na posição aberta, e as linguetas do lado esquerdo estão na posição fechada. Na concretização ilustrada nas figuras 4C e 4D, os sistemas de fixação (223) da placa anatômica inferior (22) consistem, na borda posterior da sua superfície inferior (222), em pontas que são moldadas e que têm dimensões adequadas para encaixar numa abertura (25) criada nos sistemas de cooperação (23) da placa inferior (2). Na borda anterior da sua superfície inferior (222), os sistemas de fixação (223) da placa anatômica superior (22) consistem em linguetas dispostas num eixo de rotação no qual está montado um ferrolho com o objetivo de receber uma reentrância (25) criada numa parte dos sistemas de cooperação (23) presentes na borda posterior da placa inferior (2). As linguetas ilustradas nas figuras 4A a 4D podem ser mantidas na posição fechada através de sistemas de segurança (55) presentes, por exemplo, nas placas (1, 2) da prótese. Por exemplo, tal como ilustrado na figura 4C, um entalhe (55) criado na reentrância (25) presente numa parte dos sistemas de cooperação (23) da placa inferior (2) impede a lingueta

(223) da placa anatômica inferior (22) de rodar.

Na concretização apresentada nas figuras 5A a 5C, as bordas anterior e posterior das coroas de adaptação anatômica superiores (11) têm sistemas de fixação (113) que consistem em pontas que cooperam com uma secção plana (15) presente na borda da superfície inferior (14) da placa superior.

Nas concretizações apresentadas nas figuras 6A a 9D, os sistemas de fixação (113, 223, 15, 25) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) nas placas (1, 2) consistem em sistemas de fixação fêmea (113, 223) presentes nos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e que cooperam com sistemas intermediários macho (50), os quais podem também cooperar com os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. Os elementos de adaptação anatômica (11, 22) são fixados às placas (1, 2) através, por um lado, do contacto de, pelo menos, uma parte das suas superfícies superior (111) e inferior (222) com, pelo menos, uma parte, respetivamente, das placas superior (1) e inferior (2), e, por outro lado, do contacto dos sistemas intermediários macho (50) com os sistemas de fixação fêmea (113, 223) presentes nos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e com os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. Os sistemas intermediários macho (50) consistem numa placa deslizante (50) nos sistemas de fixação fêmea (113, 223) presentes nos elementos de adaptação anatômica (11, 22) para cooperar com os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. A placa (50) tem uma forma essencialmente paralelepipedica e pode incluir, nas suas bordas laterais, arestas (500), particularmente visíveis, por exemplo, na figura 7A. Estas arestas (500) dos sistemas intermediários macho (50) têm uma forma complementar aos sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e aos sistemas de fixação fêmea (15, 25) das placas (1, 2) da prótese, os quais possuem canais de passagem laterais por onde estas arestas (500) deslizam.

A forma complementar das arestas (500) da placa (50) e os canais de passagem dos sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22), bem como dos sistemas de fixação fêmea (15, 25) das placas (1, 2), impedem a placa (50) de largar estes sistemas de fixação fêmea (113, 223, 15, 25) sem que antes seja bloqueada pelos sistemas de segurança (55).

Os sistemas intermediários macho (50) têm sistemas de segurança (55) que bloqueiam os sistemas intermediários macho (50) na posição em que cooperam quer com os sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22), quer com os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese. Estes sistemas de segurança (55), que consistem, por exemplo, em, pelo menos, uma irregularidade de forma (55) presente em, pelo menos, um dos lados desta placa (50), são desenhados para cooperar com, pelo menos, uma abertura (550) criada nos sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e/ou nos sistemas de fixação fêmea (15, 25) das placas (1, 2). A abertura (550) pode ter uma forma complementar aos sistemas intermediários macho (50), ou aos sistemas de segurança destes, tal como ilustrado nas figuras 6A e 6B.

Na concretização ilustrada na figura 6A, a placa que constitui os sistemas intermediários macho (50) alarga-se na direção da sua extremidade posterior, e a irregularidade de forma que constitui os sistemas de segurança (55) consiste numa ranhura na metade posterior da placa (50). Esta ranhura (55) comprime a extremidade posterior da placa (50) quando esta é introduzida nos sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) superiores e/ou inferiores, tal como ilustrado na placa do lado esquerdo da figura 6A. Quando a placa (50) atinge o seu fim de curso no canal de passagem criado pelos sistemas fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatômica (11, 22) e pelos sistemas (15, 25) das placas, ou seja, quando ela coopera com estes dois

sistemas fêmea em simultâneo, aberturas (550) criadas, por exemplo, nos sistemas fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) separam a placa (50) do seu suporte, tal como ilustrado na placa do lado direito da figura 6A. A figura 7B mostra uma vista de perspetiva desta concretização dos sistemas de fixação, na qual a placa (50) é desenhada para se segurar nos sistemas fêmea (25) criados nos sistemas de cooperação (23) da placa inferior (2). Esta figura mostra também, de modo notório, a particularidade de que o reforço presente, por exemplo, na placa anatómica inferior (22) pode ser mais profundo que a espessura da placa inferior (2). Conforme a dimensão dos sistemas de cooperação (23, 33) da placa inferior (2) do núcleo (3), as bordas deste reforço criarão um ponto de contacto periférico que limitará o deslocamento do núcleo (3) em relação à placa inferior (2). Na concretização ilustrada na figura 6B, as irregularidades de forma que constituem os sistemas de segurança (55) dos sistemas intermediários macho (50) consistem em ferrolhos presentes nas bordas laterais da placa (50). Tal como ilustrado na placa do lado esquerdo (50) da figura 6B, estes ferrolhos (55) são comprimidos quando o ferrolho é introduzido nos canais de passagem dos sistemas fêmea (113, 223). Quando a placa é empurrada até à posição de bloqueio, os ferrolhos (55) abrem naturalmente nas aberturas (550) disponibilizadas nas bordas laterais dos sistemas fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatómica (11, 22) superiores e/ou inferiores, tal como ilustrado na placa do lado direito (50) da figura 6B.

As figuras 7A e 8A a 8D ilustram outra concretização alternativa dos sistemas intermediários macho (50). Nesta concretização, as irregularidades de forma da placa (50), que constituem os sistemas de segurança (55) da placa (50), consistem num furo nos sistemas intermediários macho (50), prolongado por um furo (550) nos sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatómica (11, 22), tal como

particularmente visível na figura 8B. O furo (550) destina-se a receber um pino de segurança (55) que bloqueia os sistemas intermediários macho (50) na posição em que estes cooperam com os sistemas de fixação fêmea (15, 25) presentes nas placas (1, 2) da prótese, tal como ilustrado na figura 8C.

Outra alternativa de sistemas de segurança (55) dos sistemas intermediários macho (50) está ilustrada nas figuras 9A a 9D. Nesta alternativa, as irregularidades de forma, que constituem os sistemas de segurança (55) da placa (50), consistem num entalhe (55) presente na superfície inferior da placa e destinado a cooperar com uma abertura (550) criada nos sistemas de fixação fêmea (113, 223) dos elementos de adaptação anatómica, através de resistência à remoção da placa (50), uma vez que esta seja deslocada tanto quanto os sistemas de fixação fêmea (15, 25) das placas (1, 2), tal como ilustrado na figura 9D.

Deve ser evidente para especialistas que a invenção permite concretizações em numerosas outras formas específicas, sem se afastar do âmbito de aplicação da invenção, tal como reivindicado. Consequentemente, as concretizações devem ser consideradas a título ilustrativo, mas podem ser modificadas dentro do âmbito definido pela extensão das reivindicações anexas, e a invenção não tem de estar limitada aos detalhes acima apresentados.

**DOCUMENTOS REFERIDOS NA DESCRIÇÃO**

Esta lista de documentos referidos pelo autor do presente pedido de patente foi elaborada apenas para informação do leitor. Não é parte integrante do documento de patente europeia. Não obstante o cuidado na sua elaboração, o IEP não assume qualquer responsabilidade por eventuais erros ou omissões.

- WO 02089701 A **[0002]**
- WO 2004041129 A **[0002]**
- DE 4328690 A1 **[0004]**
- WO 03039400 A **[0020]**
- WO 04041129 A **[0020]**

## REIVINDICAÇÕES

1. Fixador ósseo (60) para fixação de um implante intervertebral no tecido ósseo de uma vértebra, em que o fixador inclui uma placa (61) que tem uma extremidade com uma parte (63) curvada para se dobrar sobre si mesma, a qual é capaz de se encaixar em sistemas para aperto do fixador ósseo (60) no dito implante, de modo a manter o dito implante apertado contra o dito tecido ósseo, enquanto permite a remoção do fixador ósseo (60) do implante, **caracterizado por** a placa ter globalmente uma forma rectangular alongada de largura e espessura essencialmente constantes.
2. Fixador ósseo (60), conforme a reivindicação 1, **caracterizado por** a dita parte curva (63) ser capaz de se encaixar nos ditos sistemas para aperto no referido implante, formados por uma borda (16, 26) de uma abertura criada na proximidade do contorno exterior do dito implante.
3. Fixador ósseo (60), conforme a reivindicação 2, **caracterizado por** a dita placa (61) ser capaz de penetrar o tecido ósseo através da dita abertura do dito implante.
4. Fixador ósseo (60), conforme qualquer uma das reivindicações 1 a 3, **caracterizado por** a dita parte curva (63) ser capaz de se encaixar nos ditos sistemas para aperto no dito implante, formados por uma haste numa borda (16, 26) de uma abertura criada na proximidade do contorno exterior do dito implante, de modo a que o fixador ósseo (60) seja móvel e permita ajustar o ângulo do referido fixador ósseo (60) relativamente ao implante, por rotação em torno da dita haste.
5. Fixador ósseo (60), conforme qualquer uma das reivindicações 1 a 3, **caracterizado por** a dita parte curva (63) se prolongar numa segunda placa (61).

6. Fixador ósseo (60), conforme a reivindicação 5, **caracterizado por** a segunda placa ser mais pequena que a primeira placa.

7. Fixador ósseo (60), conforme qualquer uma das reivindicações 1 a 6, **caracterizado por** a primeira e/ou a segunda placa(s) estar(em) equipadaa(s) com entalhes (62) orientados para resistir à remoção do fixador ósseo (60) da vértebra.

8. Prótese de disco intervertebral e fixador ósseo (60) para fixar a dita prótese de disco intervertebral, **caracterizados por** o dito fixador ósseo ser um fixador ósseo conforme descrito nas reivindicações 1 a 4 e **por** a largura da placa (61) corresponder à largura de uma abertura criada na proximidade do contorno exterior da prótese de disco intervertebral e ter uma borda (16, 26) que forma os ditos sistemas para aperto do fixador ósseo (60) no dito implante.

9. Prótese de disco intervertebral e fixador ósseo (60) para fixar a dita prótese de disco intervertebral, **caracterizados por** o dito fixador ósseo ser um fixador ósseo conforme descrito em qualquer uma das reivindicações 5 ou 6 e **por** a largura de, pelo menos, uma das placas (61) corresponder à largura de uma abertura criada na proximidade do contorno exterior da prótese de disco intervertebral e ter uma borda (16, 26) que forma os ditos sistemas para aperto do fixador ósseo (60) no dito implante.

10. Prótese de disco intervertebral e fixador ósseo (60), conforme a reivindicação 7 ou 8, **caracterizados por** os ditos sistemas de aperto do dito implante serem desenhados para estarem em contacto com o tecido ósseo, de modo a que a dita placa (61) do fixador penetre no tecido ósseo até à sua extremidade.

11. Prótese de disco intervertebral e fixador ósseo (60), conforme qualquer uma das reivindicações 7 a 9, **caracterizados por** o dito implante ser um elemento de adaptação anatômica (11, 22) que prolonga o diâmetro global e/ou a altura global de uma prótese de disco intervertebral, e por ter sistemas de aperto nos quais a dita parte curvada (63) se consegue encaixar.

FIGURA 1

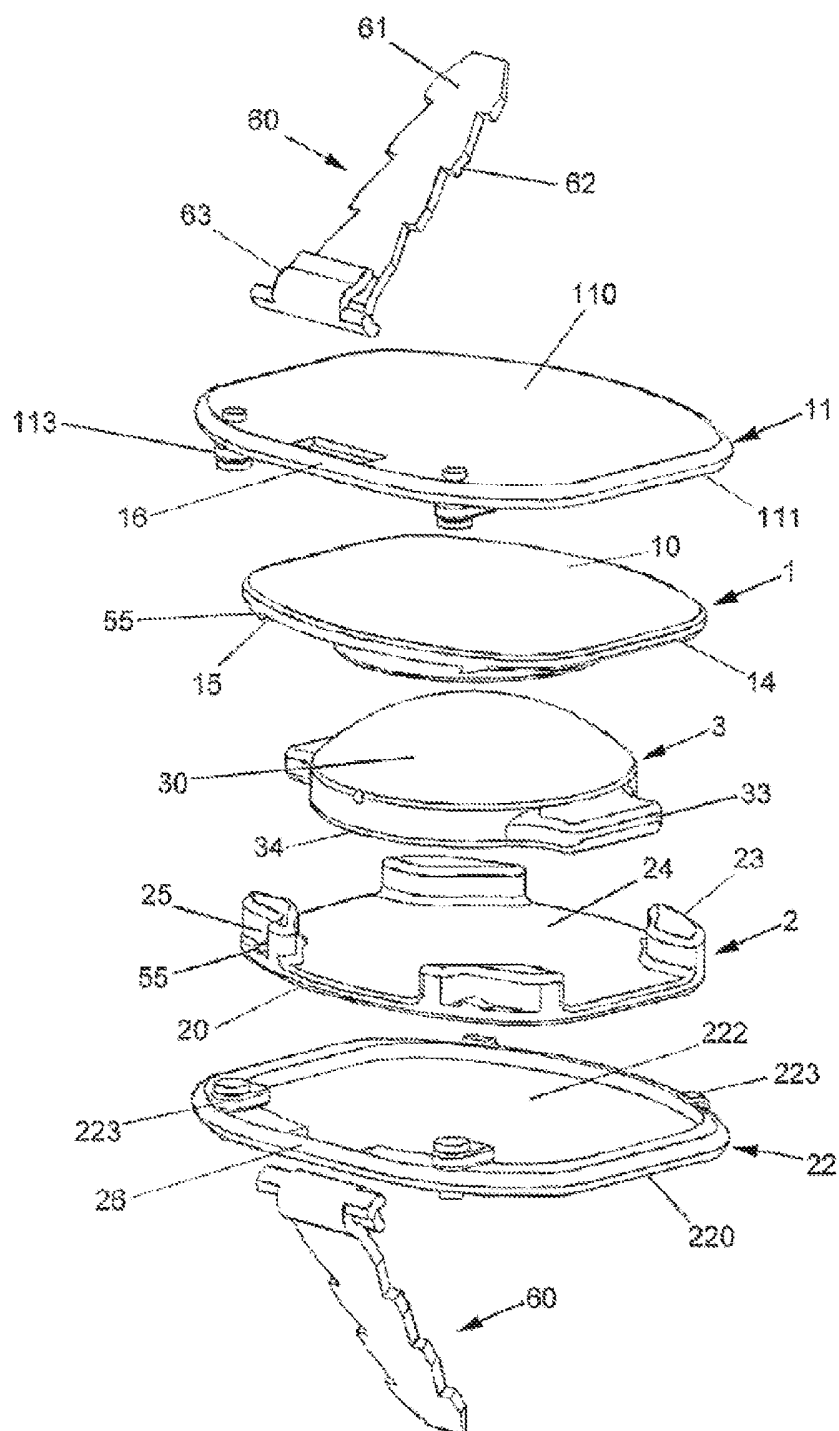


FIGURA 2

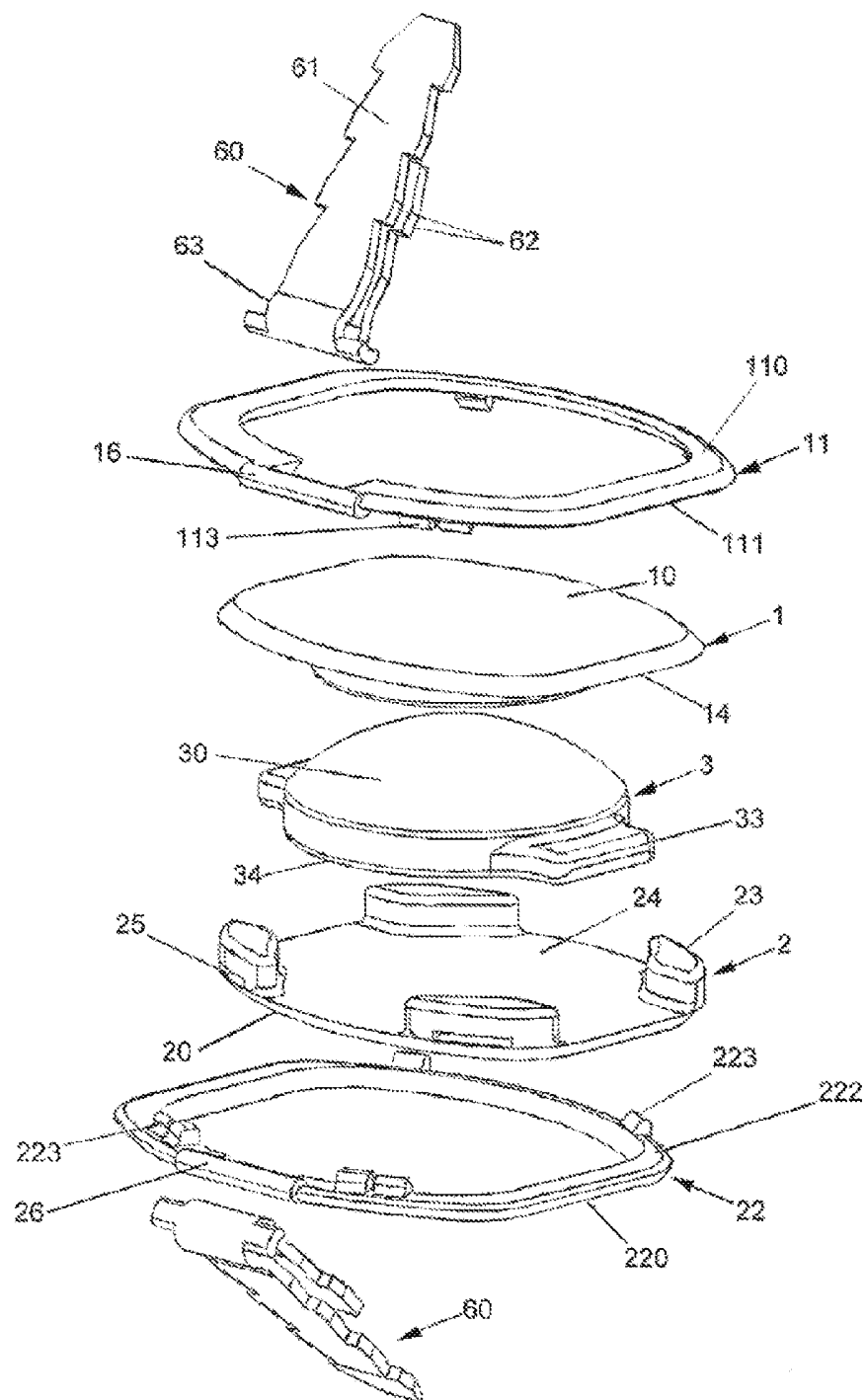


FIGURA 3

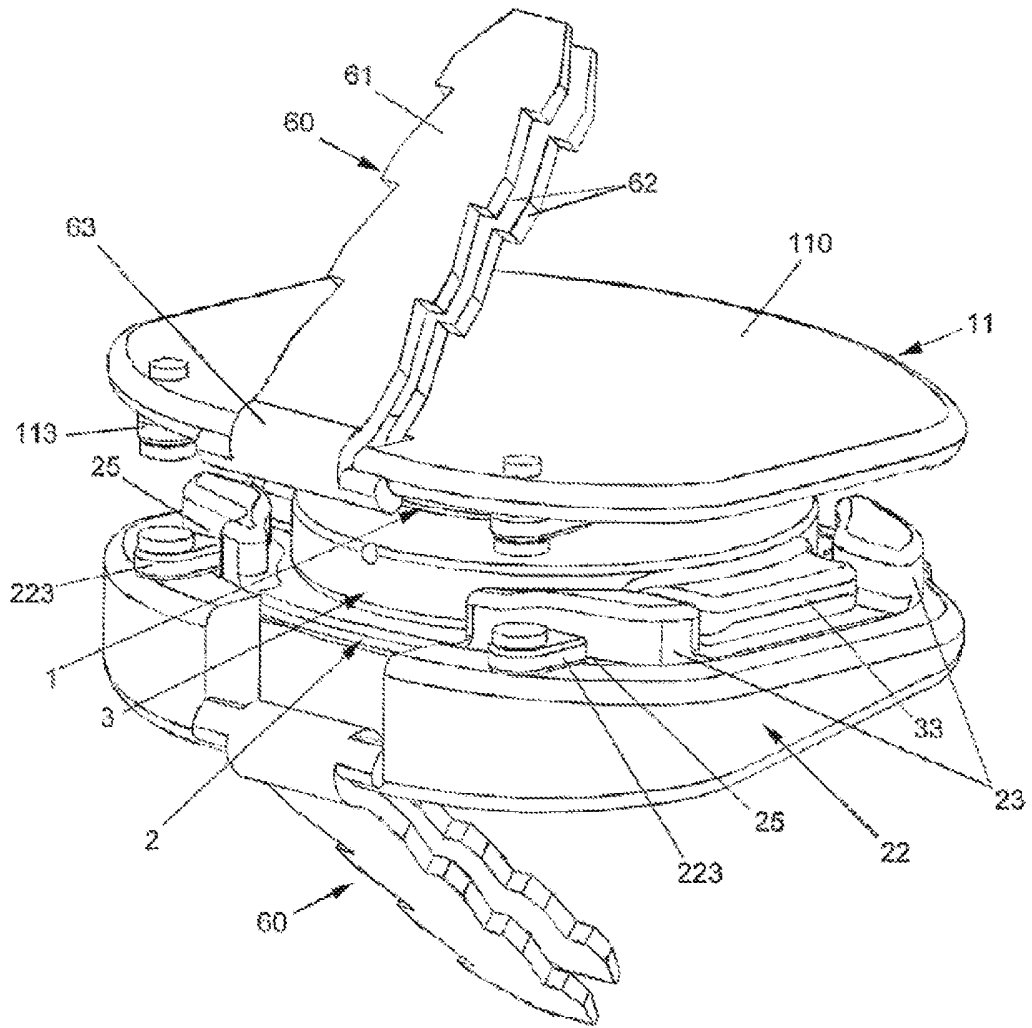


FIGURA 4A

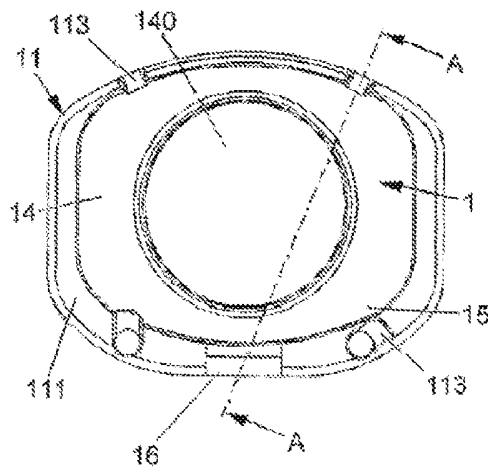


FIGURA 4B

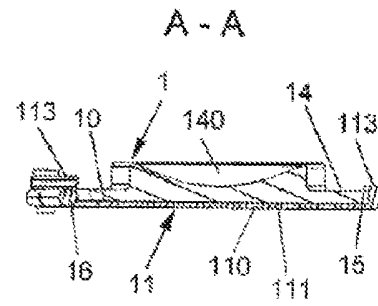


FIGURA 4C

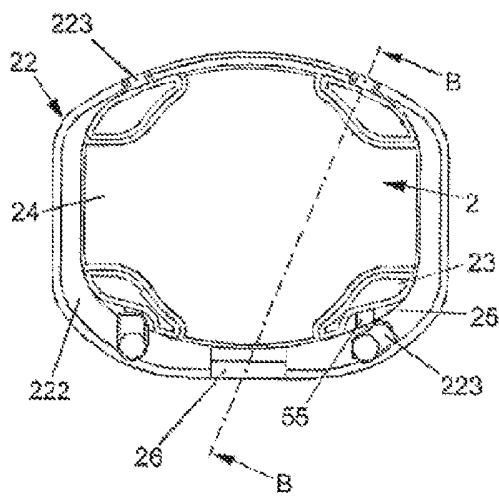


FIGURA 4D

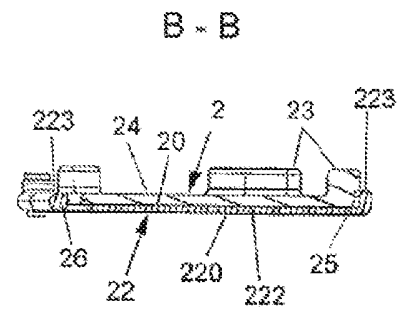


FIGURA 5A

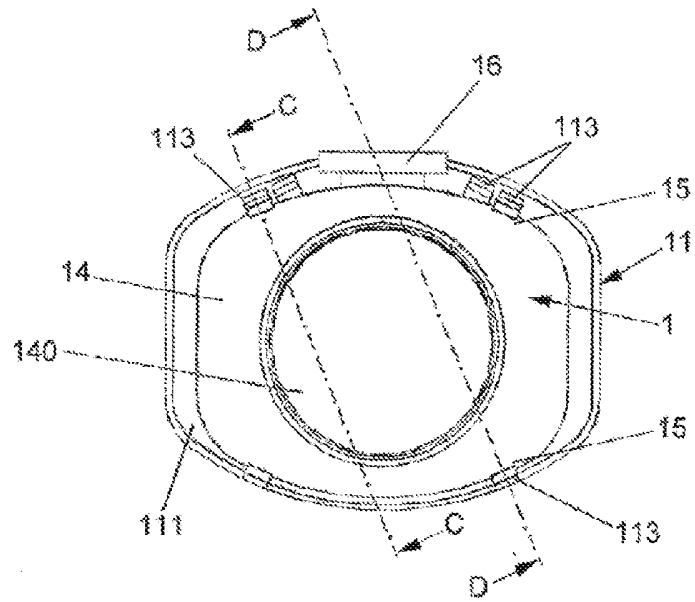


FIGURA 5B

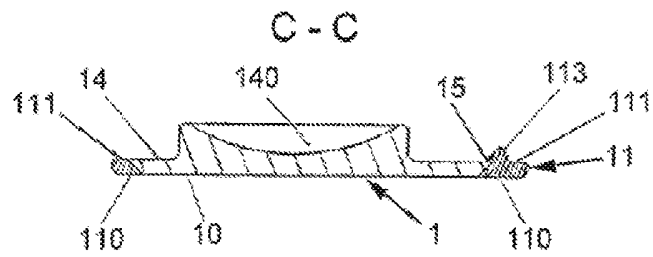


FIGURE 5C

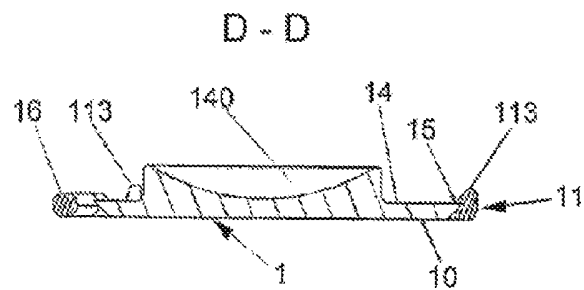


FIGURA 6A

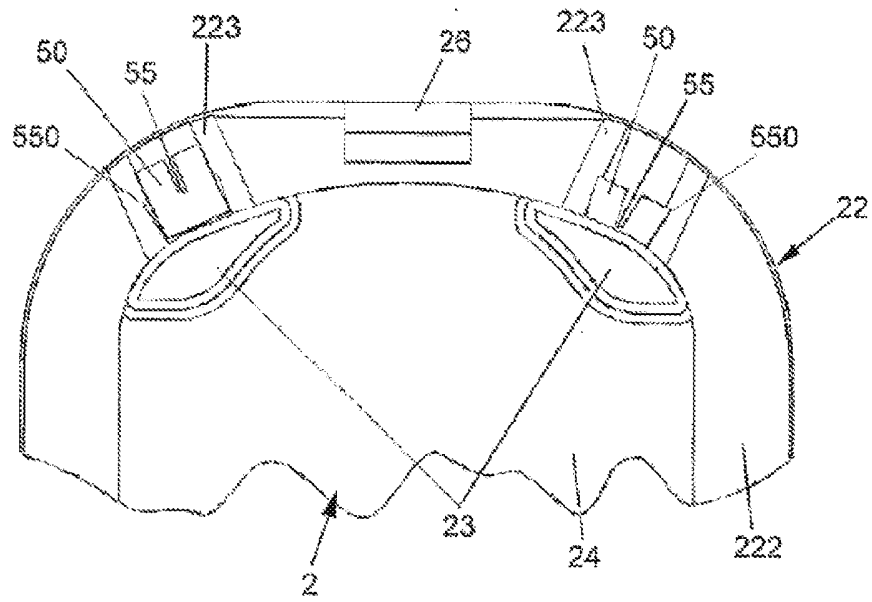


FIGURA 6B

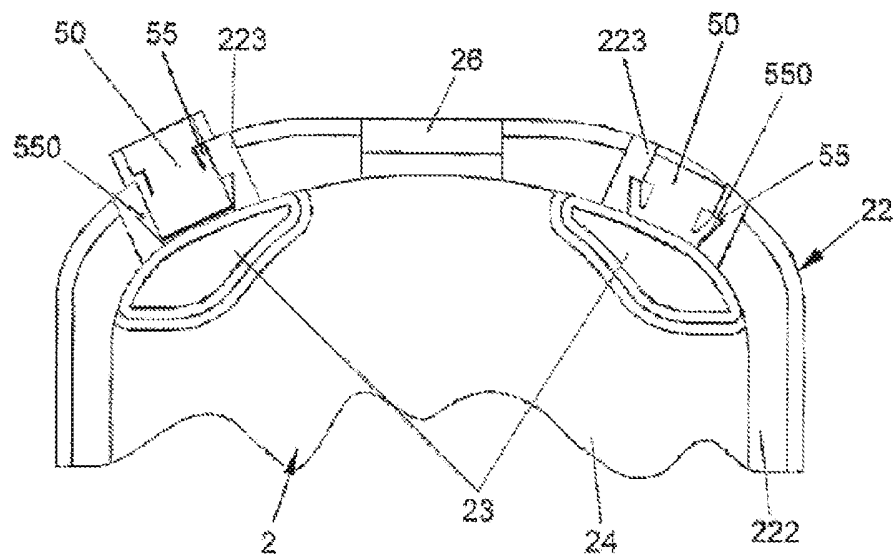


FIGURA 7A

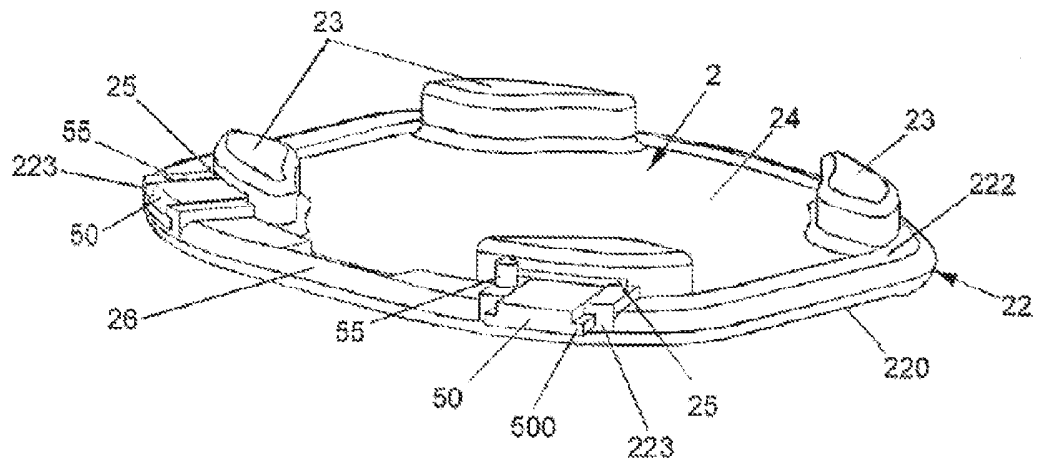


FIGURA 7B

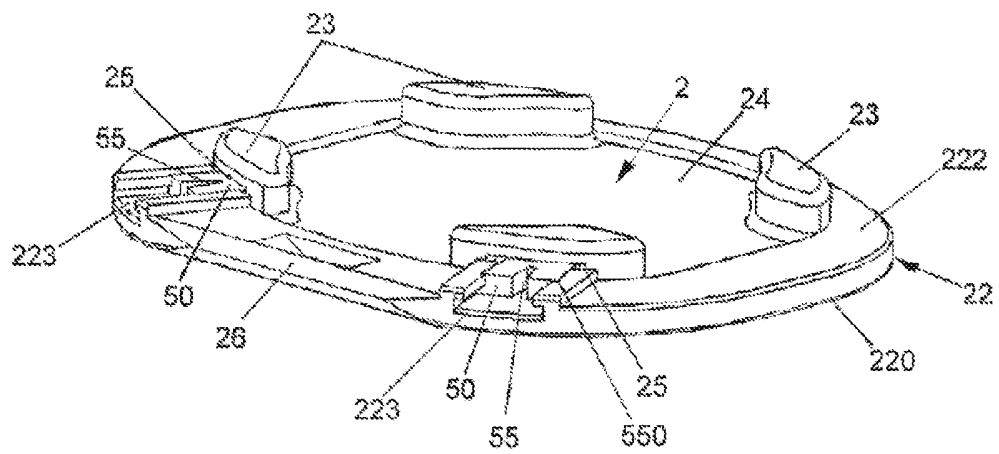


FIGURA 8A

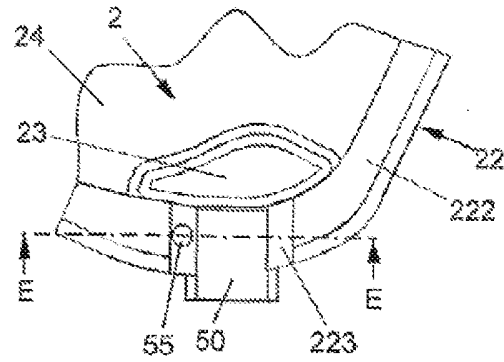


FIGURA 8B

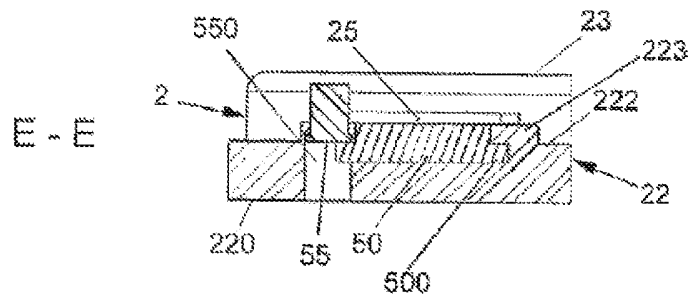


FIGURA 8C

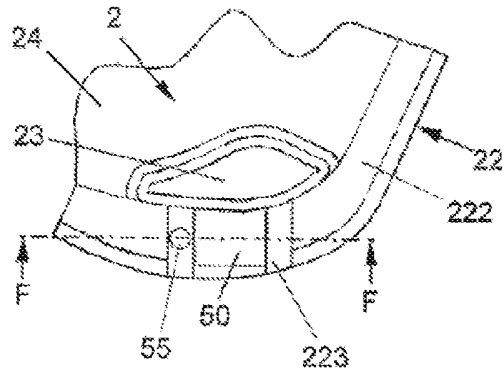


FIGURA 8D

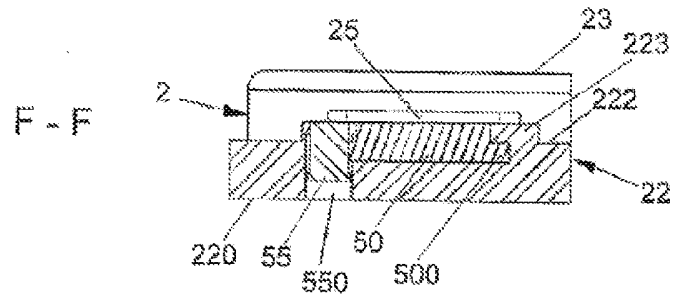


FIGURA 9A

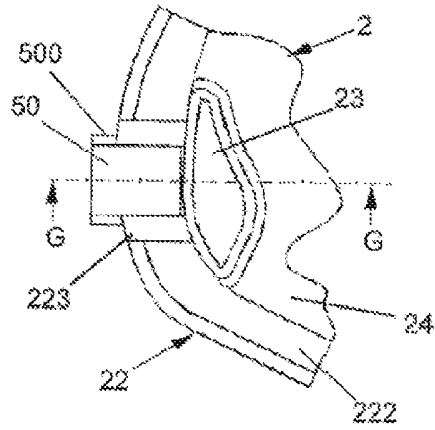


FIGURA 9B

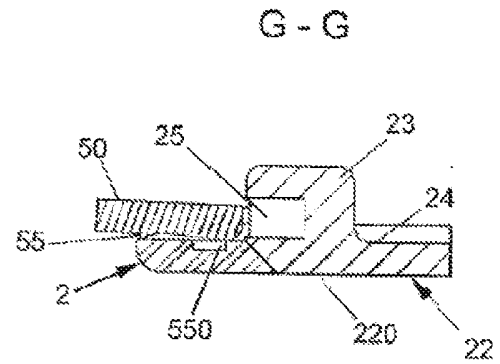


FIGURA 9C

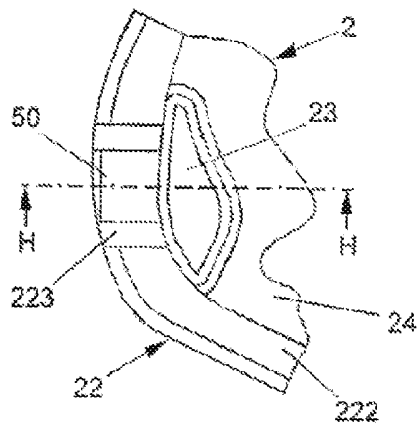


FIGURA 9D

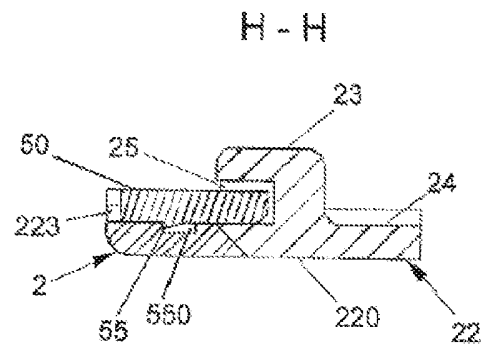


FIGURA 10A

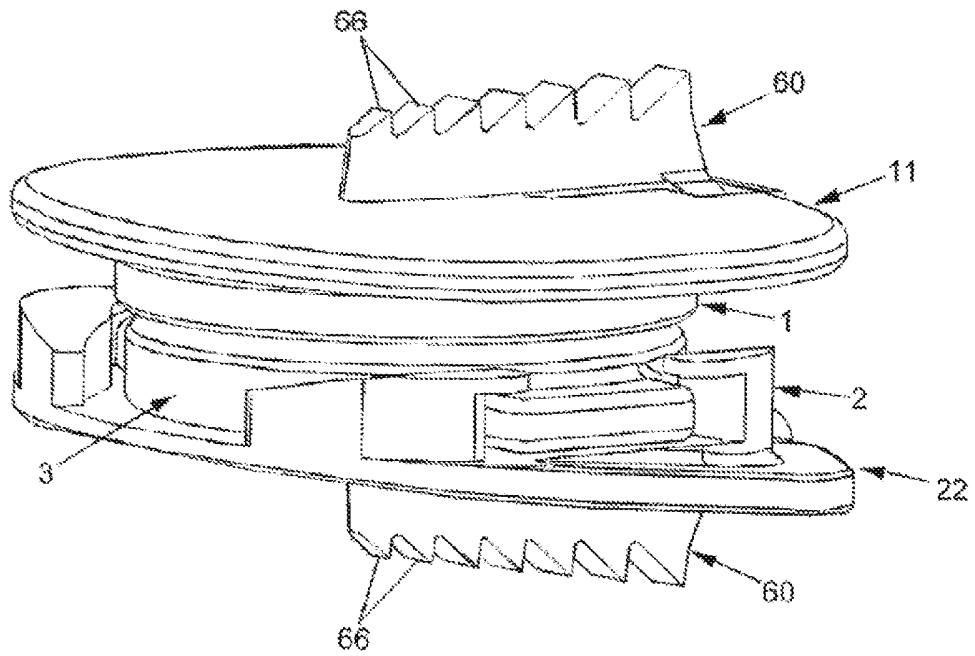


FIGURA 10B

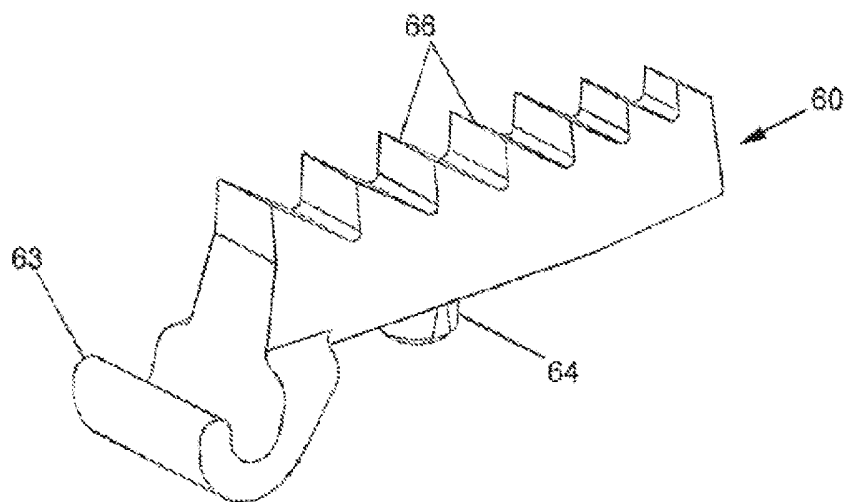


FIGURA 11A

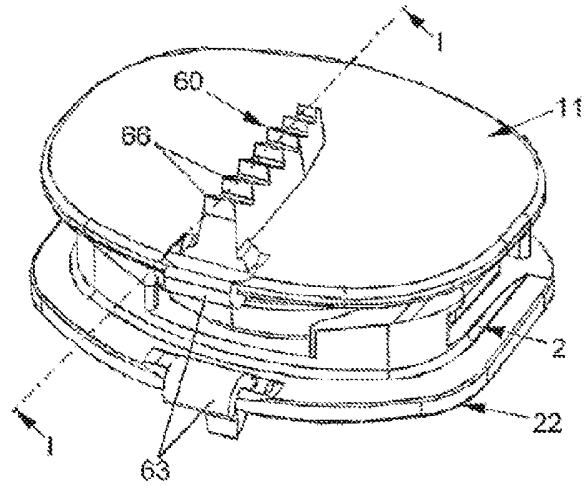


FIGURA 11B

