ROYAUME DE BELGIQUE

MINISTERE DES AFFAIRES ECONOMIQUES

BREVET D'INVENTION

NUMERO DE PUBLICATION : 1011626A3

NUMERO DE DEPOT : 09701036

Classif. Internat. : A61F

Date de délivrance le : 09 Novembre 1999

Le Ministre des Affaires Economiques,

Vu la loi du 28 Mars 1984 sur les brevets d'invention, notamment l'article 22;

Vu l' arrêté royal du 2 Décembre 1986 relatif à la demande, à la délivrance et au maintien en vigueur des brevets d'invention, notamment l'article 28;

Vu le procès verbal dressé le 17 Décembre 1997 à 24H00 à l 'Office de la Propriété Industrielle

ARRETE:

ARTICLE 1.- Il est délivré à : MEMENTO S.A.
Avenue Sainte Cécile 7, Case Postale 297, CH-1217 MEYRIN 1 - GENEVE(SUISSE)

représenté(e)(s) par : Mr.MODRIE, NOVAMARK & VIGNERON, Boulevard du Souverain 7 - B 1170 BRUXELLES.

un brevet d' invention d' une durée de 20 ans, sous réserve du paiement des taxes annuelles, pour : PROTHESE TOTALE DE GENOU A PLATEAU TIBIAL MOBILE EN ROTATION.

INVENTEUR(S) : Lootvoet Louis, avenue Léopold II 12, B-5000 Namur (BE); Mullier Jean, rue Trémoroux 141, B-1360 Orbais (BE)

ARTICLE 2.- Ce brevet est délivré sans examen préalable de la brevetabilité de l'invention, sans garantie du mérite de l'invention ou de l'exactitude de la description de celle-ci et aux risques et périls du(des) demandeurs(s).

Bruxelles, le 09 Novembre 1999
PAR DELEGATION SPECIALE :

L. WUYTS
CONSEILLER

"Prothèse totale de genou à plateau tibial mobile en rotation"

La présente invention a pour objet une prothèse totale de genou du type à rotation tibiale.

Cette prothèse comporte essentiellement, lié à l'os du fémur un implant fémoral constitué de trois condyles et un implant tibial dont l'embase mise en contact avec les condyles est montée en rotation libre autour d'un axe vertical.

Une prothèse de genou de ce type présente l'avantage d'assurer entre l'élément fémoral et l'élément tibial un contact qui puisse s'adapter à tous les mouvements auxquels un genou naturel est habituellement soumis, à savoir : les mouvements de flexion-extension permettant de prendre une position assise ou basse, les mouvements latéraux de l'extérieur vers l'intérieur ou inversement, et surtout les mouvements mixtes qui sont composés d'une association difficilement quantifiable des mouvements précédemment cités de déplacement en flexion-extension et de déplacement interne-externe.

Ce sont en effet les mouvements mixtes qui constituent le maximum des mouvements du genou et que toute bonne prothèse doit par conséquent tenter de reproduire pour réaliser la démarche naturelle d'un genou.

Plus la reproduction de la démarche naturelle d'un genou est proche de la réalité, plus la prothèse atteint une qualité de fonctionnement qui permet au patient de mener une vie proche de la vie normale qu'il menait avec un genou sain ; lorsque cette qualité de fonctionnement est maximale, le patient peut alors mener une vie identique à celle de son genou naturel sain.

Jusqu'à présent, il n'a pas été possible d'atteindre un niveau élevé de fonctionnement des prothèses de genou. Cela est dû notamment à des difficultés techniques d'appréciation de la démarche de chaque individu, dont la conséquence est qu'il n'a jamais été possible d'établir une

modélisation, réelle et exploitable d'une démarche-type représentative de toute la population des patients et adaptable de façon personnalisée à chacun d'eux. C'est pourquoi les prothèses proposées sont le résultat de l'expérience acquise par l'analyse des défauts des prothèses existantes. Les améliorations qui en ont été les conséquences sont des améliorations progressives qui permettent d'aboutir peu à peu à un résultat proche de la démarche réelle du patient.

Un problème essentiel à résoudre dans les prothèses de genou réside dans la solution apportée simultanément dans la mobilité des deux implants fémoral et tibial entre eux et dans leur état de congruence, c'est-à-dire leur qualité à s'emboîter parfaitement l'un sur l'autre.

Dans une prothèse totale de genou, une forte mobilité de l'implant fémoral par rapport à l'implant tibial peut être obtenue en réalisant des surfaces de contact peu congruentes entre les condyles fémoraux et le plateau tibial (c'est-à-dire des surfaces dont les zones de contact sont limitées). Malheureusement, cette faible congruence a pour contrepartie des pressions élevées exercées sur le plateau tibial, ce qui a pour conséquence d'engendrer une forte usure du polyéthylène constituant le plateau tibial.

Pour réduire le plus possible l'usure du polyéthylène du plateau tibial, il convient donc de réaliser les prothèses de façon à ce que l'implant fémoral et l'implant tibial présentent une excellente congruence. Mais celle-ci présente à son tour un inconvénient puisqu'elle réduit la mobilité en rotation des pièces les une par rapport aux autres , alors que le maximum de mobilité est nécessaire. C'est ainsi que l'on a réalisé des prothèses de genou à forte congruence dont le plateau tibial est monté libre en rotation autour de son axe vertical.

Un genou muni d'une prothèse totale postéro-stabilisée ne possède plus de ligament croisé postérieur puisque celui-ci est supprimé. En conséquence, en fin de flexion pour les positions extrêmes, on constate une absence de recul (appelé fréquemment « roll back ») de l'implant fémoral par

rapport à l'implant tibial. Or lorsqu'une personne se relève à partir d'une position assise, ou d'une position basse, son quadriceps, qui est relié à la rotule et au tendon rotulien, doit fournir un effort qui va être d'autant plus élevé que le bras de levier entre le tendon rotulien et la zone de contact entre les condyles et le plateau est faible.

Ainsi, avec les prothèses décrites ci-dessus, le bras de levier est réduit par rapport au bras de levier d'un genou naturel, ce qui augmente l'effort musculaire nécessaire au quadriceps pour que la personne puisse se lever ou s'asseoir. S'agissant de personnes généralement âgées, cet inconvénient est particulièrement gênant.

L'invention a donc pour but, dans une prothèse du type décrit ci-dessus, de proposer une solution satisfaisante à ce problème.

Conformément à l'invention, les surfaces d'appui du plateau tibial et les surfaces des condyles latéraux sont congruentes, jusqu'à une flexion d'environ 90 degrés et des moyens de butée sont prévus sur le plateau et les condyles latéraux pour provoquer, en fin de flexion au-delà de 90 degrés, un recul dans un plan antéro-postérieur des condyles latéraux et de leurs zones d'appui sur le plateau tibial, afin d'assurer une postéro-stabilisation de l'implant fémoral.

Ainsi grâce à ce recul en fin de flexion-extension, le bras de levier entre la zone de contact condyles-plateau et le tendon rotulien est maintenu sensiblement égal au bras de levier dans un genou naturel, pourvu du ligament croisé postérieur. Cela évite au patient portant cette prothèse de devoir fournir des efforts musculaires anormaux pour se lever ou pour s'asseoir.

Suivant un mode de réalisation de l'invention, lesdits moyens comprennent un plot formant butée, agencé dans la partie antérieure du plateau tibial, solidaire de celui-ci, décalé vers l'avant par rapport à l'axe de rotation du plateau ; une barrette transversale de liaison entre les extrémités antérieures des condyles est également prévue, cette barrette

étant positionnée et adaptée pour pouvoir prendre appui sur le plot au-delà de 90 degrés environ de flexion, et ainsi assurer le recul de l'implant fémoral.

Selon l'invention, la barrette transversale de l'élément fémoral, qui joue le rôle de condyle central pour remplacer artificiellement l'absence de ligaments croisés, est réalisée pour être également en congruence avec le plot de butée avec lequel la barrette coopère.

Ainsi quelle que soit la rotation effectuée par le plateau tibial, la barrette transversale, du fait de sa forme concave en diabolo, se trouve en contact sur toute sa hauteur avec la butée de forme concave qui vient s'insérer totalement dans le creux de la barrette et s'appuyer en tous points de son arc de cercle, évitant les points d'appui ponctuels d'une barrette semblable mais cylindrique.

D'autres particularités et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description qui va suivre, faite en référence aux dessins annexés qui en illustrent une forme de réalisation à titre d'exemple non limitatif.

La figure 1 est une vue en perspective éclatée d'une forme de réalisation de la prothèse totale de genou conforme à l'invention.

La figure 2 est une vue de dessus du plateau tibial de la prothèse de la figure 1.

La figure 3 est une vue de dessus de l'implant fémoral de la figure 1.

La figure 4 est une vue mi-coupe dans un plan antéro postérieur mi élévation latérale de la prothèse des figures 1 à 3 en position d'extension.

La figure 5 est une vue similaire à la figure 4 mais dans un plan différent, montrant la prothèse en fin de flexion au-delà de 90 degrés.

La figure 6 est une vue en élévation partielle de la prothèse des Fig.1 à 5, montrant la disposition relative du plot du plateau tibial et des condyles latéraux.

La prothèse totale de genou illustrée aux dessins comprend un implant fémoral 1 et un implant tibial 2 constitué d'un plateau tibial 3 et d'une embase tibiale 4.

L'implant fémoral 1 est formé de deux condyles latéraux 5 et d'une trochlée 6 monobloc avec les condyles, lesquels comportent chacun une surface convexe 5a profilée pour coopérer avec une surface d'appui concave 7 correspondante du plateau 3.

Ce dernier est muni d'un pivot central 8 saillant du côté opposé aux surfaces d'appui 7 et adapté pour venir s'introduire dans une queue tibiale 9 de l'embase 4, cette queue 9 étant destinée à être introduite dans le canal médullaire d'un tibia non représenté.

Le plateau tibial 3 peut donc effectuer des rotations interne-externe autour d'un axe vertical YY passant par le pivot 8 et la queue 9. Cette rotation peut être provoquée par la rotation autour du même axe de l'implant fémoral 1, lequel peut en outre exécuter des mouvements de flexion-extension dans un plan antéropostérieur (plan des figures 4 et 5) autour d'un axe ZZ.

Les surfaces d'appui 7 formées latéralement sur le plateau tibial 3 et les surfaces correspondantes 5a des condyles 5 sont congruentes jusqu'à une flexion d'environ 90 degrés, c'est-à-dire à partir de la position d'extension de la figure 4 jusqu'à la position de flexion à 90 degrés environ (figure 5) après basculement de l'implant fémoral 1 autour de l'axe ZZ. En d'autres termes, cette forte congruence signifie que les rayons de courbure des surfaces 5a et 7 sont sensiblement égaux, et donc qu'en position d'extension (Figure 4) ces surfaces sont pratiquement en contact mutuel sur leur totalité.

Par ailleurs la prothèse prévoit des moyens, sur le plateau 3 et les condyles 5, pour provoquer, en fin de flexion au-delà de 90 degrés (figure 5) un recul des condyles 5 dans un plan antéro-postérieur par rapport au plateau 3 et par conséquent un recul de leurs zones d'appui ou de contact

avec les surfaces 7 du plateau 3, afin d'assurer une postéro-stabilisation de l'implant fémoral 1.

Dans l'exemple illustré aux dessins, ces moyens comprennent un plot 12 agencé essentiellement dans la moitié antérieure du plateau 3, c'est-à-dire en avant de celui-ci par rapport à l'axe vertical YY (figures 4 et 5). Ce plot 12 peut être venu de matière avec le reste du plateau 3 et avec le pivot 8, l'ensemble étant réalisé par exemple en polyéthylène. Le plot 12 s'étend entre les condyles latéraux 5 avec réservation entre ces derniers et le plot 12 d'un jeu j (fig.6). Il peut coopérer par sa surface postérieure 13, avec une barrette transversale 14 configurée en diabolo, formant un troisième condyle de liaison entre les extrémités antérieures des condyles 5, lorsque l'implant fémoral 1 est en fin de flexion (figure 5). En effet au-delà d'une flexion de 90 degrés environ, le troisième condyle constitué par la barrette 14 vient en appui contre la surface postérieure 13 du plot 12 formant butée d'arrêt pour les condyles 5. Ces derniers sont ainsi empêchés par cet appui entre la barrette 14 et le plot de butée 12, de rester dans une position où leurs surfaces 5a sont en appui sur la partie centrale, c'est-à-dire le fond, des surfaces de contact 7 du plateau 3.

Le troisième condyle 14 est convenablement positionné à cet effet et adapté pour pouvoir prendre appui sur la butée 12 après une flexion d'environ 90 degrés. La surface postérieure 13 de la butée 12 peut avantageusement être convexe et coopérer avec la surface concave complémentaire 14a de la barrette 14.

Les rayons de courbure de la surface concave 14a et de la surface convexe associée 13 peuvent être par exemple compris entre 20 et 30mm, en particulier 25mm. L'égalité de ces rayons de courbure assure une bonne congruence entre le condyle central 14 et le plot 12 de butée.

En fin de flexion (figure 5) lorsque le patient portant cette prothèse s'assoit ou monte un escalier par exemple, la mise en appui de la barrette 14 sur la surface postérieure 13 provoque donc un recul ("roll back")

de l'implant fémoral 1 dans le plan antéropostérieur qui supplée à l'absence du ligament croisé postérieur. Ainsi ce recul maintient le bras de levier entre les zones de contact mutuel 11 des condyles 5 et des surfaces 7 du plateau 3, et le tendon rotulien (non représenté) à une valeur sensiblement égale à sa valeur dans un genou naturel.

Ceci diminue le couple à développer, donc l'effort musculaire à fournir par le quadriceps associé à ce tendon rotulien. Les patients équipés de la prothèse selon l'invention n'ont donc plus besoin de fournir un effort musculaire excessif par le quadriceps, comme cela est le cas dans une prothèse dépourvue de moyens de recul de l'implant fémoral en fin de flexion. L'invention assure donc un avantage important de la prothèse, grâce à l'optimisation de l'appareil extenseur ainsi obtenue.

En outre, le jeu (j) entre les condyles latéraux 5 et le plot 12 autorise une rotation autour de l'axe Y-Y de l'implant fémoral 1 par rapport au plateau tibial 3.

En résumé, la prothèse de genou décrite ci-dessus respecte avantageusement trois mobilités : la rotation externe-interne autour de l'axe vertical YY avec rotation de l'implant fémoral 1 par rapport au plateau tibial 3, la flexion-extension autour de l'axe ZZ, et le recul de l'implant fémoral 1 en fin de flexion, qui facilite la montée ou la descente d'un escalier ou le lever à partir d'une position assise.

En outre, la prothèse selon l'invention évite corrélativement des risques de luxation. Enfin sur des genoux instables, dont les ligaments latéraux présentent une petite laxité, la prothèse fournit un élément de sécurité qui, dans les phases de montée ou de descente d'un escalier, évite toute sensation désagréable de déboîtement de la prothèse.

Cette très bonne mobilité de la prothèse suivant les 3 degrés de liberté ci-dessus est associée à une forte congruence des surfaces en contact mutuel (5a, 7), laquelle permet de réduire à un niveau très faible l'usure du polyéthylène du plateau tibial 3.

Il convient de noter que le fait d'aménager le pivot d'appui constitué par la butée 12 dans la moitié antérieure du plateau 3, c'est-à-dire pratiquement au-delà de son axe vertical de rotation YY, développe une contrainte ou un moment qui ne fait pas tourner le plateau 3 autour de son axe de rotation YY, car ce plateau est dans une position stable. Au contraire, si le pivot de butée 12 était positionné en arrière de l'axe de rotation YY, le plateau 3 serait en position instable et le moment créé par l'appui de l'implant fémoral 1 sur la surface postérieure de la butée du plateau ferait tourner ce dernier autour de son axe de rotation.

L'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation décrits ci-dessus et peut comporter des variantes d'exécution. Ainsi le plot 12 peut présenter des côtés plats qui coopèrent avec les condyles 5, afin que ces derniers puissent entraîner plus aisément le plateau tibial 3 en rotation externe-interne autour de l'axe YY. De même le plot 12 pourrait présenter une surface postérieure concave qui coopérerait alors avec une barrette 14 à surface complémentaire convexe.

REVENDICATIONS

1. Prothèse totale de genou, comprenant un implant fémoral (1), un plateau tibial (3) monté sur une embase tibiale (2) rotativement autour d'un axe vertical (YY), l'implant fémoral comportant deux condyles latéraux (5) profilés pour coopérer avec des surfaces d'appui concaves (7) correspondantes du plateau tibial, pour permettre des mouvements de flexion-extension et de rotation interne-externe autour de l'axe vertical, caractérisée en ce que les surfaces d'appui (7)du plateau tibial et les surfaces (5a) des condyles sont congruentes jusqu'à une flexion d'environ 90 degrés, et en ce que des moyens (12, 14) de butée sont prévus sur le plateau et les condyles pour provoquer, en fin de flexion au-delà de 90 degrés, un recul dans un plan antéro-postérieur des condyles et de leurs zones d'appui (11) sur le plateau tibial, afin d'assurer une postéro-stabilisation de l'implant fémoral.

2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que lesdits moyens comprennent un plot (12) formant butée, agencé dans la moitié antérieure du plateau tibial (3), et solidaire de celui-ci, décalé vers l'avant par rapport à l'axe vertical de rotation (YY) du plateau (3), et un troisième condyle central, formé par une barrette transversale (14) de liaison entre les extrémités antérieures des condyles (5), cette barrette étant positionnée et adaptée pour pouvoir prendre appui sur le plot au-delà de 90 degrés environ de flexion, et ainsi assurer le recul de l'implant fémoral (1).

3. Prothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce que la barrette (14) présente une surface concave en forme de diabolo, coopérant avec une surface convexe complémentaire (13) du plot (12), le rayon de courbure de ces surfaces étant compris de préférence entre 20 et 30mm.

4. Prothèse selon la revendication 2 ou 3, caractérisée en ce que le plot (12) a des côtés plats qui coopèrent avec les condyles (5) afin que ces derniers puissent entraîner le plateau tibial (3) en rotation.

5. Prothèse selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisée en ce que le plot (12) présente entre ses côtés une surface postérieure convexe (13) coopérant avec une surface concave complémentaire (14a) du condyle central (14), ou inversement le plot présente une surface postérieure concave coopérant avec une surface convexe complémentaire de la barrette.

6. Prothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce qu'un jeu (j) est réservé entre les condyles latéraux (5) et les côtés du plot (12), afin d'autoriser une rotation entre les condyles et le plateau tibial (3).

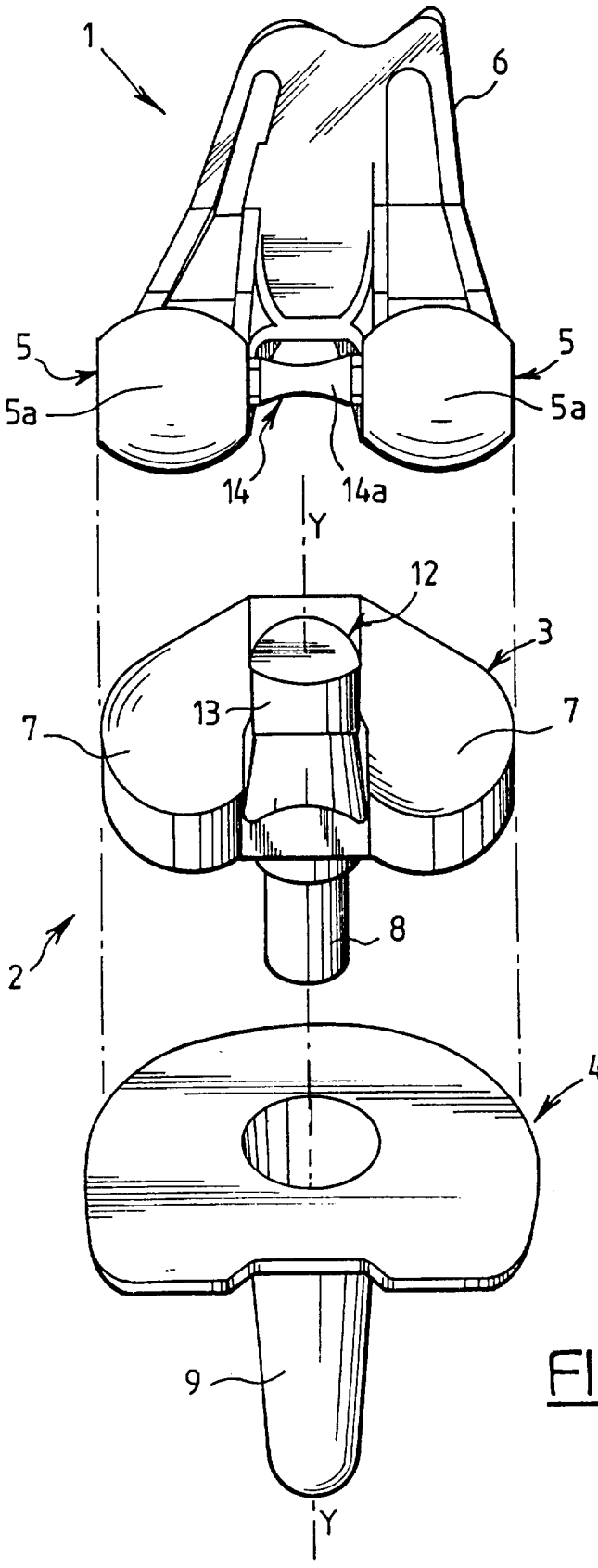


FIG.1

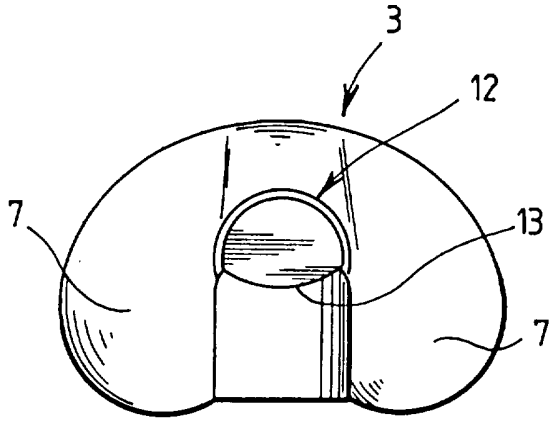


FIG.2

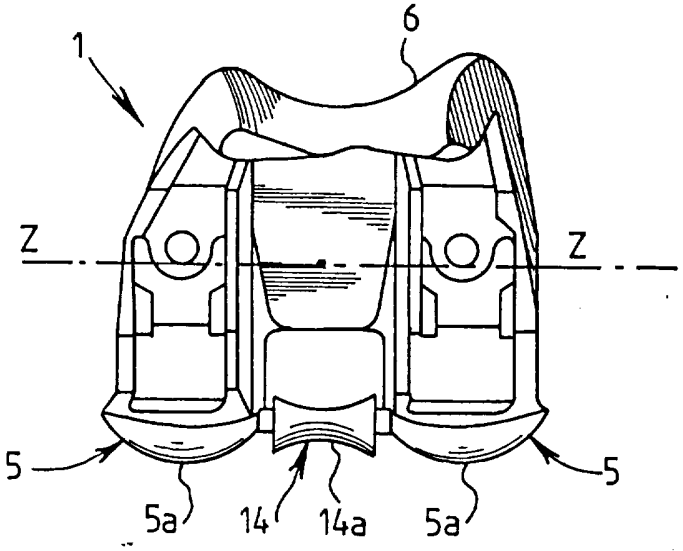


FIG.3

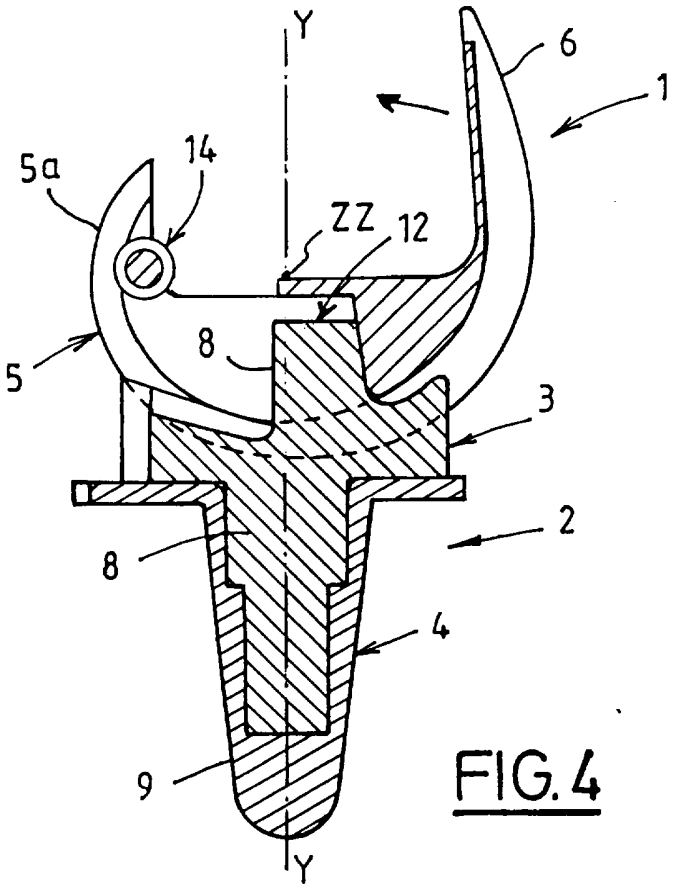


FIG. 4

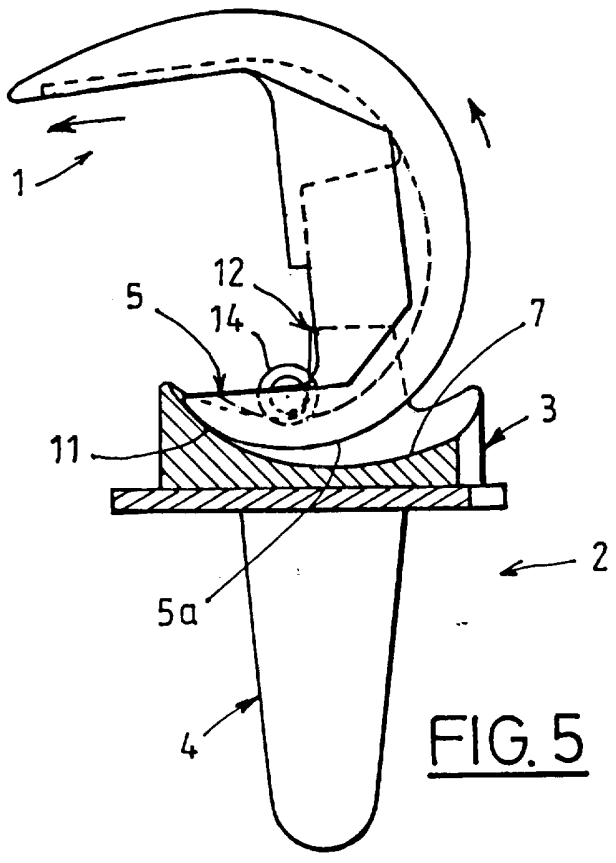


FIG. 5

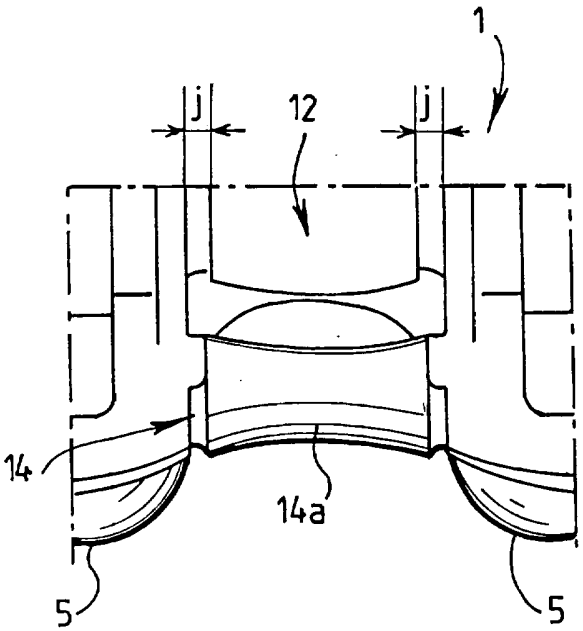


FIG. 6

Numero de la demande nationale

Office européen des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE

établi en vertu de l'article 21 § 1 et 2 de la loi belge sur les brevets d'invention du 28 mars 1984

BO 6884
BE 9701036

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.6)
Y	EP 0 749 734 A (AFRIAT JACQUES ;AUDOUY HENRI (FR); NOTTEBAERT MARC (FR)) 27 décembre 1996 * revendications 1,4; figures *	1,2,4,6	A61F2/38
Y	EP 0 627 203 A (JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP) 7 décembre 1994 * abrégé; figures *	1,2,4,6	
A	FR 2 702 651 A (ERATO ;GROUPE INVENTION GENOU; INNOVATIONS CHIRURGICALES STE) 23 septembre 1994 * revendication 3; figures *	3,5	
A	US 4 298 992 A (BURSTEIN ALBERT H ET AL) 10 novembre 1981		
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
			A61F

1

Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
10 septembre 1998	Villeneuve, J-M

CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons

& : membre de la même famille, document correspondant

EPO FORM 1503 03.82 (P04C48)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET BELGE NO.

BO 6884
BE 9701036

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

10-09-1998

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 0749734 A	27-12-1996	FR 2735682 A	27-12-1996
EP 0627203 A	07-12-1994	US 4888021 A	19-12-1989
		AT 121925 T	15-05-1995
		CA 1290899 A	22-10-1991
		DE 68922487 D	08-06-1995
		DE 68922487 T	07-09-1995
		EP 0400045 A	05-12-1990
		JP 2779857 B	23-07-1998
		JP 3502291 T	30-05-1991
		WO 8906947 A	10-08-1989
		US 5011496 A	30-04-1991
FR 2702651 A	23-09-1994	AUCUN	
US 4298992 A	10-11-1981	AU 542787 B	14-03-1985
		AU 6612781 A	30-07-1981
		BE 887150 A	14-05-1981
		BR 8100287 A	04-08-1981
		CA 1155603 A	25-10-1983
		CH 650919 A	30-08-1985
		DE 3101789 A	24-12-1981
		DK 11581 A,B,	22-07-1981
		FR 2473876 A	24-07-1981
		GB 2067412 A,B	30-07-1981
		JP 1625671 C	18-11-1991
		JP 2045456 B	09-10-1990
		JP 56106648 A	25-08-1981
		NL 8100253 A,B,	17-08-1981
		SE 449171 B	13-04-1987
		SE 8100167 A	22-07-1981

EPO FORM P0463