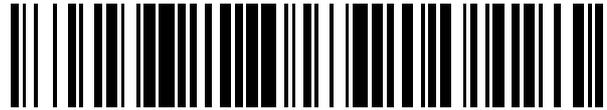


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 387 392**

51 Int. Cl.:

A61F 2/44

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05008271 .8**

96 Fecha de presentación: **15.04.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1712207**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **18.10.2006**

54 Título: **Prótesis de disco intervertebral**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
21.09.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
21.09.2012

73 Titular/es:
**Eden Spine Europe SA
Rue du XXXI-Décembre 41
1207 Genève, CH**

72 Inventor/es:
Lemaire, Jean-Philippe

74 Agente/Representante:
Curell Aguilá, Mireia

ES 2 387 392 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

Prótesis de disco intervertebral.

5 La presente invención se refiere a una prótesis destinada a sustituir el disco intervertebral.

El disco intervertebral es un disco fibrocartilaginoso que garantiza la conexión entre dos vértebras adyacentes de la columna vertebral. El conjunto formado por el disco intervertebral y las dos vértebras adyacentes correspondientes se denomina "segmento vertebral".

10 Las prótesis de disco intervertebral están generalmente constituidas por dos placas denominadas superior e inferior enfrentadas entre sí y destinadas a fijarse a dos vértebras adyacentes respectivas denominadas superior e inferior, y por un núcleo interpuesto entre las dos placas. Las placas son generalmente metálicas y el núcleo se realiza en metal o en un polímero tal como polietileno de alta densidad. Actualmente existen dos tipos principales de dichas prótesis:

15 - las prótesis denominadas sin limitaciones, en las que el núcleo es libre con respecto a las dos placas y comprende superficies de articulación, generalmente convexas, que cooperan con unas superficies de articulación, generalmente cóncavas, de las placas;

20 - las prótesis denominadas con limitaciones, en las que el núcleo es solidario con una de las dos placas y comprende una superficie de articulación, generalmente convexa, que coopera como una rótula con una superficie de articulación, generalmente cóncava, de la otra placa.

25 En el primer tipo de prótesis, el núcleo presenta cinco grados de libertad, tres en rotación y dos en traslación, con respecto a una referencia fija. Durante un movimiento de flexión/extensión (el paciente se inclina adelante/atrás respectivamente) o de inclinación lateral (el paciente se inclina hacia el lado), la placa superior se inclina con respecto a la placa inferior deslizándose sobre el núcleo en dirección de un extremo de la prótesis. Este movimiento de inclinación de la placa superior, que puede verse como una combinación de una rotación alrededor de un eje horizontal que pasa por el centro de gravedad del conjunto formado por la placa superior y la vértebra superior y de una traslación hacia el extremo mencionado anteriormente de la prótesis, conlleva una traslación del núcleo hacia el extremo opuesto de la prótesis, traslación que compensa por tanto la traslación de la placa superior hacia el primer extremo. Durante un movimiento de torsión del paciente, la placa superior pivota con respecto a la placa inferior en el plano horizontal articulándose con el núcleo. Están previstos unos medios de acoplamiento entre las placas y el núcleo, tales como patas centrales que sobresalen respecto al núcleo o las placas y que cooperan con cavidades correspondientes formadas en las placas o el núcleo respectivamente, en determinados casos para limitar la amplitud de los movimientos de la prótesis o simplemente evitar la expulsión del núcleo. Ejemplos de tales prótesis sin limitaciones se describen en la patente US 5 401 269 y las solicitudes de patente US 2004/0002761, FR 2846550 y WO 02/089701.

40 En el segundo tipo de prótesis, el núcleo presenta tres grados de libertad en rotación y ningún grado de libertad en traslación. Un ejemplo de tales prótesis con limitaciones se describe en la solicitud de patente FR 2 659 226.

45 Ninguno de estos dos tipos de prótesis reproduce fielmente la biomecánica natural del segmento vertebral. Estas prótesis se basan en efecto en una concepción lineal de la biomecánica mientras que la biomecánica natural del segmento vertebral, más precisamente la función que relaciona el desplazamiento del segmento vertebral con la fuerza aplicada, no es lineal.

50 La presente invención tiene como objetivo proporcionar una prótesis de disco intervertebral que permita reproducir más fielmente la biomecánica natural del segmento vertebral. Para ello, se propone una prótesis de disco intervertebral tal como se define en la reivindicación 1 adjunta, definiéndose modos de realización particulares en las reivindicaciones dependientes.

55 Otras características y ventajas de la presente invención se pondrán de manifiesto tras la lectura de la siguiente descripción detallada realizada en referencia a los dibujos adjuntos en los que:

- la figura 1 es una vista en sección sagital de una prótesis de disco intervertebral según un primer modo de realización de la invención, en posición neutra;

60 - las figuras 2 y 3 son vistas en perspectiva que muestran respectivamente una placa superior y una placa inferior de la prótesis según el primer modo de realización;

- las figuras 4a y 4b son respectivamente una vista en perspectiva desde arriba y una vista desde atrás de un núcleo de la prótesis según el primer modo de realización;

65

- la figura 5a es una vista en sección sagital esquemática de la prótesis según el primer modo de realización efectuando una primera fase de un movimiento de flexión;
- 5 - la figura 5b es una vista en sección sagital esquemática de la prótesis según el primer modo de realización en una posición correspondiente al final de la primera fase del movimiento de flexión;
- las figuras 6 y 7 son vistas en sección sagital esquemáticas que muestran la prótesis según el primer modo de realización efectuando una segunda fase de un movimiento de flexión, respectivamente de extensión;
- 10 - la figura 8 es una vista en perspectiva en despiece ordenado, parcialmente seccionada, de una prótesis de disco intervertebral según un segundo modo de realización de la invención;
- las figuras 9 y 10 son vistas en sección sagital y frontal, respectivamente, que muestran la prótesis según el segundo modo de realización en posición neutra;
- 15 - las figuras 11 y 12 son vistas en sección sagital esquemáticas que muestran la prótesis según el segundo modo de realización efectuando una segunda fase de un movimiento de flexión, respectivamente de extensión;
- las figuras 13 y 14 son vistas en sección frontal esquemáticas que muestran la prótesis según el segundo modo de realización efectuando una segunda fase de un movimiento de inclinación lateral hacia la derecha, o respectivamente hacia la izquierda;
- 20 - la figura 15 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de una variante de la prótesis según el segundo modo de realización;
- 25 - la figura 16 es una vista en perspectiva desde arriba de una placa inferior que forma parte de otra variante de la prótesis según el segundo modo de realización,
- las figuras 17 y 18 son vistas en perspectiva desde arriba y desde abajo respectivamente, que muestran una prótesis de disco intervertebral según un tercer modo de realización de la invención; y
- 30 - la figura 19 muestra la curva del desplazamiento natural de una vértebra en función de la fuerza aplicada a ésta.

En referencia a las figuras 1 a 4, una prótesis de disco intervertebral 1 según un primer modo de realización de la invención comprende una placa superior 2, una placa inferior 3 y un núcleo 4. La placa superior 2 comprende en su cara superior unas puntas de anclaje 5 para su fijación a una vértebra denominada superior y en su cara inferior una superficie de articulación cóncava 6, normalmente en forma de porción esférica. La placa inferior 3 comprende en su cara inferior unas puntas de anclaje 7 para su fijación a una vértebra denominada inferior, adyacente a la vértebra superior, y en su cara superior una superficie de articulación cóncava 8, normalmente en forma de porción esférica. El núcleo 4 se interpone entre las placas 2, 3 y comprende, respectivamente en sus caras superior e inferior, dos superficies de articulación convexas opuestas 9, 10 que cooperan con las superficies de articulación cóncavas 6, 8 de las placas 2, 3. Cada una de las dos superficies de articulación 9, 10 del núcleo 4 es congruente con la superficie de articulación correspondiente 6, 8 de la placa 2, 3. Preferentemente, por un motivo que se indicará posteriormente, el radio de curvatura R1 de las superficies de articulación 6, 9 es inferior al radio de curvatura R2 de las superficies de articulación 8, 10. Las placas 2, 3 son por ejemplo de un metal de tipo aleación Co-Cr-Mb o titanio, y el núcleo 4 de metal o de un polímero del tipo polietileno de alta densidad.

El núcleo 4 se acopla a las placas 2, 3 respectivamente mediante medios de acoplamiento primeros y segundos. Los primeros medios de acoplamiento comprenden una quilla 11 que sobresale con respecto a una parte periférica anterior de la cara inferior de la placa superior 2 y una cavidad 12 formada en el núcleo 4 y que desemboca en la superficie de articulación 9 de este último, alojando la cavidad 12 la quilla 11. Por "parte periférica" se entiende una parte no atravesada por el eje A de la prótesis. La quilla 11 está por otro lado situada en el plano sagital que pasa por el eje A, y está inclinada con respecto a la placa superior 2 y dirigida hacia dicho eje A. La quilla 11 puede estar formada en una sola pieza con la placa superior 2 o fijada a ésta por ejemplo por soldadura. La cavidad 12 presenta sensiblemente la misma forma, por ejemplo troncocónica, que la quilla 11, pero su sección es más grande que la de la quilla 11 con objeto de permitir un desplazamiento de la quilla 11 y por tanto de la placa superior 2 con respecto al núcleo 4 en los planos sagital, frontal y coronal. Los segundos medios de acoplamiento comprenden un carril 13 formado en una sola pieza con la placa inferior 3 o fijado a ésta por ejemplo por soldadura y que se extiende en una dirección sagital sobre la superficie de articulación 8 de dicha placa inferior 3. Este carril 13, situado en la parte posterior de la prótesis, define una superficie de apoyo en pendiente 14 que conecta el vértice del carril 13, al nivel del borde posterior de la placa inferior 3, a la parte central de la superficie de articulación 8 de la placa 3. Este carril 13 coopera con una ranura 15 de forma correspondiente, que también comprende una superficie de apoyo en pendiente 16, formada en la superficie de articulación inferior 10 del núcleo 4. La ranura 15 presenta una sección más grande que la del carril 13, con objeto de permitir un desplazamiento en rotación axial, es decir, alrededor del eje A, del núcleo 4 con respecto a la placa inferior 3 (torsión) así como en inclinación lateral.

De acuerdo con la invención, los movimientos de inclinación de la placa superior 2 de la prótesis con respecto a la placa inferior 3 en el plano sagital (flexión / extensión) o frontal (inclinación lateral) se descomponen en dos fases:

- una primera fase durante la cual la placa superior 2 se desliza sobre el núcleo 4, desplazándose la quilla 11 libremente en la cavidad 12; y
- una segunda fase, que comienza justo después de que la quilla 11 entre en contacto con la pared interna de la cavidad 12 (véase la figura 5b), durante la cual la placa superior 2 arrastra con ella el núcleo 4 por medio de la quilla 11 (véase la figura 6: prótesis en flexión; figura 7: prótesis en extensión).

Durante la primera fase, la placa superior 2, con la vértebra denominada superior a la que está fija, efectúa un movimiento de rotación alrededor del centro de curvatura Cc de las superficies de articulación 6, 9. Este movimiento de rotación tiende a desplazar la placa superior 2 hacia un extremo E1 de la prótesis, tal como se muestra mediante la flecha F1 en la figura 5a. No obstante, como el núcleo 4 es libre con respecto a las placas 2, 3, la placa superior 2, al deslizarse sobre el núcleo 4 hacia el extremo E1, expulsa el núcleo 4 hacia el extremo opuesto E2 de la prótesis, tal como se muestra mediante la flecha F2, lo que desplaza el centro de rotación Cc de la placa superior 2 hacia el extremo E2 y compensa el desplazamiento mencionado anteriormente de la placa superior 2 hacia el extremo E1. Este movimiento de la prótesis durante esta primera fase es idéntico al de una prótesis sin limitación. Puede verse como una combinación de una rotación del conjunto placa superior 2 - vértebra superior alrededor de un eje horizontal que pasa por su centro de gravedad y de una traslación de este conjunto, imitando esta combinación de movimientos el movimiento combinado natural rotación-traslación de la vértebra superior. Durante la segunda fase, la placa superior 2 y el núcleo 4 forman un conjunto solidario que se articula a la manera de una rótula con la placa inferior 3, es decir, gira alrededor del centro de curvatura de las superficies de articulación 8, 10 (figuras 6, 7).

Durante la primera fase, una fuerza pequeña aplicada al conjunto placa superior 2 - vértebra superior es suficiente para conllevar un desplazamiento de inclinación importante de este conjunto. En la segunda fase, debe aplicarse un suplemento de fuerza mucho más elevado para obtener la misma amplitud de desplazamiento que en la primera fase, debido a que la placa superior 2 arrastra el núcleo 4 y por tanto debe ejercer un esfuerzo más importante. Esto es conforme a la biomecánica natural del segmento vertebral. En efecto, tal como se representa en la figura 19, la curva del desplazamiento de inclinación fisiológico de una vértebra en función de la fuerza aplicada a esta última presenta una primera parte lineal correspondiente a fuerzas que van de 0 a un valor V1 y que presenta una pendiente elevada, y una segunda parte no lineal correspondiente a fuerzas que van del valor V1 a la fuerza fisiológica máxima V2 y cuya pendiente es mucho más pequeña que la de la parte lineal y decreciente. En la presente invención, la primera fase del movimiento de inclinación de la placa superior 2 con respecto a la placa inferior 3 corresponde sensiblemente a la parte lineal de la curva mencionada anteriormente mientras que la segunda fase de este movimiento corresponde sensiblemente a la parte no lineal de esta curva. Los valores V1 y V2 varían en función del paciente. Las extensiones angulares respectivas de las fases primera y segunda del movimiento de la prótesis deben adaptarse por tanto al paciente, jugando con las secciones respectivas de la quilla 11 y de la cavidad 12. En ejemplos típicos, aunque no limitativos, de realización de la presente invención, la primera fase corresponde a una extensión angular de inclinación de la placa superior 2 con respecto a la placa inferior 3, desde su posición neutra mostrada en la figura 1, de aproximadamente 4 a 8°, preferentemente de aproximadamente 5 a 7°, y la segunda fase a una extensión angular de inclinación de la placa superior 2 con respecto a la placa inferior 3 de aproximadamente 3 a 7°, preferentemente de aproximadamente 4 a 6°. La primera fase puede normalmente representar aproximadamente del 40 al 60% del ángulo máximo de inclinación de la placa superior 2 con respecto a la placa inferior 3, y la segunda fase el aproximadamente del 60 al 40% restante.

Otra ventaja de este movimiento en dos fases de la placa superior 2 con respecto a la placa inferior 3 es que permite controlar el desplazamiento del núcleo 4, y así limitar las limitaciones, en particular las hiperpresiones superficiales o puntuales y las hipopresiones, que pueden ejercerse en el sistema articular posterior, debido a que este núcleo 4 se hace solidario con la placa superior 2 durante la segunda fase.

Se observará además que los medios de acoplamiento 11, 12, 13, 15 de la prótesis según la invención sólo permiten los movimientos de torsión (rotación axial de la placa superior 2 con respecto a la placa inferior 3) en límites determinados. Esto también contribuye a proteger el sistema articular posterior.

Además de su función de limitación de la rotación axial del núcleo 4 con respecto a la placa inferior 3, el carril 13 y la ranura 15 correspondiente cooperan durante movimientos de flexión para elevar ligeramente el centro de gravedad del núcleo 4, a la manera del movimiento fisiológico, mediante un deslizamiento de la superficie de apoyo en pendiente 16 de la ranura 15 sobre la superficie de apoyo en pendiente 14 del carril 13 (véase la figura 6).

Por otro lado, debido a que las superficies de articulación congruentes 6, 9 presentan un radio de curvatura R1 inferior al radio de curvatura R2 de las superficies de articulación congruentes 8, 10, se privilegia la componente de rotación de los movimientos de inclinación de la placa superior 2 con respecto a la componente de traslación.

La prótesis según la presente invención presenta además la ventaja de limitar los riesgos de expulsión del núcleo 4, gracias concretamente a la cooperación entre la quilla 11 y la cavidad 12.

En referencia a las figuras 8 a 10, una prótesis de disco intervertebral 20 según un segundo modo de realización de la invención comprende placas superior e inferior 21, 22 destinadas a fijarse a dos vértebras adyacentes, y un núcleo 23 interpuesto entre las placas 21, 22. Como en el primer modo de realización, las placas superior e inferior 21, 22 comprenden cada una una superficie de articulación cóncava 24, 25 que coopera con una superficie de articulación convexa correspondiente 26, 27 del núcleo 23. La placa superior 21 y el núcleo 23 se acoplan mediante primeros medios de acoplamiento que comprenden dos tetones inclinados 28 que sobresalen con respecto a una parte periférica de la superficie de articulación 24 de la placa superior 21 y dos cavidades inclinadas 29 formadas en la superficie de articulación 26 del núcleo 23 y que alojan los tetones 28. Los tetones 28 se sitúan en el plano sagital que pasa por el eje de la prótesis, dirigidos hacia dicho eje y dispuestos a ambos lados de este eje simétricamente entre sí. Los tetones 28 se fijan en la placa superior 21, por ejemplo, por soldadura. Las cavidades correspondientes 29 presentan una sección más grande que la de los tetones 28 con el fin de permitir un desplazamiento de la placa superior 21 con respecto al núcleo 23 en los planos sagital, frontal y coronal.

El núcleo 23 y la placa inferior 22 se acoplan mediante unos segundos medios de acoplamiento que comprenden una primera ranura de sección rectangular 30 formada en la superficie de articulación 25 de la placa inferior 22 y que se extiende en una dirección sagital, una segunda ranura de sección rectangular 31 formada en la superficie de articulación 27 del núcleo 23 y que se extiende en una dirección frontal, y una pieza intermedia móvil, de guiado, en forma de T 32 que coopera con las dos ranuras 30, 31. Más precisamente, el ramal vertical 33 de la pieza de guiado 32, más corto que el ramal horizontal 34, se guía en la primera ranura 30 mientras que el ramal horizontal 34 se guía en la segunda ranura 31. La primera ranura 30 es más grande que el ramal vertical 33 de la pieza de guiado 32, con objeto de definir un juego 30' (visible únicamente en la figura 10) que permite un desplazamiento en rotación axial entre el núcleo 23 y la placa inferior 22 (torsión).

Los movimientos de flexión, extensión e inclinación lateral de la prótesis 20 son similares a los de la prótesis 1, es decir, que se efectúan en dos fases, a saber, una primera fase en la que el movimiento entre la placa superior 21 y el núcleo 23 es sin limitación, desplazándose los tetones 28 libremente en las cavidades 29, y una segunda fase en la que los tetones 28, haciendo tope contra la pared interna de sus cavidades respectivas 29, empujan el núcleo 23 haciéndolo así solidario con la placa superior 21 (véase la figura 11: flexión; figura 12: extensión; figura 13: inclinación lateral lado derecho; figura 14: inclinación lateral lado izquierdo). Durante movimientos de flexión/extensión, la pieza de guiado 32, guiada por la ranura 30, se desplaza con el núcleo 23 (figuras 11, 12). Durante movimientos de inclinación lateral, la pieza de guiado 32 permanece fija con respecto a la placa inferior 22 y guía el desplazamiento del núcleo 23 por su cooperación con la ranura 31 (figuras 13, 14). Los movimientos de torsión de la prótesis 20 (rotación axial de la placa superior 21 con respecto a la placa inferior 22) están limitados por los medios de acoplamiento 28-32.

La prótesis 20 según este segundo modo de realización presenta la ventaja, con respecto a la prótesis 1 según el primer modo de realización, de controlar mejor los movimientos de la prótesis, y por tanto de reducir las limitaciones ejercidas en el sistema articular posterior, limitando los movimientos acoplados (combinaciones de movimientos de flexión/extensión, de inclinación lateral y de rotación axial), esto gracias a la pieza de guiado 32 y a las ranuras asociadas 30, 31 que guían los movimientos de la prótesis.

En una variante de realización de este segundo modo de realización, mostrada en la figura 15, la pieza de guiado 32a presenta una forma de paralelepípedo rectángulo cuya parte inferior se aloja en una ranura 30a de la placa inferior 22a orientada sagitalmente y la parte superior se aloja en una ranura (no visible) del núcleo 23a orientada frontalmente.

La figura 16 muestra una variante de la placa inferior 22 de la prótesis según el segundo modo de realización, en la que la ranura sagital 30b está cerrada por sus dos extremos y está completamente en el interior del contorno de la superficie de articulación 25b para limitar los desplazamientos de la pieza de guiado 32 ó 32a en la dirección sagital.

Las figuras 17 y 18 muestran una prótesis de disco intervertebral 40 según un tercer modo de realización de la presente invención. La prótesis 40 comprende una placa superior 41, una placa inferior 42 y un núcleo 43. Las placas 41, 42 comprenden superficies de articulación cóncavas respectivas 44, 45 que cooperan con unas superficies de articulación convexas respectivas 46, 47 del núcleo 43. La placa superior 41 y el núcleo 43 se acoplan mediante medios de acoplamiento que comprenden, como en el segundo modo de realización, tetones inclinados 48 que sobresalen con respecto a una parte periférica de la superficie de articulación 44 de la placa superior 41 y cavidades inclinadas correspondientes 49 formadas en la superficie de articulación 46 del núcleo 43. Los tetones 48 se sitúan en el plano sagital que pasa por el eje de la prótesis, dirigidos hacia dicho eje y simétricos entre sí con respecto a dicho eje. Las cavidades correspondientes 49 presentan en este caso una forma oblonga orientada en una dirección sagital.

La prótesis 40 comprende además unos medios de acoplamiento del núcleo 43 y de la placa inferior 42, constituidos por tetones inclinados 50 que sobresalen con respecto a una parte periférica de la superficie de articulación 45 de la placa inferior 42 y cavidades inclinadas correspondientes 51 formadas en la superficie de articulación 47 del núcleo 43. Los tetones 50 se sitúan en el plano frontal que pasa por el eje de la prótesis, dirigidos hacia dicho eje y

simétricos entre sí con respecto a dicho eje. Las cavidades correspondientes 49 presentan una forma oblonga orientada en una dirección frontal.

5 Los respectivos juegos entre los tetones 48 y las cavidades 49 y entre los tetones 50 y las cavidades 51 son suficientemente grandes para permitir movimientos de flexión/extensión o de inclinación lateral de la placa superior 41 con respecto a la placa inferior 42 en dos fases, a saber, una primera fase durante la cual los tetones 48 se desplazan libremente en las cavidades 49 y una segunda fase durante la cual la placa superior 41 arrastra el núcleo 43 por medio de los tetones 48. Durante estos movimientos de inclinación de la placa superior 41, los medios de acoplamiento 50, 51 guían los movimientos del núcleo 43. Estos medios de acoplamiento 50, 51, con los medios 48, 10 49, limitan además la rotación axial de la placa superior 41 con respecto a la placa inferior 42.

La presente invención se ha descrito anteriormente a modo de ejemplo únicamente. Resultará evidente para el experto en la materia que pueden realizarse modificaciones sin salirse del marco de la invención. Por ejemplo, las partes sobresalientes 11, 28, 48 pueden preverse en el núcleo 4, 23, 43 en lugar de en la placa superior 2, 21, 41 y 15 las cavidades correspondientes 12, 29, 49 formadas en la placa superior 2, 21, 41 en lugar de en el núcleo 4, 23, 43. De manera comparable, el carril 13 o los tetones 50 pueden preverse en el núcleo 4, 43 en lugar de en la placa inferior 3, 42 y la ranura correspondiente 15 o las cavidades correspondientes 51 formadas en la placa inferior 3, 42 en lugar de en el núcleo 4, 43. Otra modificación de la prótesis según la invención puede consistir en invertir las 20 placas superior e inferior. En este caso, los primeros medios de acoplamiento 11-12, 28-29, 48-49 estarán asociados a la superficie inferior del núcleo, y los segundos medios de acoplamiento 13, 15, 30-32, 50-51 a la superficie superior del núcleo. El radio de curvatura de la superficie de articulación superior del núcleo y de la superficie de articulación correspondiente de la placa superior seguirá siendo no obstante inferior al radio de curvatura de la superficie de articulación inferior del núcleo y de la superficie de articulación correspondiente de la placa inferior.

REIVINDICACIONES

1. Prótesis de disco intervertebral, que comprende:

- 5 - una primera y segunda piezas (2, 3) destinadas a fijarse respectivamente a dos vértebras adyacentes,
- una pieza intermedia (4) interpuesta entre la primera y segunda piezas (2, 3) y que comprende unas superficies de articulación (9, 10) que cooperan con unas superficies de articulación (6, 8) respectivas de la primera y segunda piezas (2, 3), y
- 10 - unos medios (11, 12) de acoplamiento de la primera pieza (2) y de la pieza intermedia (4),

caracterizada porque los medios de acoplamiento (11, 12) están dispuestos para dejar la pieza intermedia (4) libre con respecto a la primera pieza (2) durante una primera fase de un movimiento de inclinación de la primera pieza (2) con respecto a la segunda pieza (3), de manera que la pieza intermedia (4) se desplaza hacia un extremo (E2) de la prótesis opuesto a un extremo (E1) hacia el cual se desplaza la primera pieza (2) inclinándose con respecto a la segunda pieza (3), y para arrastrar la pieza intermedia (4) con la primera pieza (2) durante una segunda fase del movimiento de inclinación.

20 2. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 1, caracterizada porque dichos medios de acoplamiento comprenden al menos una parte sobresaliente (11) prevista sobre una de entre la primera pieza (2) y la pieza intermedia (4) y al menos una cavidad (12) formada en la otra de entre la primera pieza (2) y la pieza intermedia (4), recibiendo esta cavidad (12) la parte sobresaliente (11) y presentando una sección más grande que la de la parte sobresaliente (11).

25 3. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 2, caracterizada porque dichos medios de acoplamiento comprenden una única parte sobresaliente (11) prevista en una parte periférica de la primera pieza (2) o de la pieza intermedia (4) y en un plano sagital.

30 4. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 2, caracterizada porque dichos medios de acoplamiento comprenden una primera y segunda partes sobresalientes (28; 48) previstas en la primera pieza (21; 41) o en la pieza intermedia (23; 43) y situadas en un plano sagital, a ambos lados del eje de la prótesis, y una primera y segunda cavidades correspondientes (29; 49) formadas en la pieza intermedia (23; 43) o en la primera pieza (21; 41) respectivamente.

35 5. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada porque comprende además medios (13, 15) de acoplamiento de la pieza intermedia (4) y de la segunda pieza (3) que limitan los movimientos relativos en rotación axial de dichas pieza intermedia (4) y dicha segunda pieza (3).

40 6. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 5, caracterizada porque dichos medios de acoplamiento de la pieza intermedia (4) y de la segunda pieza (3) comprenden un carril (13) que se extiende en una dirección sagital en una de entre la segunda pieza (3) y la pieza intermedia (4) y una ranura (15) formada en la otra de entre la segunda pieza (3) y la pieza intermedia (4) y que coopera con este carril (13).

45 7. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 6, caracterizada porque el carril (13) y la ranura (15) definen unas respectivas superficies de apoyo en pendiente (14, 16) que cooperan durante los movimientos de flexión de la prótesis para elevar ligeramente el centro de gravedad de la pieza intermedia (4).

50 8. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 5, caracterizada porque dichos medios de acoplamiento de la pieza intermedia (23) y de la segunda pieza (22) comprenden una primera ranura (30; 30a; 30b) formada en la segunda pieza (22) y orientada en una dirección sagital, una segunda ranura (31) formada en la pieza intermedia (23) y orientada en una dirección frontal, y una pieza de guiado móvil (32; 32a) que coopera con la primera y segunda ranuras (30; 30a; 30b, 31).

55 9. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 8, caracterizada porque existe un juego (30') entre la pieza de guiado (32) y al menos una de entre la primera y segunda ranuras (30, 31) que permite un desplazamiento en rotación axial de la pieza intermedia (23) con respecto a la segunda pieza (22).

60 10. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 5, caracterizada porque dichos medios de acoplamiento de la pieza intermedia (43) y de la segunda pieza (42) comprenden un primer y segundo tetones (50) previstos en la segunda pieza (42) o en la pieza intermedia (43) y situados en un plano frontal, a ambos lados del eje de la prótesis, y una tercera y cuarta cavidades (51) formadas en la pieza intermedia (43) o en la segunda pieza (42), respectivamente, y que reciben los tetones (50).

65 11. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizada porque la primera fase del movimiento de inclinación representa aproximadamente del 40 al 60% del ángulo máximo de inclinación de

la primera pieza (2) con respecto a la segunda pieza (3), y la segunda fase representa aproximadamente del 60 al 40% restante.

- 5 12. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, caracterizada porque la primera fase del movimiento de inclinación corresponde a una extensión angular de inclinación de la primera pieza (2) con respecto a la segunda pieza (3) de aproximadamente 4 a 8° y la segunda fase del movimiento de inclinación corresponde a una extensión angular de inclinación de la primera pieza (2) con respecto a la segunda pieza (3) de aproximadamente 3 a 7°.
- 10 13. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, caracterizada porque la primera fase del movimiento de inclinación corresponde a una extensión angular de inclinación de la primera pieza (2) con respecto a la segunda pieza (3) de aproximadamente 5 a 7° y la segunda fase del movimiento de inclinación corresponde a una extensión angular de inclinación de la primera pieza (2) con respecto a la segunda pieza (3) de aproximadamente 4 a 6°.
- 15 14. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, caracterizada porque dichas superficies de articulación (9, 10) de la pieza intermedia (4) son convexas y dichas respectivas superficies de articulación (6, 8) de la primera y segunda piezas (2, 3) son cóncavas.
- 20 15. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14, caracterizada porque la superficie de articulación (6) de la primera pieza (2) y la superficie de articulación (9) correspondiente de la pieza intermedia (4) son porciones de esfera de radio R1, y porque la superficie de articulación (8) de la segunda pieza (3) y la superficie de articulación correspondiente (10) de la pieza intermedia (4) son porciones de esfera de radio R2.
- 25 16. Prótesis de disco intervertebral según la reivindicación 15, caracterizada porque el radio R1 es inferior al radio R2.
- 30 17. Prótesis de disco intervertebral según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, caracterizada porque la primera pieza (2; 21) es una pieza superior y la segunda pieza (3; 22) es una pieza inferior.

Fig.3

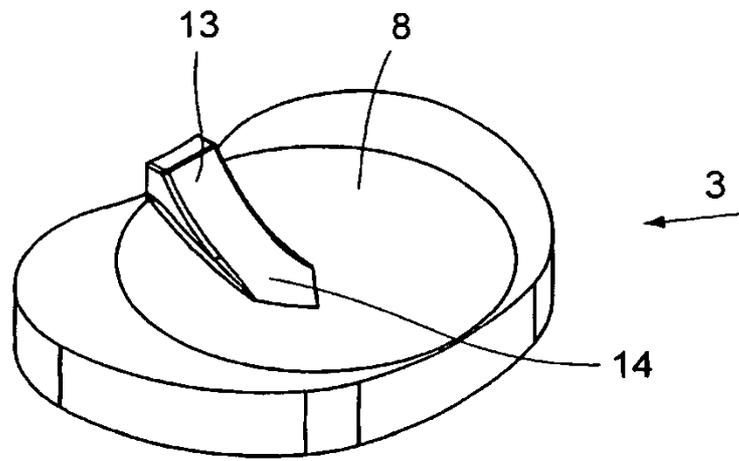


Fig.4a

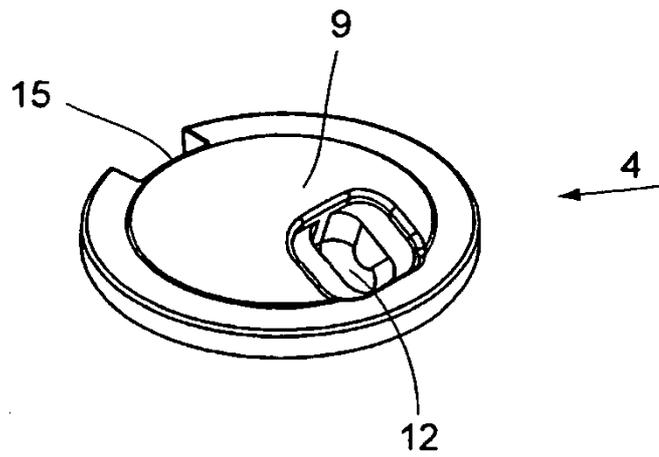
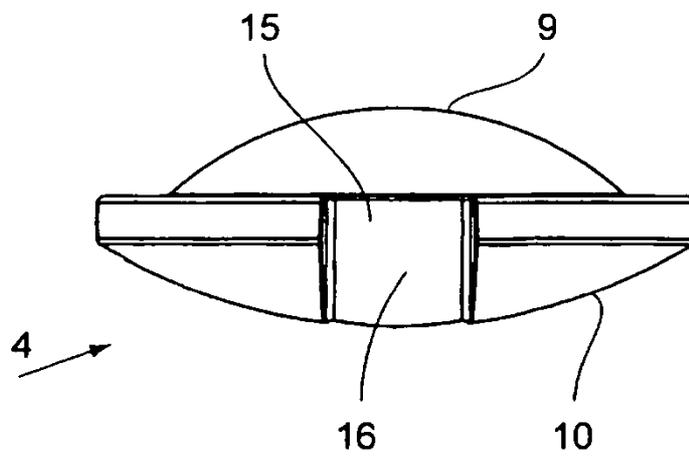


Fig.4b



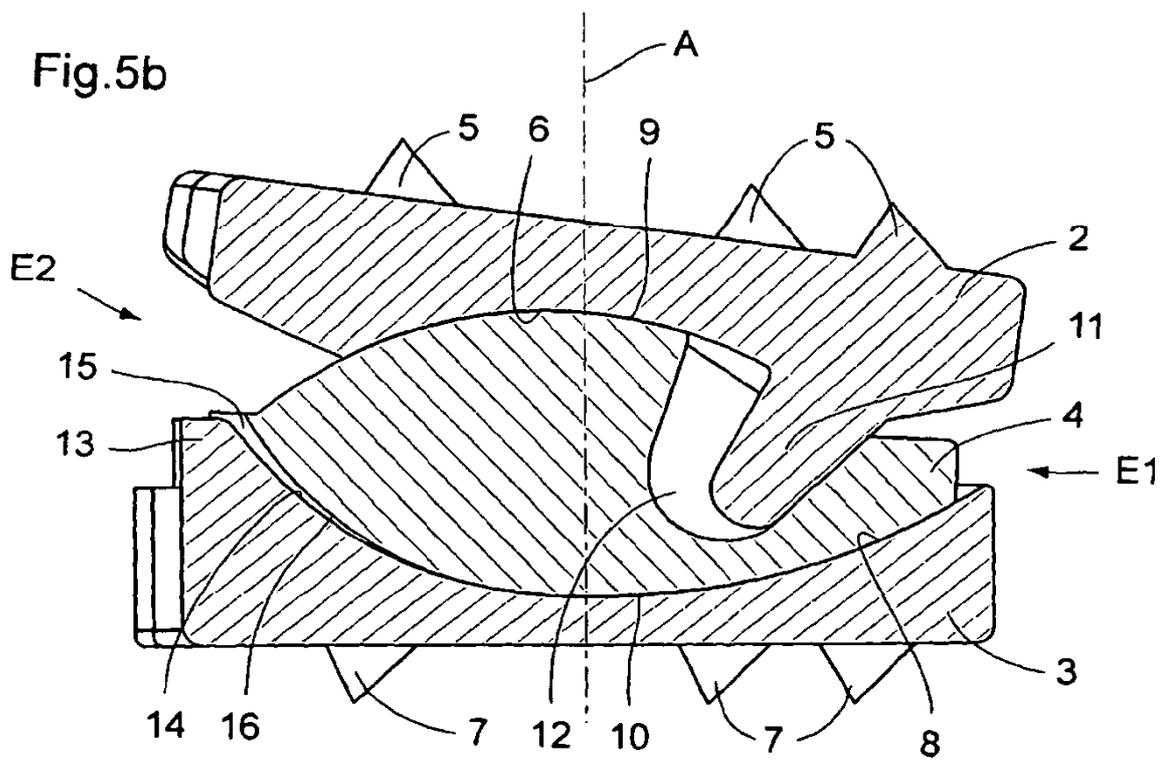
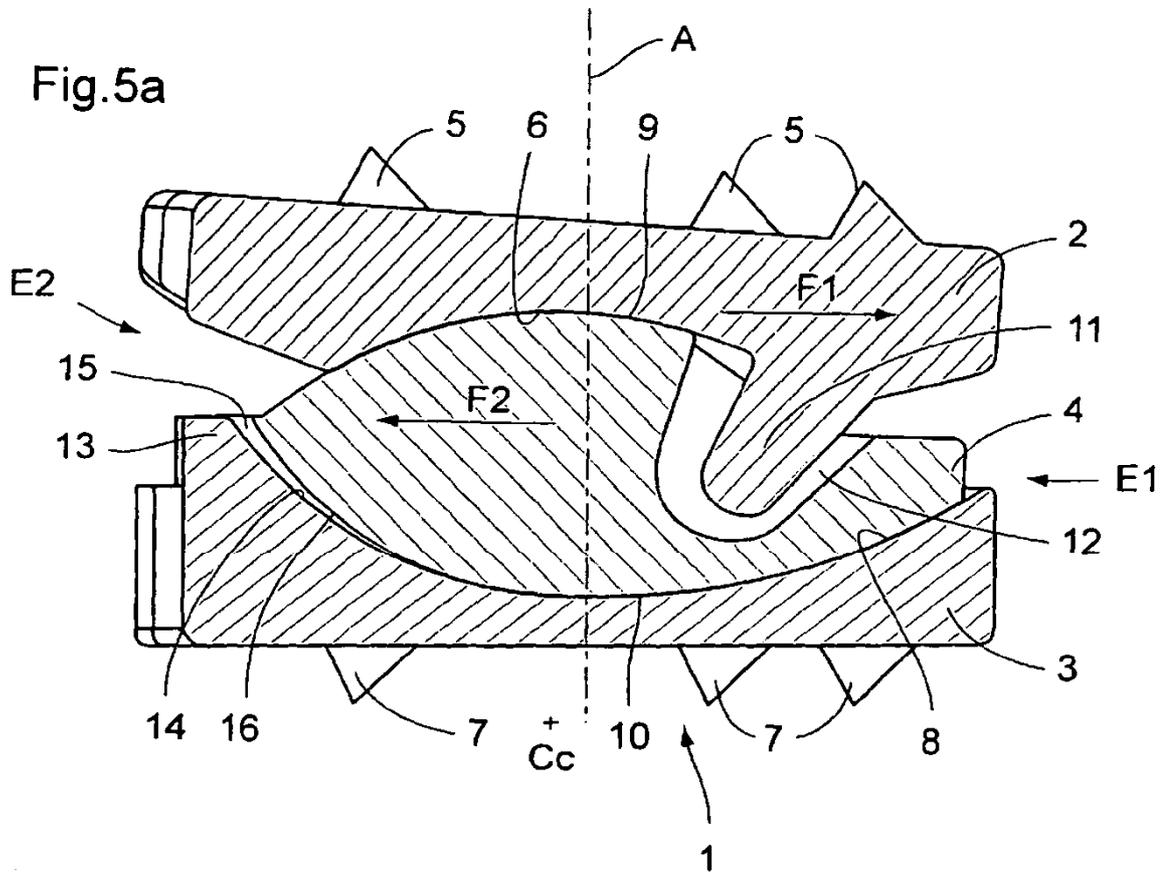


Fig.6

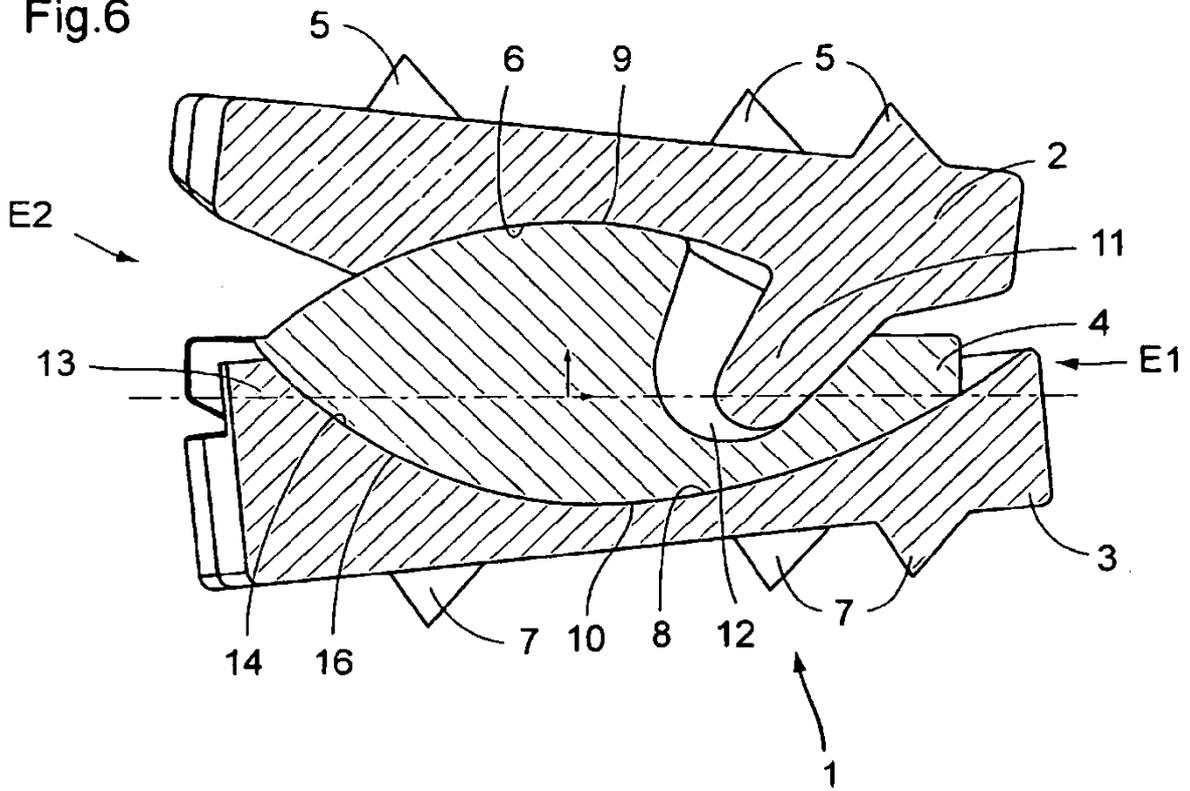


Fig.7

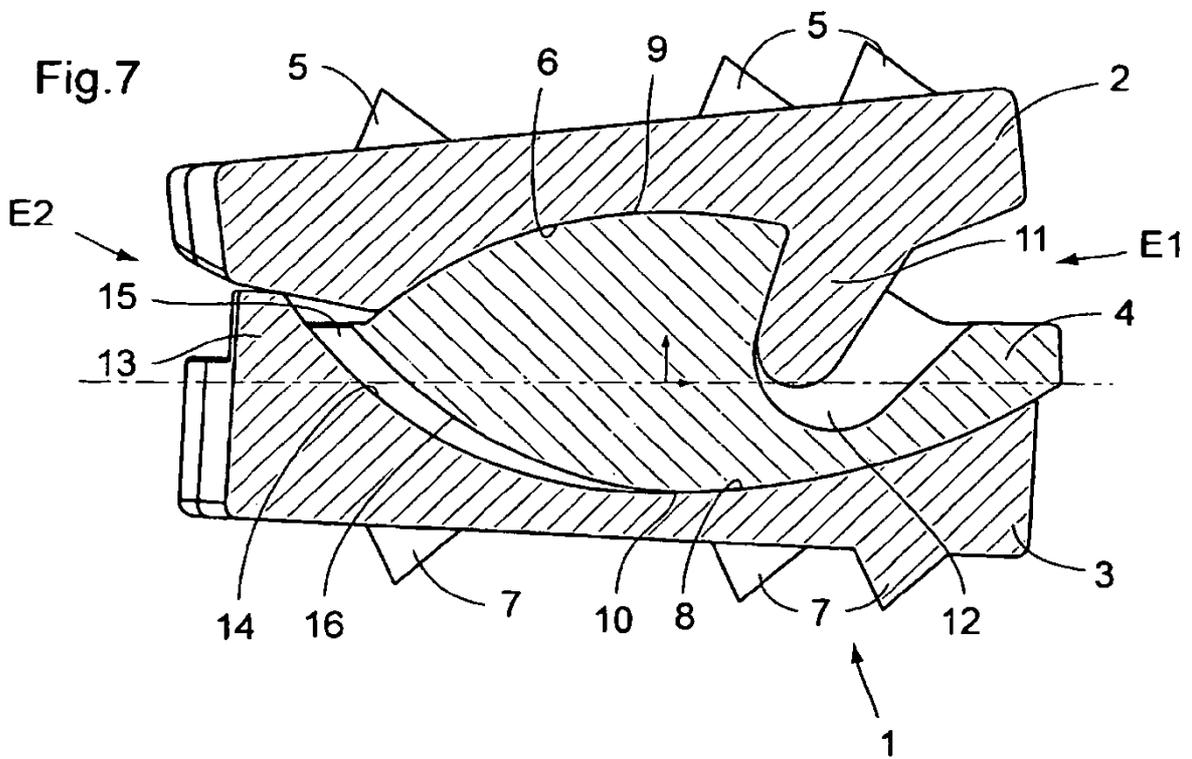


Fig.8

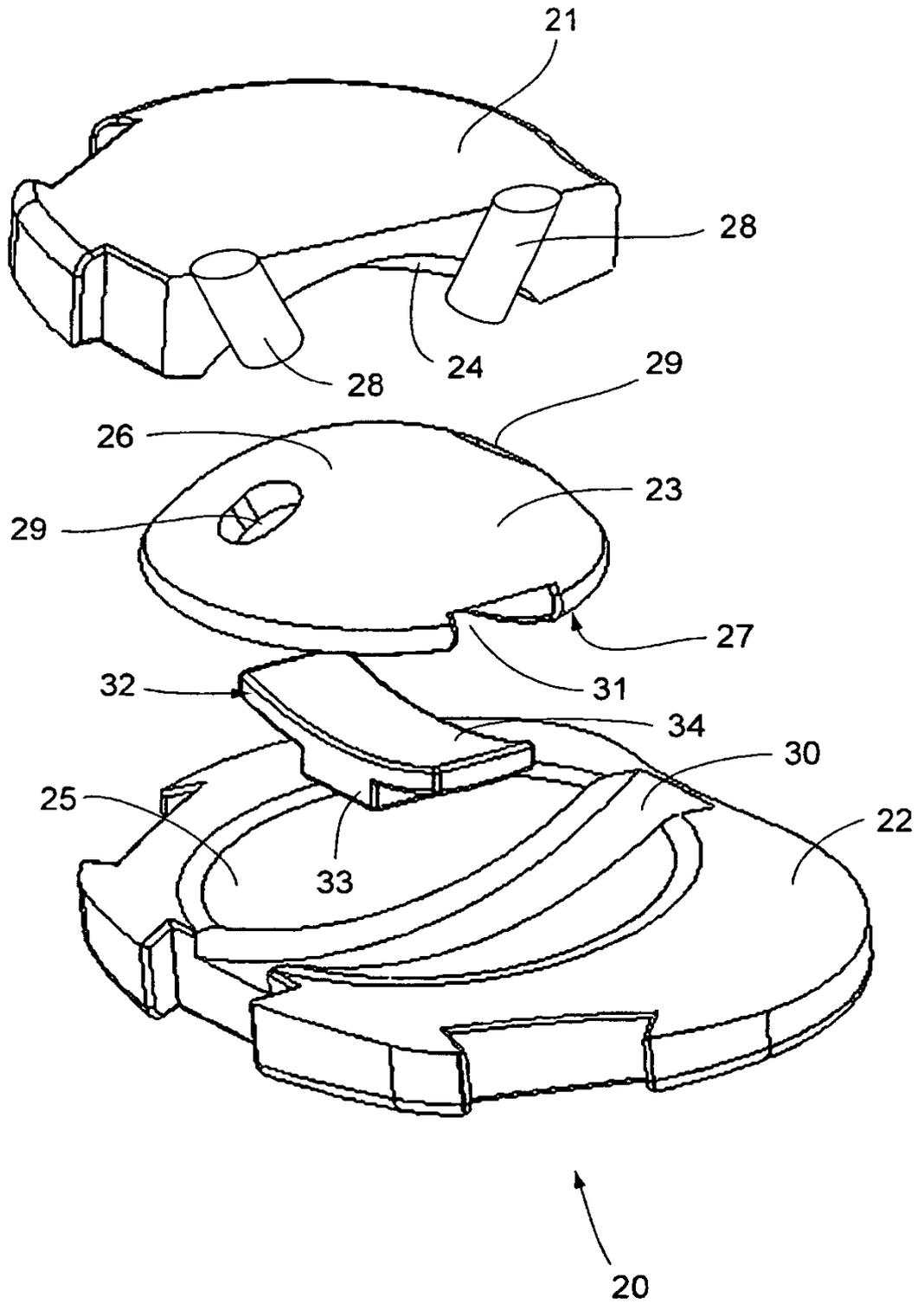


Fig.9

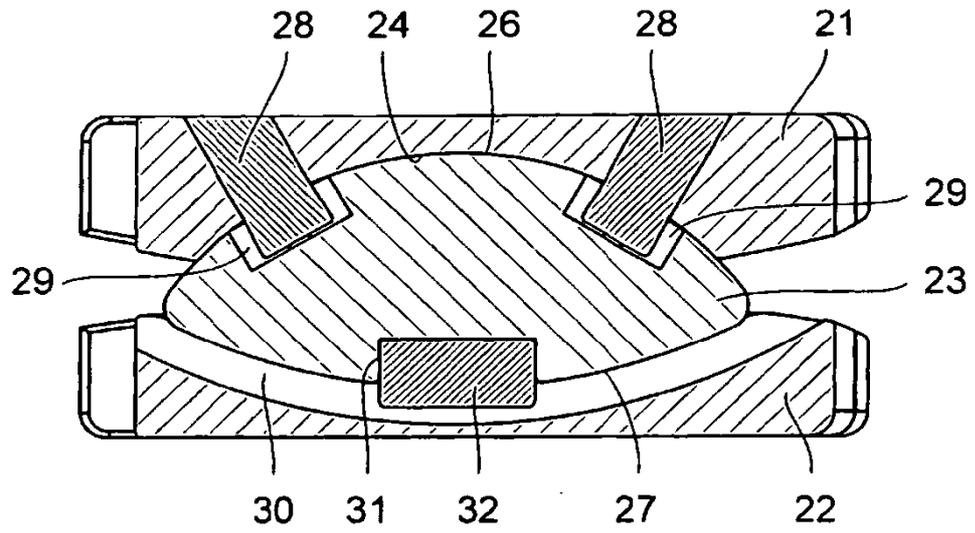


Fig.10

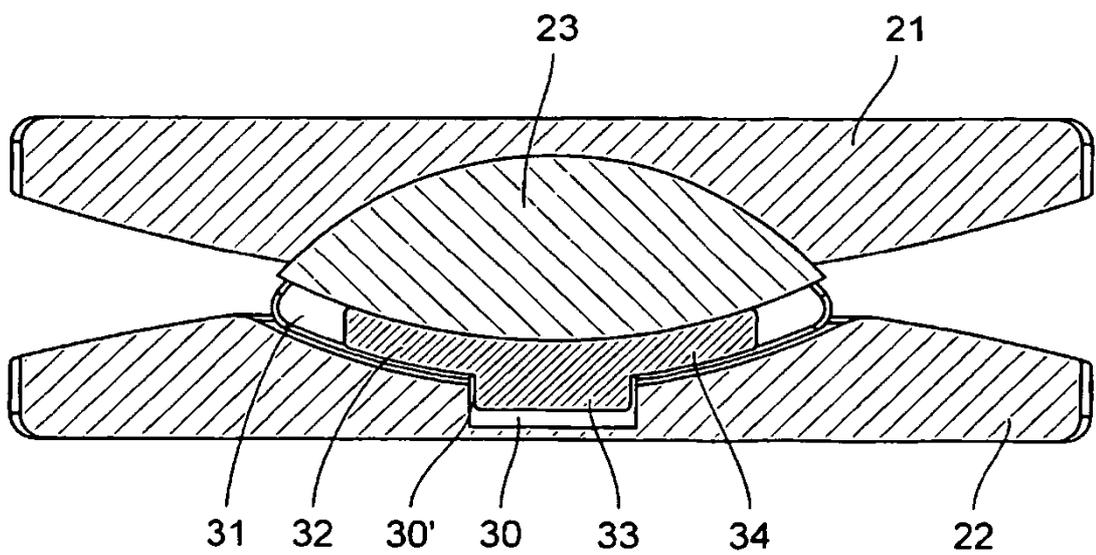


Fig.11

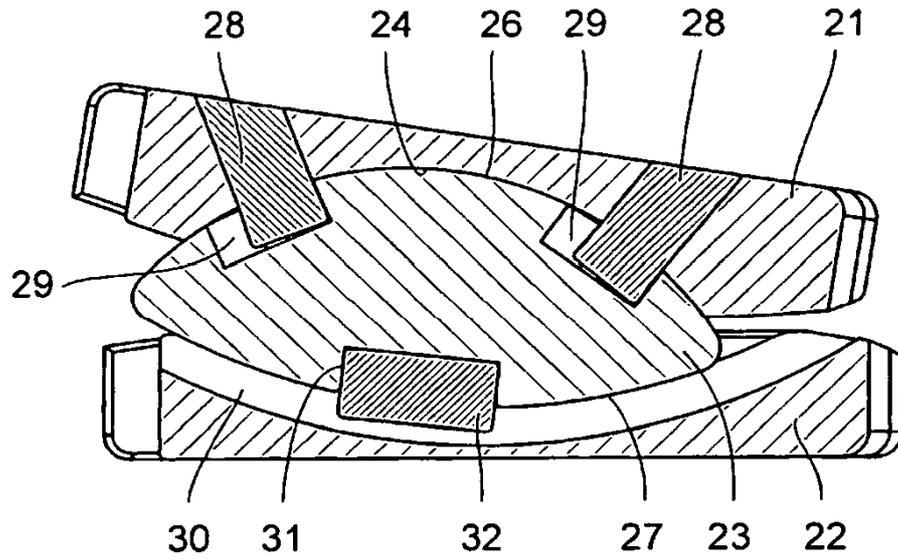


Fig.12

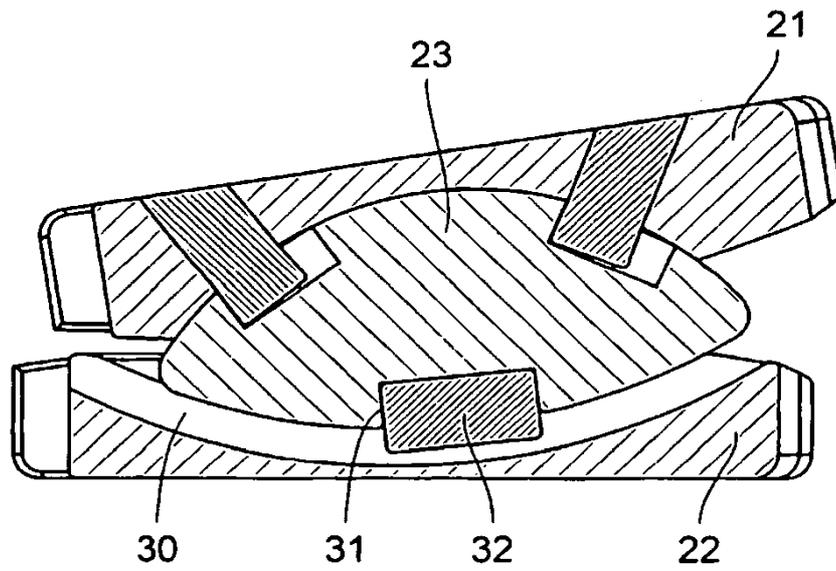


Fig.13

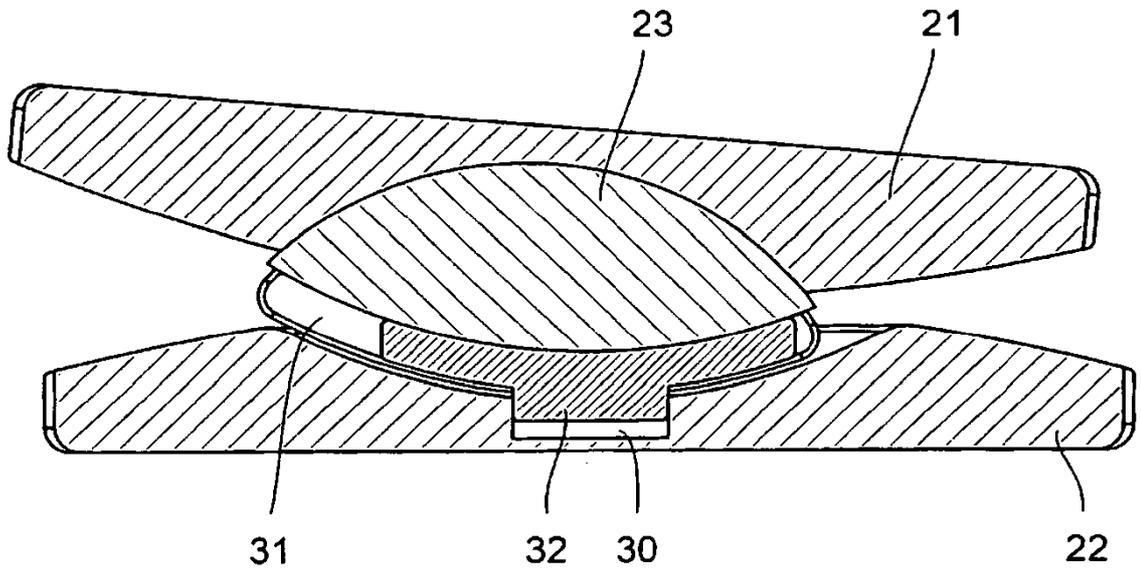


Fig.14

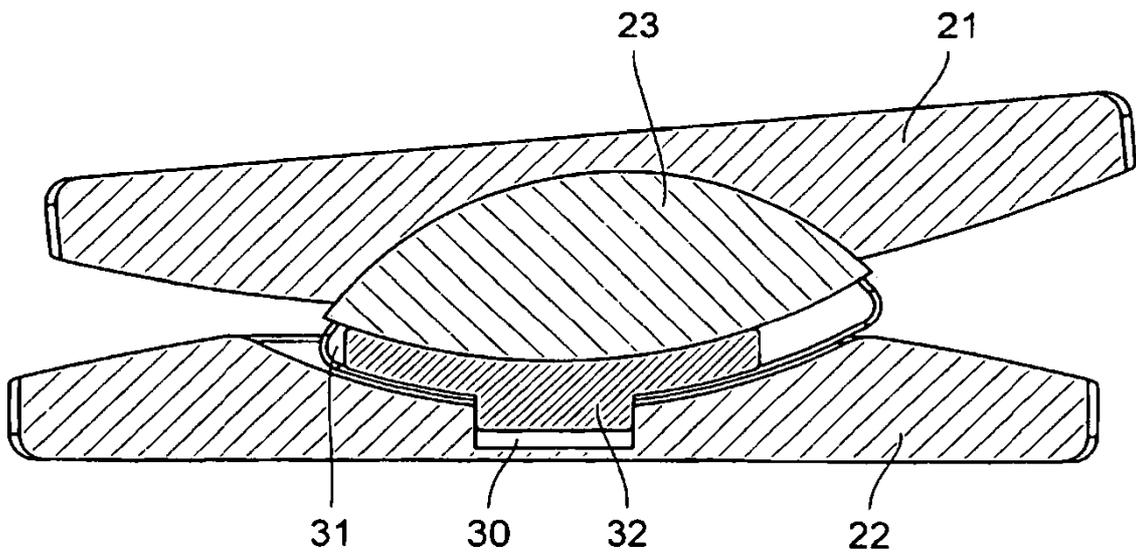


Fig.15

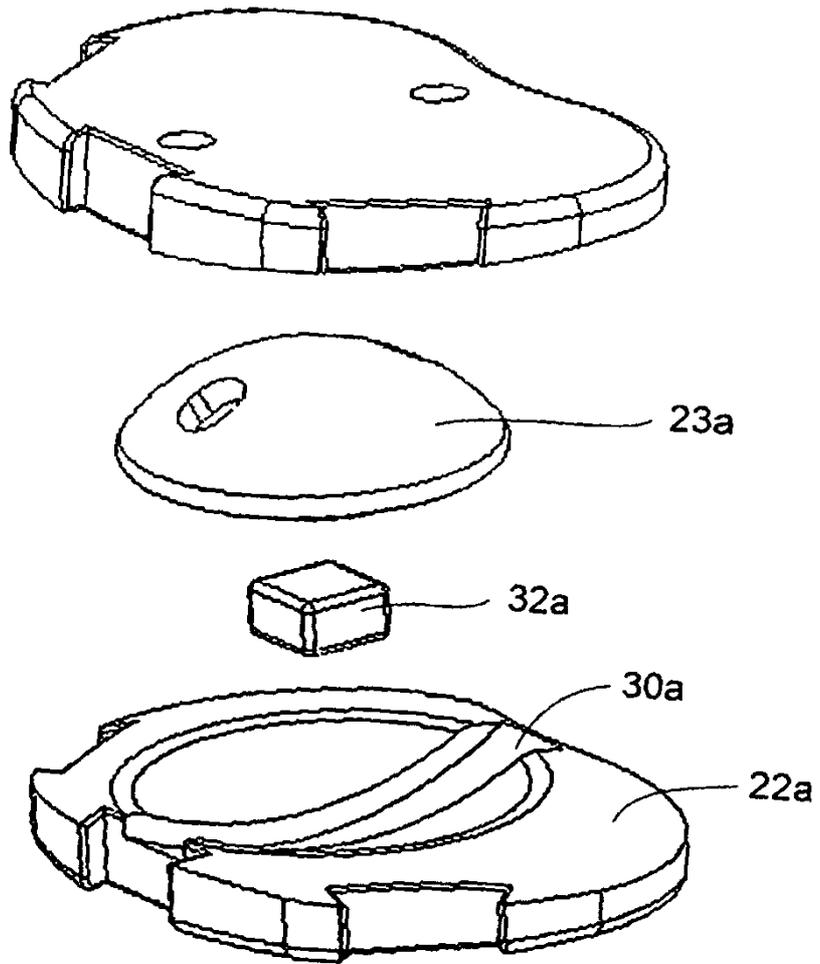


Fig.16

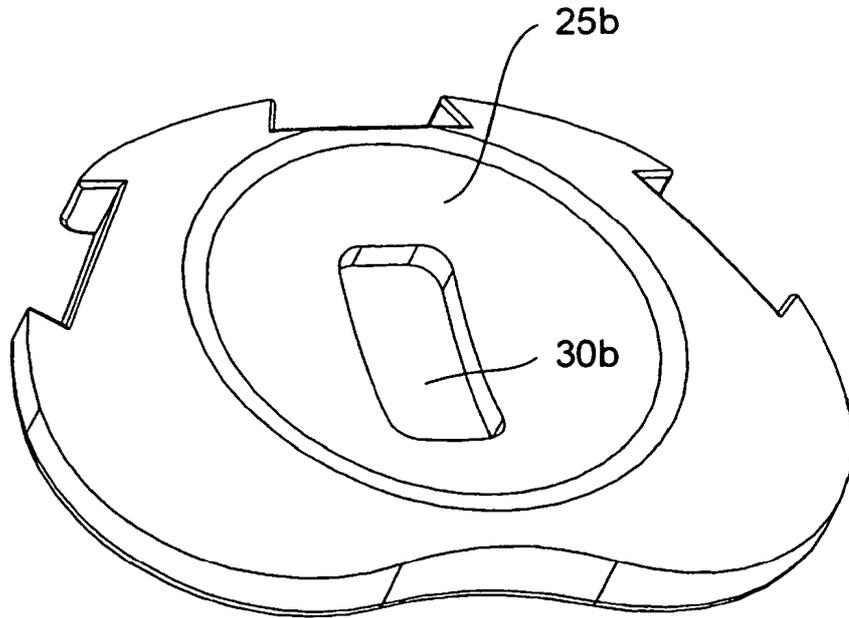


Fig.19

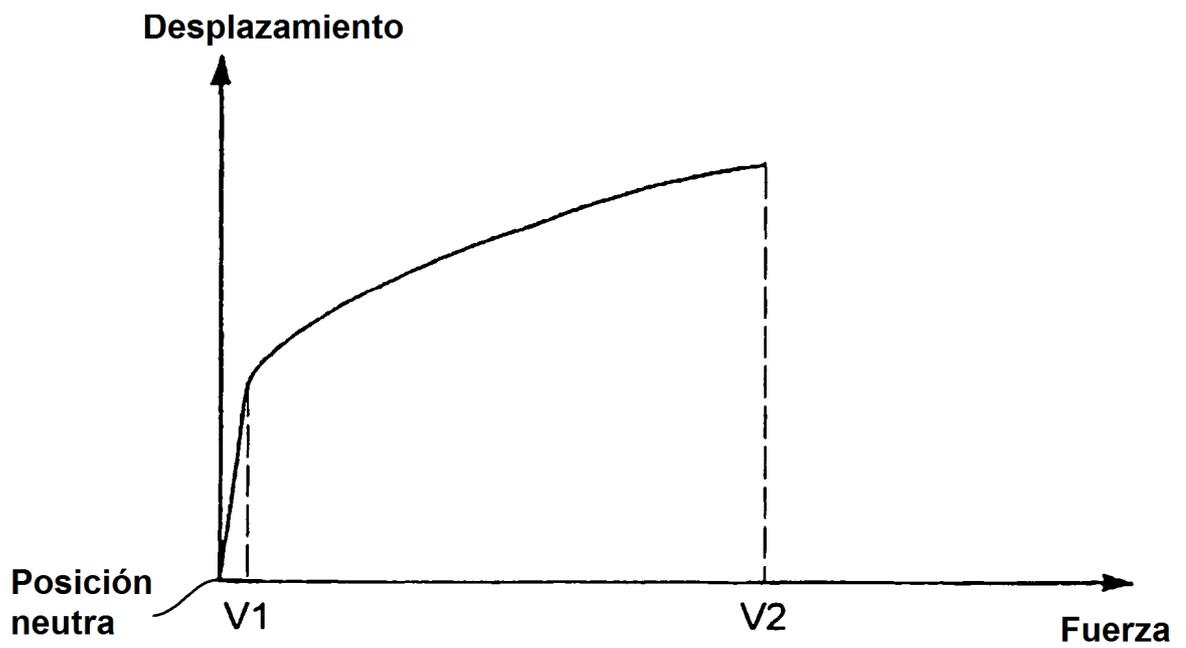


Fig.17

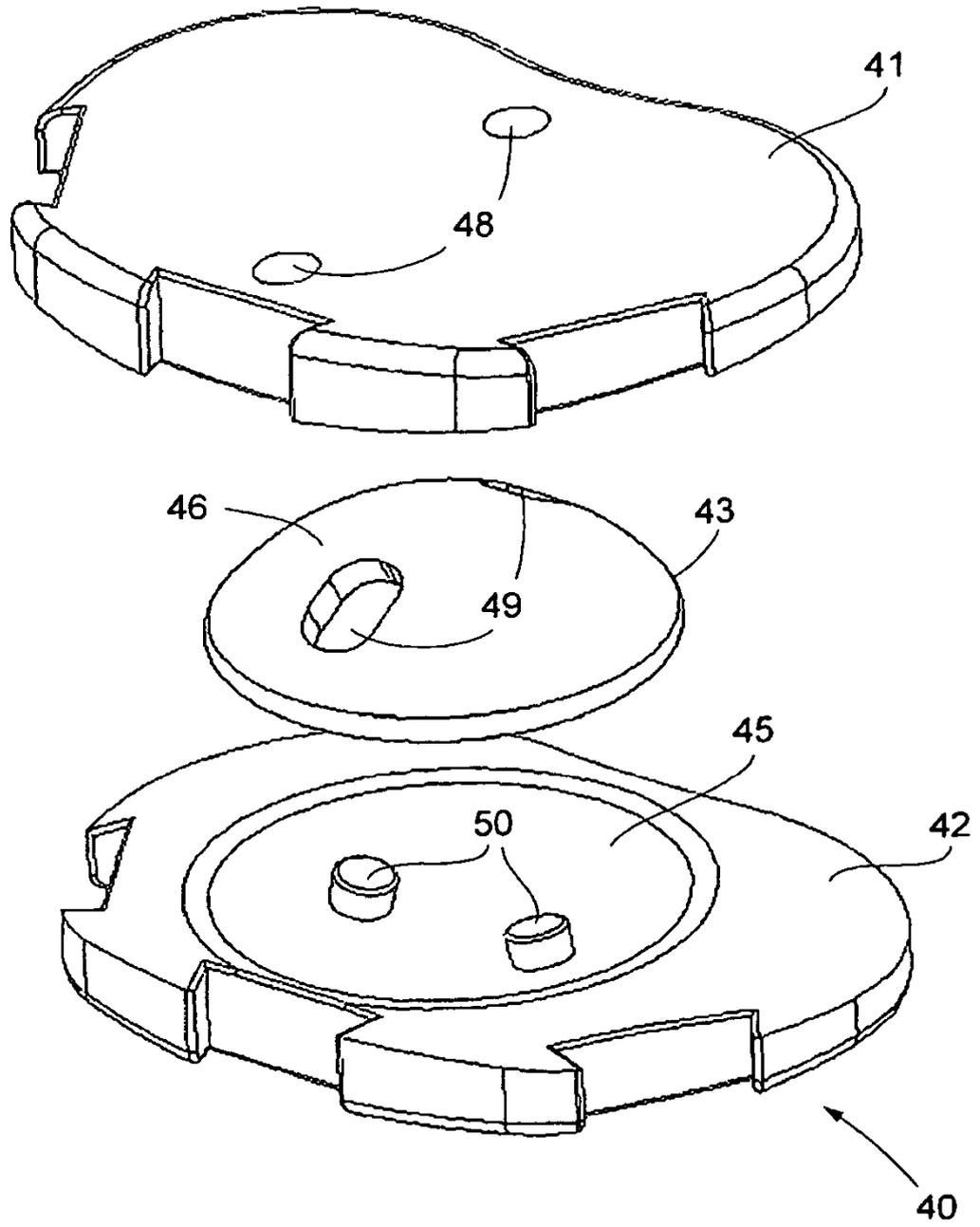


Fig.18

