

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 730 159

②1 N° d'enregistrement national : **95 01422**

⑤1 Int Cl[®] : A 61 F 2/44

①2

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 06.02.95.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : 09.08.96 Bulletin 96/32.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : TEULE JEAN GERMAIN — FR.

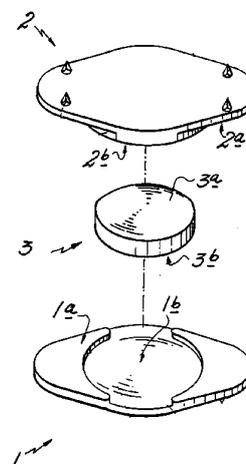
⑦2 Inventeur(s) :

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire : CABINET CLAUDE GUIU.

⑤4 PROTHESE POUR DISQUE INTERVERTEBRAL.

⑤7 La présente invention concerne une prothèse pour disque intervertébral constituée d'un plateau inférieur (1) présentant sur sa face supérieure (1a) une surface de glissement (1b) sur laquelle s'articule une surface de glissement (3b) complémentaire constituant la face inférieure d'une entretoise (3) en forme générale de lentille, dont la face supérieure présente une surface de glissement (3a) sur laquelle s'articule une surface de glissement (2b) complémentaire prévue sur la face inférieure (2a) d'un plateau supérieur (2) caractérisée en ce que les surfaces de glissement (1b, 3a) des faces supérieures du plateau inférieur (1) et de l'entretoise (3) sont convexes et les surfaces de glissement (3b, 2b) des faces inférieures de l'entretoise (3) et du plateau supérieur (2) sont concaves.



FR 2 730 159 - A1



PROTHESE POUR DISQUE INTERVERTEBRAL

La présente invention concerne une prothèse pour disques intervertébraux destinée à être substituée aux disques fibro-cartilagineux assurant la liaison entre les vertèbres de la colonne vertébrale, en cas de lombo-
5 sciatique .

La lombo-sciatique est une infection qui concerne le pivot central de l'articulation intervertébrale constitué par le disque intervertébral. Ce disque assure à la fois la stabilité et la cohérence spatiale de tous les
10 mouvements des vertèbres entre elles. Sa faillite, qui peut se traduire par des tassements, des déformations, des déplacements, voire une simple usure, provoque des phénomènes de lombo-sciatique bien connus, qui provoquent chez le patient des douleurs intenses et une gêne
15 certaine.

Une voie thérapeutique consiste à réaliser l'ablation du disque déficient et à le remplacer par une prothèse constituée généralement par un disque à rotule, en matière déformable mais incompressible servant
20 d'entretoise entre deux plateaux à empreinte sphérique correspondante, en matière indéformable et incompressible, ancrés respectivement dans la face inférieure, supérieure, des vertèbres supérieure, inférieure, constituant l'articulation déficiente.

25 Un premier type de prothèse de disque intervertébral est révélé dans le document DE-30 23 353. Cette prothèse se compose de trois éléments :

- un plateau inférieur comportant une cavité supérieure munie d'un épaulement frontal de centrage,
- 30 - un plateau supérieur identique au plateau inférieur et disposé symétriquement par rapport à celui-ci,
- une entretoise s'articulant entre les deux cavités des plateaux et prenant la forme globale d'une lentille
35 biconvexe.

Cette forme de l'entretoise, si elle rend bien compte de la forme du disque organique, ne permet pas d'assurer les mêmes fonctions articulaires. En effet, le disque organique se compose d'un anneau fibreux, rempli
5 par une masse ovoïde, le nucléus pulposus, dont la nature est principalement liquide puisqu'il contient environ 80 % d'eau. Ainsi, un mouvement d'inclinaison relatif des deux vertèbres va entraîner un déplacement du liquide de la convexité vers la concavité du mouvement, ce qui va se
10 traduire par une diminution de l'épaisseur du disque vers la convexité du mouvement, et une augmentation de l'épaisseur de ce même disque vers la concavité du mouvement. Néanmoins, l'espacement moyen des centres de rotation des vertèbres adjacentes inférieure et supérieure
15 restera globalement constant au cours du mouvement, de part la conservation du liquide à l'intérieur du disque. Ce transfert de liquide permet de procurer respectivement à chacune des vertèbres adjacentes un mouvement de rotation sur elle-même autour d'un axe horizontal passant
20 par son centre de gravité, en direction opposée l'une de l'autre. Dans le cas de la prothèse du document DE-3.023.353, le basculement des plateaux sur la surface de la lentille biconvexe va provoquer une rotation relative desdits plateaux, et par suite des vertèbres adjacentes en
25 direction opposée l'une de l'autre, non plus autour d'axes horizontaux passant par les centres de gravité desdites vertèbres mais autour d'un axe instantané commun situé vers la convexité du mouvement, en périphérie de la lentille biconvexe et dans le plan de cette dernière. On
30 comprend bien que ceci conduit à un écartement global des plateaux et donc des vertèbres adjacentes ; or un espacement constant entre ces plateaux est primordial pour résoudre les problèmes d'impaction des plateaux vertébraux prothétiques que l'on rencontre régulièrement, à long
35 terme, dans les prothèses existantes. En effet, si cet écartement n'est pas constant, les crampons prévus à la surface externe des plateaux et destinés à s'implanter dans chacune des vertèbres adjacentes, vont, lors du

fléchissement, s'échapper de leurs empreintes du côté de la concavité du mouvement, alors qu'ils restent bien en appui dans leurs empreintes, du côté de la convexité du mouvement. Ceci provoque un décalage progressif des
5 empreintes lorsque le fléchissement s'accompagne d'une certaine rotation.

Un autre type de prothèse permettant de conserver un écartement global constant des vertèbres est révélé dans le brevet français FR-2.559.226. Ce document décrit une
10 prothèse composée de deux plateaux dotés d'ailerons d'ancrage et séparés par une entretoise en forme de calotte sphérique à base cylindrique s'articulant dans la calotte sphérique correspondant du plateau supérieur. Ce montage, qui constitue une articulation rotule présente
15 néanmoins un inconvénient important : il ne permet qu'un mouvement de rotation pure, contrairement au disque intervertébral organique qui lui permet un mouvement de rotation-translation qui, au lieu d'un unique centre de rotation, possède une multitude de centres de rotation
20 instantanée, constituant un lieu géométrique.

La présente invention vise en particulier à palier ces inconvénients en procurant une prothèse de disque intervertébral constituée d'un plateau inférieur présentant sur sa face supérieure une surface de
25 glissement sur laquelle s'articule une surface de glissement complémentaire constituant la face inférieure d'une entretoise en forme générale de lentille, dont la face supérieure présente une surface de glissement sur laquelle s'articule une surface de glissement
30 complémentaire prévue sur la face inférieure d'un plateau supérieur, prothèse caractérisée en ce que les surfaces de glissement des faces supérieures du plateau inférieur et de l'entretoise sont convexes et les surfaces de glissement des faces inférieures de l'entretoise et du
35 plateau supérieur sont concaves, ou inversement.

Une prothèse selon l'invention permet donc, grâce à l'association de deux surfaces de glissement dont les convexités sont orientées dans le même sens, de recréer

une articulation aussi proche que possible de la biomécanique naturelle, c'est-à-dire procurant une multitude de centres de rotation instantanée constituant un lieu géométrique tout en assurant un espacement
5 constant entre les vertèbres, et ce, quelle que soit leur position relative. De plus, la géométrie de la prothèse selon l'invention apporte, par rapport à une articulation rotule pure, une diminution des contraintes par augmentation des surfaces de glissement.

10 On décrira ci-après, à titre d'exemple non limitatif, une forme d'exécution de la présente invention en référence au dessin annexé sur lequel :

- la figure 1 est une vue en perspective éclatée de la prothèse selon l'invention,

15 - la figure 2 est une vue en coupe longitudinale verticale du plateau supérieur de la prothèse,

- la figure 3 est une vue en coupe longitudinale verticale de l'entretoise,

20 - la figure 4 est une vue en coupe longitudinale verticale du plateau inférieur,

- la figure 5 est une vue en coupe de la prothèse selon l'invention, montée et en position de repos,

- la figure 6 est une vue en coupe de la prothèse selon l'invention, montée et infléchie.

25 La prothèse selon l'invention est représentée en éclaté sur la figure 1. Elle est constituée d'un plateau inférieur 1 sur lequel vient s'articuler un plateau supérieur 2 par l'intermédiaire d'une entretoise 3 en forme de lentille dont une face est convexe et l'autre
30 concave. Selon une variante préférentielle de l'invention, les plateaux présentent la même forme générale d'ellipse, le petit côté de l'ellipse mesurant par exemple 28 millimètres, le grand côté 45 millimètres et l'épaisseur des plateaux 2 millimètres. Selon la même variante,
35 l'entretoise présente une surface périphérique cylindrique de rayon mesurant par exemple 25 millimètres.

Le plateau inférieur 1, représenté sur la figure 4, présente sur sa face supérieure la surface de

glissement 1b convexe. Sur cette surface de glissement 1b vient s'articuler une surface de glissement 3b prévue sur la face inférieure de l'entretoise 3, représentée sur la figure 3. Ladite surface de glissement 3b est
5 complémentaire de la surface de glissement 1b. Il s'agit donc d'une surface concave possédant le même rayon de courbure que celui de la surface de glissement 1b.

La face supérieure de l'entretoise 3 présente une surface de glissement 3a convexe sur laquelle vient
10 s'articuler une surface de glissement 2b complémentaire prévue sur la face inférieure 2a du plateau supérieur 2, représenté sur la figure 2. Ladite surface de glissement 2b possède donc le même rayon de courbure que celui de la surface de glissement 3a.

15 Selon une variante préférentielle, la surface de glissement 1b convexe constitue le fond d'un évidement 1c prévu sur la face supérieure 1a du plateau inférieur 1. Cet évidement 1c se présente sous la forme d'un puits cylindrique centré sur l'ellipse constituant le plateau
20 inférieur 1 et dont le rayon mesure par exemple 28 millimètres. Etant donné que la surface de glissement 1b convexe est plus grande que la surface de glissement 3b concave de la face inférieure de l'entretoise 3, ladite entretoise 3 peut glisser par sa
25 surface de glissement 3b sur ladite surface de glissement 1b constituant le fond de l'évidement 1c du plateau inférieur 1. Ce mouvement de glissement de l'entretoise 3 sur la face supérieure 1a du plateau inférieur 1 est limité par la bordure 1d que
30 l'évidement 1c procure à la périphérie de la surface de glissement 1b.

Cette bordure 1d peut être continue sur toute la périphérie de la surface de glissement 1b ou simplement sur une partie de cette périphérie comme il est représenté
35 sur la figure 1. Il suffit que l'interruption de cette bordure 1d soit inférieure au diamètre de la périphérie de la surface de glissement 3b de l'entretoise 3 afin

d'éviter que celle-ci ne puisse quitter, par glissement, l'évidement 1c.

La surface de glissement 2b concave prévue sur la face inférieure 2a du plateau supérieur 2 est située, selon une variante préférentielle, à l'extrémité inférieure d'un cylindre 2c qui s'étend vers le bas et perpendiculairement à la face inférieure 2a du plateau supérieur 2. Ce cylindre est centré sur l'ellipse constituée par le plateau supérieur 2 ; il possède un rayon de 28 millimètres et une hauteur de 4 millimètres.

Cette double interface de glissement entre d'une part la surface de glissement 1b et la surface de glissement 3b et, d'autre part, la surface de glissement 2b et la surface de glissement 3a procure une articulation mécanique très proche de l'articulation biomécanique naturelle. En effet, au lieu d'avoir un centre de rotation unique et constant dans le temps, comme ce serait le cas avec une articulation rotule, on dispose d'une multitude de centres de rotation instantanés. Le double glissement fait en sorte, qu'à chaque instant, l'articulation du plateau supérieur 2 sur le plateau inférieur 1 peut être considérée comme une articulation rotule dont le centre se déplace au cours du temps. On n'a donc plus affaire à un seul centre de rotation mais à un lieu géométrique de centres de rotation. Ceci correspond bien à la réalité de l'articulation intervertébrale naturelle. En effet, comme il a déjà été dit précédemment, le disque intervertébral organique est de nature spongieuse, et se comporte donc sensiblement comme un fluide déformable mais incompressible. La diminution de volume qui s'effectue dans la convexité du mouvement d'inclinaison d'une vertèbre par rapport à l'autre se répercute intégralement sous forme d'une augmentation de volume à l'autre extrémité, vers la concavité du mouvement. Ce transfert a pour effet de procurer à chacune des vertèbres un mouvement de rotation sur elle-même, dans le sens opposé l'une de l'autre. Dans le cas d'une rotation simple que l'on considérera s'effectuer dans un

plan vertical pour un homme debout, chaque vertèbre sera animée d'un mouvement de rotation autour d'un axe perpendiculaire à ce plan, c'est-à-dire horizontal et passant sensiblement au centre de gravité de ladite
5 vertèbre, en sens opposé pour chacune des vertèbres. Cette double rotation, en sens opposé, autour de deux axes liés aux vertèbres et fixes au cours du temps, peut également s'interpréter comme une rotation des deux vertèbres, en
10 sens opposé l'une de l'autre, autour d'un seul axe mobile au cours du temps, donc, en définitive comme une rotation autour d'une multitude d'axes instantanés parallèles entre eux et situés dans la convexité du mouvement. Cette
interprétation, limitée, pour des raisons de clarté, à des mouvements de rotation dans un plan autour d'axes
15 perpendiculaires à ce plan, s'étend bien entendu à des rotations dans l'espace, autour de points.

Ainsi, bien que les vertèbres se rapprochent l'une de l'autre par une de leur extrémité, et s'éloignent par leur autre extrémité, la distance qui sépare leur axe de
20 rotation propre respectif reste constante. C'est cette particularité que permet de récréer la prothèse selon l'invention et qui est mise en évidence sur les figures 5 et 6. En effet, lorsque les plateaux supérieur 2 et inférieur 1 se rapprochent à une de leur extrémité,
25 l'entretoise 3 est progressivement chassée vers l'autre extrémité, vers la concavité du mouvement, réalisant ainsi de façon mécanique le transfert de matière qui, dans l'articulation réelle, est réalisé sous forme d'un transfert de fluide. L'entretoise 3 ayant été chassée vers
30 la concavité du mouvement, les plateaux supérieur 2 et inférieur 1 se sont rapprochés du côté de la convexité du mouvement, mais l'écartement d entre les deux axes respectifs de rotation propre O_1 du plateau inférieur 1 et O_2 du plateau supérieur 2, est resté constant entre la
35 position de repos, représentée sur la figure 5 et la position inclinée, représentée sur la figure 6.

Il est à noter, que toutes les propriétés mises en évidence ci-dessus sont évidemment conservées si les

surfaces de glissement 1b, 3a respectives des faces supérieures du plateau inférieur 1 et de l'entretoise 3 sont concaves et les surfaces de glissement 3b, 2b respectives des faces inférieures de l'entretoise 3 et du plateau supérieur 2, convexes. C'est pourquoi une prothèse présentant une telle géométrie ne sortirait pas du cadre de l'invention. Néanmoins, pour des raisons de concision et de clarté de la description, celle-ci sera poursuivie en se plaçant dans la première configuration qui est également celle représentée sur les figures.

La prothèse permet d'assurer deux surfaces rotatoires, l'une, entre les surfaces de glissement 2b et 3a prenant en compte principalement les mouvements de rotation pure, l'autre, entre les surfaces de glissement 1b et 3b, prenant en compte principalement les composantes de translation horizontale des mouvements complexes d'une vertèbre par rapport à l'autre. Selon une variante particulière de l'invention, le rayon de courbure des surfaces de glissement 1b et 3b est supérieur au rayon de courbure des surfaces de glissement 2b et 3a. Ceci permet de privilégier la composante rotatoire par rapport à la composante de translation, ce qui correspond à la réalité des mouvements segmentaires complexes des espaces intervertébraux L5-S1 à L1-L2 (Ln correspond à la nième vertèbre lombaire et Sn à la nième vertèbre sacrée) du rachis lombaire.

Selon une variante préférentielle de la prothèse, les surfaces de glissement 1b, 3a, 3b et 2b sont réalisées sous forme de portions de sphères. Cette disposition qui assure les mêmes caractéristiques de rotation selon toutes les directions de l'espace n'est pas la seule envisageable. On pourrait également, par exemple, réaliser les surfaces de glissement sous forme de portion d'ellipsoïde, ce qui permettrait par exemple de freiner la rotation du plateau supérieur 2 sur le plateau supérieur 1 dans un plan horizontal. En effet, la dissymétrie des surfaces de glissement complémentaires entraînerait, lors d'une rotation relative dans un plan horizontal, un

écartement relatif de ces surfaces de glissement complémentaires. Cet écartement qui entraînerait un écartement des vertèbres, serait évidemment freiné en retour par le couple résistant engendré par la masse de la
5 portion du corps en appui sur la vertèbre supérieure.

Selon une réalisation particulièrement avantageuse de la variante précédente, le rayon de la sphère portant la surface de glissement 3_b de l'entretoise 3 et la surface de glissement 1_b de la face supérieure 1_a du
10 plateau inférieur 1 est strictement supérieur au rayon du cercle circonscrit à un triangle équilatéral dont un sommet est situé au centre du disque intervertébral L4-L5 du patient et les deux autres sommets situés respectivement au niveau de la partie moyenne des grands
15 trochanters de ce même patient. Chaque grand trochanter est une éminence de l'extrémité supérieure du fémur. Le triangle lombo-pelvi-fémoral ainsi défini, après avoir été étudié sur un grand nombre de patients, s'avère être un triangle équilatéral, homothétique chez les patients, en
20 fonction de leur morphologie bréviligne ou longiligne.

Le cercle circonscrit à ce triangle dont le centre se trouve au barycentre de celui-ci mesure en moyenne 50 millimètres de rayon sur un grand nombre de patients examinés radiologiquement. Ce triangle lombo-pelvi-fémoral
25 représente en quelque sorte le polygone de sustentation de la partie supérieure de l'individu en position érigée puisque, sur l'individu représenté de profil, il est dirigé selon un plan oblique du haut vers le bas et d'arrière en avant, et que, la ligne gravitaire de
30 l'individu passe par le barycentre de ce triangle. L'ensemble des mouvements de la colonne lombaire se trouve donc rapporté à cette ligne gravitaire, et par voie de conséquence à ce barycentre. C'est pourquoi, dans le cas où la prothèse selon l'invention est utilisée dans
35 l'espace L4-L5, il est nécessaire que la partie du rachis lombaire située au dessus de l'entretoise 3 puisse pivoter autour de cette dernière. Or, comme on vient de le voir, la morphologie impose à l'entretoise 3 de la prothèse

implantée entre les vertèbres L4 et L5, d'être située sur un cercle circonscrit au triangle lombo-pelvi-fémoral, et par suite sur une sphère de même rayon centrée sur le barycentre dudit triangle lombo-pelvi-fémoral. Il est donc
5 nécessaire, pour assurer la rotation de la partie du rachis lombaire située au dessus de l'entretoise 3, autour de cette dernière, de donner à la sphère portant les surfaces de glissements 3b et 1b qui constituent la surface rotatoire située juste en dessous, un rayon
10 supérieur à celui de la sphère circonscrite au triangle lombo-pelvi-fémoral et centrée sur le barycentre de ce dernier. Ceci permet de privilégier la rotation de la partie supérieure du rachis autour de l'entretoise 3 par rapport à la rotation de l'entretoise 3 sur la surface de
15 glissement 1b. Ainsi, dans le cas particulier d'une implantation de la prothèse dans l'espace L4-L5, le simple fait de donner à la surface rotatoire supérieure un rayon de courbure supérieur à celui de la surface rotatoire inférieure ne suffit plus à assurer la prédominance de la
20 composante de rotation sur la composante de translation, du fait de l'imbrication de cet espace L4-L5 au sein du triangle lombo-pelvi-fémoral. Il faut en plus que le rayon de courbure des surfaces de glissement 1b et 3b soit supérieur au rayon du triangle lombo-pelvi-fémoral. On
25 peut, par exemple, donner à la sphère portant les surfaces de glissements 3b et 1b une valeur double, à savoir une valeur proche de 100 millimètres, ce qui permet d'assurer une répartition optimale des forces de gravité transmises par la colonne vertébrale et de libérer ainsi la mobilité
30 de l'espace L5-S1 dans lequel la translation est prédominante sur la rotation.

D'autre part, il a été déterminé expérimentalement, qu'un rayon d'environ 22 millimètres représentait une valeur optimale pour le rayon de la sphère portant les
35 surfaces de glissement 3a et 2b. De plus, on donne à l'entretoise 3 une hauteur hors tout de 8 millimètres, ce qui, combiné aux autres dimensions déjà données dans la description conduit à une hauteur hors tout de la prothèse

d'environ 10,75 millimètres. Néanmoins, il est bien clair qu'il s'agit là de valeurs particulières et qu'une prothèse dimensionnée différemment, mais respectant la même géométrie ne sortirait pas du cadre de l'invention.

5 La prothèse ainsi dimensionnée est bien évidemment utilisable pour des disques L4-L5, mais également pour les disques des étages adjacents, à savoir L3-L4 et L5-S1.

Selon une variante particulière de l'invention, le plateau inférieur 1 et le plateau supérieur 2 présentent
10 respectivement sur leur surface inférieure 1e, supérieure 2d des picots 4 verticaux de positionnement assurant respectivement l'ancrage sur la vertèbre adjacente inférieure, supérieure.

Selon une réalisation préférentielle de l'invention,
15 les plateaux inférieur 1 et supérieur 2 sont réalisés en titane ou en alliage de titane et l'entretoise 3 est réalisée en polyéthylène haute densité.

REVENDICATIONS

1 - Prothèse pour disque intervertébral constituée d'un plateau inférieur (1) présentant sur sa face supérieure (1a) une surface de glissement (1b) sur laquelle s'articule une surface de glissement (3b) complémentaire constituant la face inférieure d'une entretoise (3) en forme générale de lentille, dont la face supérieure présente une surface de glissement (3a) sur laquelle s'articule une surface de glissement (2b) complémentaire prévue sur la face inférieure (2a) d'un plateau supérieur (2) caractérisée en ce que les surfaces de glissement (1b,3a) des faces supérieures du plateau inférieur (1) et de l'entretoise (3) sont convexes et les surfaces de glissement (3b,2b) des faces inférieures de l'entretoise (3) et du plateau supérieur (2) sont concaves.

2 - Prothèse pour disque intervertébral selon la revendication précédente caractérisée en ce que le rayon de courbure commun à la surface de glissement (3a) convexe de la face supérieure de l'entretoise (3) et à la surface de glissement (2b) concave de la face inférieure (2a) du plateau supérieur (2) est inférieur au rayon de courbure commun à la surface de glissement (3b) concave de la face inférieure de l'entretoise (3) et à la surface de glissement (1b) convexe de la face supérieure (1a) du plateau inférieur (1).

3 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que les surfaces de glissement (1b,2b,3a,3b) sont des portions de sphères.

4 - Prothèse pour disque intervertébral selon la revendication précédente caractérisée en ce que le rayon de la sphère portant la surface de glissement (3b) concave de la face inférieure de l'entretoise (3) et la surface de glissement (1b) convexe de la face supérieure (1a) du plateau inférieur (1) est strictement supérieur au rayon du cercle circonscrit à un triangle équilatéral dont un sommet est situé au centre du disque intervertébral L4-L5

du patient à qui l'on va implanter ladite prothèse et les deux autres sommets sont situés respectivement au niveau de la partie moyenne des grands trochanters de ce même patient.

5 5 - Prothèse pour disque intervertébral selon la revendication précédente caractérisée en ce que le rayon de la sphère portant la surface de glissement (3b) concave de la face inférieure de l'entretoise (3) et la surface de glissement (1b) convexe de la face supérieure (1a) du
10 plateau inférieur (1) est égal à deux fois le rayon du cercle circonscrit au triangle équilatéral dont un sommet est situé au centre du disque intervertébral L4-L5 et les deux autres sommets sont situés respectivement au niveau de la partie moyenne des grands trochanters, à savoir est
15 voisin de 100 millimètres et le rayon de la sphère portant la surface de glissement (3a) convexe de la face supérieure de l'entretoise (3) et la surface de glissement (2b) concave de la face inférieure (2a) du plateau supérieur (2) est voisin de 22 millimètres.

20 6 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que la surface de glissement (1b) convexe de la face supérieure (1a) du plateau inférieur (1) est plus grande que la surface de glissement (3b) concave de la face
25 inférieure de l'entretoise (3)

 7 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que la surface de glissement (1b) convexe de la face supérieure (1a) du plateau inférieur (1) constitue le fond
30 d'un évidement (1c) prévu sur ladite face supérieure (1a) du plateau inférieur (1).

 8 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que la surface de glissement (2b) concave de la face
35 inférieure (2a) du plateau supérieur (2) est située à l'extrémité inférieure d'un cylindre (2c) s'étendant verticalement à ladite face inférieure (2a) du plateau supérieur (2).

9 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que le plateau inférieur (1) et le plateau supérieur (2) présentent respectivement sur leur surface inférieure (1e), supérieure (2d) des picots (4) verticaux de positionnement assurant respectivement l'ancrage sur la vertèbre adjacente inférieure, supérieure.

10 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que les plateaux inférieur (1) et supérieur (2) sont en titane ou en alliage de titane.

11 - Prothèse pour disque intervertébral selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que l'entretoise (3) est en polyéthylène haute densité.

1/1

Fig 1

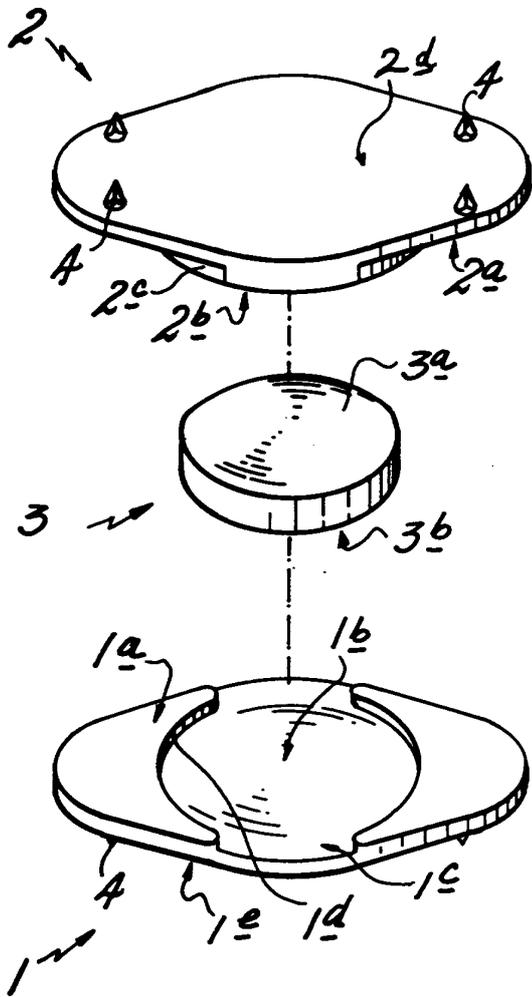


Fig 2

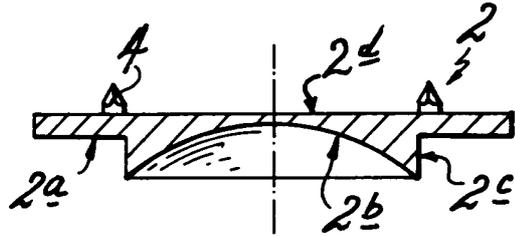


Fig 3

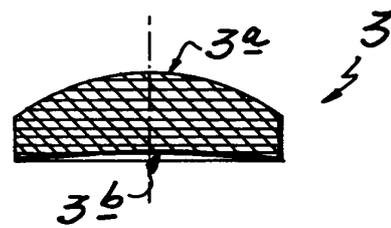


Fig 4

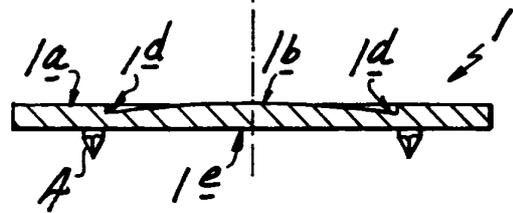


Fig 5

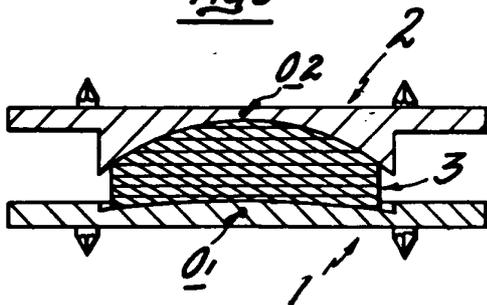
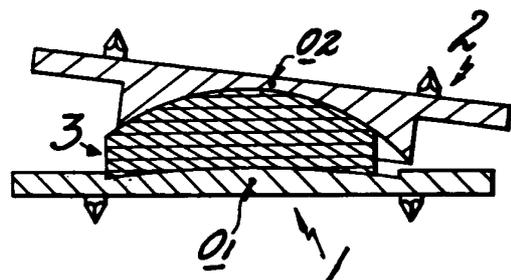


Fig 6



DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
D,A	DE-A-30 23 353 (SULZER AG) 9 Avril 1981 * page 4, ligne 21 - ligne 25; figures * -----	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. CL. 6)
		A61F
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
29 Septembre 1995		Gérard, B
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons ----- & : membre de la même famille, document correspondant</p>		

2