

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
20 avril 2006 (20.04.2006)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2006/040434 A2

(51) Classification internationale des brevets :
A61F 2/38 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2005/002432

(22) Date de dépôt international :
4 octobre 2005 (04.10.2005)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
0410573 7 octobre 2004 (07.10.2004) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : DE-
DIENNE SANTE [FR/FR]; Mas des Cavaliers, 217 rue
Nungesser, F-34130 MAUGUIO (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : ALLARD,

Michel [FR/FR]; 25 rue de la Ferme expérimentale,
F-33600 PESSAC (FR). BOUSQUET, Vincent [FR/FR];
11 rue de la Chapelle, F-33360 LATRESNE (FR).
COLOMBET, Philippe [FR/FR]; 12 chemin de la Croix,
F-33360 LATRESNE (FR). DELAVIGNE DE SAINTE
SUZANNE, Christophe [FR/FR]; 45 avenue de Verdun,
F-37000 TOURS (FR).

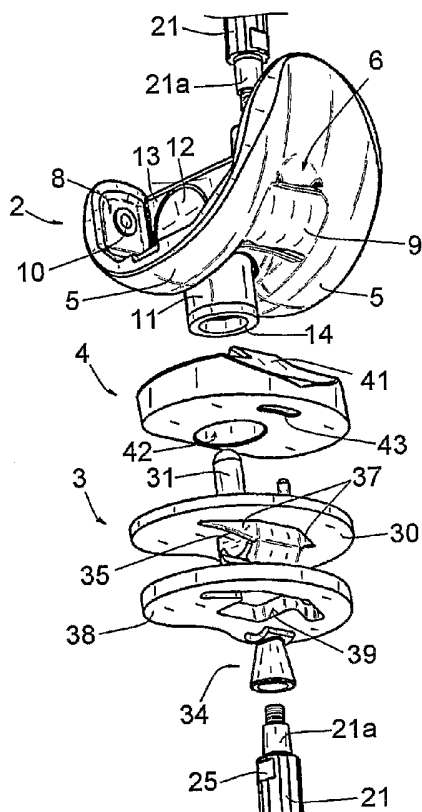
(74) Mandataire : JEANNET, Olivier; 40 rue Raulin,
F-69007 LYON (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT,
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,
GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG,
KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA,
MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ,
OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: TOTAL KNEE PROSTHESIS AND RANGE OF ELEMENTS FOR PRODUCING SAID PROSTHESIS

(54) Titre : PROTHESE TOTALE DU GENOU ET GAMME D'ELEMENTS PERMETTANT DE CONSTITUER CETTE PRO-
THESE



(57) Abstract: The invention concerns a prosthesis (1) comprising a femoral implant (2) and a tibial implant (3) equipped with anchoring rods (21), each anchoring rod (21) not being integral with the corresponding implant and capable of being connected thereto, the prosthesis (1) including therefor means (16, 20; 36, 34) for assembling each anchoring rod (21) to the corresponding implant (2, 3). The invention is characterized in that the means (16, 20; 36, 34) for assembling each medullary anchoring rod (21) to the corresponding implant (2, 3) are configured to allow a plurality of possible angular positions of that same anchoring rod (21) relative to the implant (2, 3) in translation along an axis inscribed in the frontal plane, that is lateral, or in the sagittal plane, that is antero-posterior, of the implant.

(57) Abrégé : Cette prothèse (1) comprend un implant fémoral (2) et un implant tibial (3) équipés de tiges d'ancrage (21), chaque tige d'ancrage (21) n'étant pas solidaire de l'implant correspondant et pouvant être raccordée à celui-ci, la prothèse (1) comprenant à cet effet des moyens (16, 20 ; 36, 34) pour l'assemblage de chaque tige d'ancrage (21) à l'implant (2, 3) correspondant. Selon l'invention, les moyens (16, 20 ; 36, 34) pour l'assemblage de chaque tige médullaire d'ancrage (21) à l'implant (2, 3) correspondant sont conformés pour permettre une pluralité de positions angulaires possibles de la tige d'ancrage (21) par rapport à l'implant (2, 3) et une pluralité de positions possibles de cette même tige d'ancrage (21) par rapport à l'implant (2, 3) en translation selon un axe contenu soit dans le plan frontal, c'est-à-dire latéral, soit dans le plan sagittal, c'est-à-dire antéropostérieur, de l'implant.



SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,
GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée
dès réception de ce rapport

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre
de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,
GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM,
ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,
FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT,

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abrévia-
tions, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et
abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de
la Gazette du PCT.

PROTHESE TOTALE DU GENOU ET GAMME D'ELEMENTS PERMETTANT DE CONSTITUER CETTE PROTHESE

La présente invention concerne une prothèse totale du genou et une gamme d'éléments permettant de constituer cette prothèse.

5 Dans certains cas, les arthroplasties du genou sont particulièrement difficiles à réaliser, les ligaments de l'articulation étant défailants voire inopérants et/ou la qualité des épiphyses osseuses n'étant pas suffisante pour permettre un appui stable de l'implant fémoral et de l'implant tibial.

10 Parmi les prothèses de genou existantes, certaines, dites "à charnière" comprennent un implant fémoral bicondylien, un implant fémoral mécaniquement relié à l'implant tibial et guidé en pivotement par rapport à celui-ci autour d'un axe transversal déterminé, et un plateau intermédiaire fixe en polyéthylène.

15 Ces prothèses ont pour inconvénients de ne pas être modulaires et de ne pas permettre de restituer une articulation mécaniquement stable avec une répartition favorable des charges. Au contraire, ces prothèses induisent des contraintes importantes au niveau des surfaces d'articulation et des ancrages osseux.

20 Un autre type de prothèse "à charnière" comprend un implant tibial muni d'un plot longitudinal sur lequel s'emmanche un élément tubulaire relié à l'implant fémoral, cet emmanchement permettant de stabiliser le fémur et le tibia dans le plan sagittal et donc de pallier aux déficiences des ligaments. Les implants de ces prothèses sont dotés de tiges d'ancrage fixes, qui ont pour inconvénient de générer des contraintes importantes et localisées sur le plot longitudinal et sur les ancrages osseux. Il en résulte des risques d'usure prématurée de la prothèse et des risques de descellement des implants.

25 Un autre type encore de prothèses "à charnière", plus évolué, comprend un plateau en polyéthylène destiné à répartir des contraintes sur les deux interfaces plateau/implant fémoral et plateau/implant tibial. Cependant, la possibilité importante de rotation du plateau tibial induit une instabilité de la prothèse lorsque le membre inférieur est en extension.

30 Le document US 5 879 391 décrit une prothèse de genou à tiges d'ancrage fémoral et tibial réglables en position. La tige d'ancrage fémoral est

réglable en translation dans le plan sagittal (figures 1 à 6) et la tige d'ancrage tibial est réglable en translation dans le plan frontal (figures 7 à 10).

Le document US 5 236 359 décrit un implant osseux comprenant une glissière transversale 15 en queue d'aronde, une embase 2 engagée à coulisement dans cette glissière et une tige d'ancrage reliée à l'embase. La glissière peut être longitudinale.

Les réglages en position envisagés par ces documents ne permettent pas de remédier efficacement aux risques précités d'usure prématurée de la prothèse et de descellement des implants.

10 La présente invention vise à solutionner ce problème est, d'une manière générale, à remédier aux inconvénients des prothèses existantes.

Son objectif principal est de permettre la reconstruction d'une articulation du genou au moyen d'une prothèse pouvant être parfaitement adaptée à l'anatomie spécifique de l'articulation à traiter et présentant ainsi un risque
15 réduit d'usure et de descellement.

Un autre objectif de l'invention est de fournir une telle prothèse, adaptée à une arthroplastie difficile, c'est-à-dire lorsque les ligaments de l'articulation sont défailants voire inopérants et/ou lorsque l'articulation présente des déformations épiphysaires ou des manques osseux dus à des traumatismes
20 ou à des actes chirurgicaux précédents.

Un objectif supplémentaire de l'invention est de fournir une telle prothèse, présentant une stabilité importante lorsque le membre inférieur est en extension.

Un objectif supplémentaire de l'invention est de fournir une gamme
25 d'éléments modulaires permettant de constituer une prothèse parfaitement adaptée à l'anatomie spécifique de l'articulation à traiter.

La prothèse concernée comprend, de manière connue en soi, un implant fémoral et un implant tibial équipés de tiges médullaires d'ancrage, et un plateau intermédiaire en matériau favorisant le glissement, notamment en polyéthylène à haute densité, chaque tige médullaire d'ancrage d'un implant
30 n'étant pas solidaire de cet implant et pouvant être raccordée à celui-ci, la prothèse comprenant à cet effet des moyens pour l'assemblage de chaque tige médullaire d'ancrage à l'implant correspondant et des moyens de serrage

pour immobiliser chaque tige médullaire d'ancrage par rapport à l'implant correspondant.

Selon l'invention, les moyens que la prothèse comprend pour l'assemblage de chaque tige médullaire d'ancrage à l'implant correspondant
5 sont conformés pour permettre une pluralité de positions angulaires possibles de la tige médullaire d'ancrage par rapport à l'implant et une pluralité de positions possibles de cette même tige médullaire d'ancrage par rapport à l'implant en translation selon un axe contenu soit dans le plan frontal, c'est-à-dire latéral, soit dans le plan sagittal, c'est-à-dire antéropostérieur, de l'implant.

10 Grâce à cette double possibilité de réglage de la position d'une tige médullaire d'ancrage par rapport à l'implant correspondant, il est possible de positionner précisément les tiges d'ancrage par rapport aux implants fémoral et tibial selon l'anatomie spécifique du patient et d'obtenir ainsi un fonctionnement optimal de la prothèse quelle que soit cette anatomie. La
15 prothèse présente dès lors des risques d'usure et de descellement très réduits.

De préférence, les moyens pour l'assemblage de la tige d'ancrage fémoral à l'implant fémoral sont conformés pour permettre le réglage angulaire de la tige d'ancrage dans le plan frontal et le réglage en translation de cette
20 tige dans le plan sagittal.

De préférence, les moyens pour l'assemblage de la tige d'ancrage tibial à l'implant tibial sont conformés pour permettre le réglage angulaire de la tige d'ancrage dans le plan sagittal et le réglage en translation de cette tige dans le plan frontal.

25 Selon une forme de réalisation préférée de l'invention,

- au moins une tige d'ancrage est destinée à être raccordée à l'implant correspondant par une pièce intermédiaire d'assemblage ;
- cette pièce intermédiaire d'assemblage présente des moyens pour l'assemblage de la tige à elle et une paroi courbe d'extrémité ;

30 - l'implant présente une cavité de réception et de rétention de ladite paroi courbe d'extrémité, de même profil que ladite paroi courbe d'extrémité et dont le fond est délimité par une paroi courbe de réception contre laquelle vient porter ladite paroi courbe d'extrémité lors de l'assemblage ; cette paroi courbe

de réception a une longueur d'arc supérieure à celle de ladite paroi courbe d'extrémité, de telle sorte que cette paroi courbe d'extrémité, et donc la tige d'ancrage reliée à elle, puisse être positionnée selon plusieurs positions angulaires par rapport à l'implant ; la cavité est profilée selon un axe contenu
5 soit dans le plan frontal soit dans le plan sagittal de l'implant de telle sorte qu'elle permet le coulissement de ladite paroi courbe d'extrémité en elle pour réaliser le réglage en translation de la tige médullaire d'ancrage par rapport à l'implant.

Avantageusement, les moyens pour l'assemblage d'une tige médullaire d'ancrage à une pièce intermédiaire d'assemblage comprennent :
10

- un alésage taraudé traversant longitudinalement la pièce intermédiaire d'ancrage et débouchant dans la face concave de ladite paroi courbe d'extrémité ;
- une tige filetée solidaire de la tige médullaire d'ancrage, propre à être
15 vissée dans ledit alésage taraudé, cette tige ayant une longueur légèrement supérieure à celle de cet alésage de manière, en position d'assemblage de la tige médullaire d'ancrage à la pièce intermédiaire d'assemblage, à porter contre ladite paroi courbe de réception et à serrer ainsi la pièce intermédiaire d'assemblage contre les parois de l'implant délimitant ladite cavité de
20 réception et de rétention de ladite paroi courbe d'extrémité.

Cet alésage, cette tige filetée et ces parois de l'implant forment ainsi également les moyens de serrage précités permettant d'immobiliser une tige médullaire d'ancrage par rapport à l'implant correspondant.

En pratique, par conséquent, la tige médullaire d'ancrage est reliée par
25 vissage à la pièce intermédiaire d'assemblage sans serrage complet puis la position de la tige médullaire d'ancrage est réglée ; le serrage complet de la tige médullaire d'ancrage par rapport à la pièce intermédiaire d'assemblage est alors réalisé pour immobiliser cette tige et cette pièce par rapport à l'implant.

30 La prothèse selon l'invention peut en particulier être une prothèse à mouvement limité de l'implant fémoral par rapport à l'implant tibial en translation dans le plan sagittal, telle qu'une prothèse dite "postéro-stabilisée", c'est-à-dire comprenant des butées de limitation de ladite translation, ou une

prothèse dite "à charnière", c'est-à-dire comprenant des moyens de montage de l'implant fémoral par rapport à l'implant tibial réduisant la possibilité de mouvement de l'implant fémoral par rapport à l'implant tibial à un pivotement selon un axe transversal déterminé.

5 La double possibilité de réglage précitée permet l'utilisation de telles prothèses à restriction du mouvement fémoral, sans exercice de sollicitations importantes sur les zones d'articulation de l'implant fémoral à l'implant tibial ou sur les zones d'ancrage osseux.

La prothèse selon l'invention peut être une prothèse à deux condyles ; de
10 préférence, il s'agit d'une prothèse à trois condyles, c'est-à-dire présentant, au niveau de l'implant fémoral et du plateau intermédiaire, des surfaces courbes d'appui aménagées au niveau médian, entre les condyles latéraux.

Le plateau intermédiaire peut être fixe sur l'implant tibial, ou peut être
15 mobile par rapport à celui-ci. De préférence, dans ce deuxième cas, des moyens sont prévus pour limiter le pivotement du plateau intermédiaire par rapport à l'implant tibial, notamment un plot faisant saillie du plateau que forme l'implant tibial et une rainure en arc de cercle centré sur l'axe de pivotement du plateau intermédiaire, aménagée dans ce plateau intermédiaire, cette rainure recevant ledit plot et coopérant avec celui-ci pour limiter le pivotement du
20 plateau intermédiaire par rapport à l'implant tibial.

Avantageusement, l'implant fémoral et/ou l'implant tibial comprennent des moyens pour le montage sur eux d'une ou plusieurs cales ou entretoises permettant de compenser d'éventuelles absences ou ablations osseuses au niveau des surfaces d'appui des implants contre le fémur et/ou le tibia.

25 La gamme d'éléments selon l'invention comprend :

- au moins un implant fémoral, au moins un implant tibial et au moins un plateau intermédiaire, et de préférence des éléments fémoraux et tibiaux de différentes tailles ayant des moyens d'assemblage des tiges médullaires d'ancrage de formes et dimensions identiques d'un élément à l'autre ;
- 30 - au moins deux pièces intermédiaires d'assemblage ;
- au moins deux tiges médullaires d'ancrage, et de préférence plus de deux tiges médullaires d'ancrage, ayant des longueurs, formes et diamètres

différents, ces tiges médullaires d'ancrage étant assemblables auxdites pièces intermédiaires d'assemblage.

La modularité de ces éléments permet de réaliser une prothèse parfaitement adaptée à l'anatomie spécifique de l'articulation à traiter.

- 5 Ladite gamme peut en outre comprendre des cales ou entretoises de compensation d'absences ou d'ablations osseuses, ayant différentes épaisseurs, adaptées à la reconstruction de surfaces d'appui satisfaisantes pour les implants fémoral et tibial.

- 10 L'invention sera bien comprise, et d'autres caractéristiques et avantages de celle-ci apparaîtront, en référence au dessin schématique annexé, représentant, à titre d'exemple non limitatif, une forme de réalisation préférée de la prothèse qu'elle concerne.

La figure 1 en est une vue en perspective, avant assemblage ;

- 15 la figure 2 en est une vue en perspective, avant assemblage, sous un autre angle ;

la figure 3 en est une vue en perspective, en cours d'assemblage ;

les figures 4 et 5 sont des vues en perspective de deux pièces intermédiaires d'assemblage que comprend cette prothèse ;

- 20 la figure 6 est une vue de la prothèse après assemblage, dans le plan sagittal, en coupe médiane, et

la figure 7 est une vue de la prothèse dans le plan frontal, en coupe selon la ligne VII-VII de la figure 6.

- 25 Les figures représentent une prothèse totale du genou 1, comprenant, comme cela est bien connu, un implant fémoral 2, un implant tibial 3 et un plateau intermédiaire 4.

- 30 L'implant fémoral 2 présente une forme enveloppante, en "bouclier", définissant sur sa face extérieure deux condyles latéraux 5 et une trochlée 6 prothétique et, sur sa face intérieure, des facettes 8 d'appui contre l'extrémité de l'os, dûment réséquée. Dans l'exemple représenté, l'implant fémoral 2 présente en outre un condyle central 9, permettant d'augmenter la surface d'appui de l'implant fémoral 2 contre le plateau intermédiaire 4. Il comprend en outre, débouchant dans les facettes 8 distales et postérieures, des trous borgnes taraudés 10 pour le montage d'une ou plusieurs cales ou entretoises

(non représentées), qui permettent de compenser d'éventuelles absences ou ablations osseuses au niveau des surfaces d'appui de l'implant 2 contre le fémur.

La prothèse 1 est du type dit "à charnière", dans lequel l'implant
5 fémoral 2 est mécaniquement relié à l'implant tibial 3 et est guidé en pivotement par rapport à celui-ci autour d'un axe transversal déterminé afin de pallier aux déficiences des ligaments de l'articulation du patient. À cet effet, l'implant fémoral 2 comprend un fourreau postérieur 11 monté pivotant par rapport à lui au moyen de pivots 12 engagés dans des paliers, ces paliers
10 étant aménagés dans deux cloisons longitudinales 13 que forme l'implant fémoral 2 sur sa face intérieure. Le fourreau 11 est percé axialement et reçoit une garniture 14 en un matériau favorisant le glissement, notamment en polyéthylène à haute densité.

Comme le montrent plus particulièrement les figures 3, 6 et 7, l'implant
15 fémoral 2 forme, en avant des cloisons 13, un bloc plein 15 dans lequel est aménagée une rainure 16 débouchant dans la face proximale et dans la face postérieure de ce bloc 15. Cette rainure 16 est profilée selon un axe contenu dans le plan sagittal de l'implant 2 et présente une forme en arc de cercle dans sa partie inférieure et une forme rectangulaire dans sa partie supérieure,
20 cette partie supérieure étant moins large que la partie inférieure.

La rainure 16 est destinée à recevoir une pièce intermédiaire 20 d'assemblage de la tige médullaire 21 d'ancrage de l'implant fémoral 2 au fémur.

La pièce 20 est plus particulièrement visible sur la figure 4. Elle
25 comprend une paroi courbe d'extrémité 20a, en arc de cercle, ayant une longueur d'arc inférieure à celle de la paroi délimitant le fond de la rainure 16, un bouton proximal 20b, dont la base présente une largeur inférieure à celle de la partie supérieure de la rainure 16, et un alésage 20c aménagé selon l'axe du bouton 20b, transperçant la pièce 20 de part en part et taraudé au
30 niveau de la base du bouton 20b et de la paroi 20a.

La paroi 20a et le bouton 20b sont destinés à être engagés respectivement dans ces parties inférieure et supérieure de la rainure 16, avec possibilité de coulissement dans le plan sagittal, comme montré en traits

interrompus sur la figure 6, et avec possibilité de pivotement dans le plan frontal, comme montré en traits interrompus sur la figure 7.

La tige médullaire d'ancrage 21 présente quant à elle une portion distale 21a destinée à être engagée dans l'alésage 20c, filetée à son extrémité et
5 présentant une longueur légèrement supérieure à celle de l'alésage 20c. Comme cela se comprend en référence aux figures 6 et 7, l'ensemble tige 21-
pièce 20 peut coulisser et pivoter dans la rainure 16 avant serrage complet de la tige 21 par rapport à la pièce 20, et est bloqué en position après serrage
complet de cette tige 21 par rapport à cette pièce 20, la portion distale 21a
10 venant porter dans cette position contre le bossage arrondi délimitant le fond de la rainure 16 et serrant par conséquent la paroi courbe 20a contre les
bords du bloc 15 délimitant la partie supérieure de cette rainure. Il est donc
ainsi possible de régler la position de la tige médullaire 21 par rapport à
l'implant fémoral 2 en coulissement antéropostérieur et en inclinaison dans le
15 plan frontal puis d'immobiliser cette tige 21 dans la position choisie.

Pour son serrage, la tige 21 présente deux méplats 25 permettant la prise d'appui d'un outil de serrage approprié.

L'implant tibial 3 forme un plateau 30 destiné à reconstituer le plateau supérieur du tibia. Sur sa face proximale, ce plateau 30 comporte un plot
20 postérieur 31 destiné à être reçu de manière ajustée dans la garniture 14 du fourreau 11 et un plot antérieur 32 destiné à coopérer avec une rainure 43 du
plateau intermédiaire 4. Sur sa face distale, le plateau 30 présente un bloc 35 solidaire de lui, dans lequel est aménagée une rainure 36 et des parois
latérales 37 de renforcement et de calage par rapport à l'os. La rainure 36
25 s'étend dans une direction médiale et est profilée, et a une forme similaire à celle de la rainure 16.

Comme le montre plus particulièrement les figures 2 et 6, l'implant tibial 3 reçoit une tige médullaire d'ancrage 21 identique à la tige médullaire 21
d'ancrage de l'implant fémoral 2, au moyen d'une pièce intermédiaire
30 d'assemblage 34 similaire à la pièce 20. Ainsi que le montre plus particulièrement la figure 5, cette pièce 34 comprend une paroi courbe 34a, un
bouton conique 34b et un alésage 34c partiellement taraudé. Cette pièce 34 et la rainure 36 permettent un réglage de la position de la tige 21 en inclinaison

dans le plan sagittal, comme le montre la figure 6 en traits interrompus, et en coulissement dans le sens médial, comme le montre la figure 7 en traits interrompus.

Les figures montrent en outre que le plateau 30 peut recevoir contre sa face inférieure une cale ou entretoise 38 permettant de compenser d'éventuelles absences ou ablations osseuses au niveau des surfaces d'appui de l'implant 3 contre le tibia. Cette cale ou entretoise 38 comprend une ouverture 39 de forme appropriée à son engagement autour du bloc 35 et des parois 37, comme le montre la figure 2.

Le plateau intermédiaire 4 est en un matériau favorisant le glissement, notamment en polyéthylène à haute densité. Il comprend deux cavités glénoïdes latérales 40, de réception des condyles latéraux 5, une éminence médiane antérieure 41 destinée à coopérer avec le condyle central 9 de l'implant fémoral 2, un alésage postérieur 42 de réception du fourreau 11 et la rainure précitée 43 destinée à coopérer avec le plot antérieur 32. L'alésage 42 permet un pivotement de l'ensemble implant fémoral 2- plateau intermédiaire 4 autour de l'axe du plot 31, et la rainure 43, centrée sur l'axe de l'alésage 42, coopère avec le plot 32 pour limiter ce pivotement à un secteur délimité par les positions de venue du plot 32 en butée contre les extrémités de cette rainure 43.

En pratique, les tiges médullaires 21 sont reliées par vissage aux pièces intermédiaires d'assemblages respectives 20, 34 sans serrage complet puis les positions adéquates des tiges 21 sont réglées ; le serrage complet des tiges 21 par rapport aux pièces 20 et 34 est alors réalisé pour immobiliser ces tiges et ces pièces par rapport aux implants 2, 3.

Comme cela apparaît de ce qui précède, l'invention fournit une prothèse présentant les avantages déterminants de pouvoir être parfaitement adaptée à l'anatomie spécifique de l'articulation à traiter, de présenter ainsi un risque réduit d'usure et de descellement, de pouvoir être adaptée à une arthroplastie difficile, et d'avoir une stabilité importante lorsque le membre inférieur est en extension.

Il va de soi que l'invention n'est pas limitée à la forme de réalisation décrite ci-dessus à titre d'exemple mais qu'elle s'étend à toutes les formes de

- réalisations couvertes par les revendications ci-annexées. C'est ainsi que le terme "tige médullaire d'ancrage" doit être compris dans une acception large, incluant des tiges courtes assimilables à des "plots" ; la pluralité de positions angulaires d'une tige médullaire d'ancrage pourrait être obtenue au moyen
- 5 d'une articulation de type rotule ; la pluralité de positions en translation pourrait être obtenue par coulissement d'un coulisseau sur un rail ou dans une glissière.

REVENDICATIONS

1 – Prothèse totale du genou (1), comprenant un implant fémoral (2) et un implant tibial (3) équipés de tiges médullaires d'ancrage (21), et un plateau intermédiaire (4) en matériau favorisant le glissement, notamment en polyéthylène à haute densité, chaque tige médullaire d'ancrage (21) d'un implant (2, 3) n'étant pas solidaire de cet implant et pouvant être raccordée à celui-ci, la prothèse (1) comprenant à cet effet des moyens (16, 20 ; 36, 34) pour l'assemblage de chaque tige médullaire d'ancrage (21) à l'implant (2, 3) correspondant et des moyens de serrage (15, 20c, 21a, 34c, 35) pour immobiliser chaque tige médullaire d'ancrage (21) par rapport à l'implant (2, 3) correspondant ;

prothèse (1) caractérisée en ce que les moyens (16, 20 ; 36, 34) qu'elle comprend pour l'assemblage de chaque tige médullaire d'ancrage (21) à l'implant (2, 3) correspondant sont conformés pour permettre une pluralité de positions angulaires possibles de la tige médullaire d'ancrage (21) par rapport à l'implant (2, 3) et une pluralité de positions possibles de cette même tige médullaire d'ancrage (21) par rapport à l'implant (2, 3) en translation selon un axe contenu soit dans le plan frontal, c'est-à-dire latéral, soit dans le plan sagittal, c'est-à-dire antéropostérieur, de l'implant.

2 – Prothèse (1) selon la revendication 1, caractérisée en ce que les moyens (16, 20) pour l'assemblage de la tige (21) d'ancrage fémoral à l'implant fémoral (2) sont conformés pour permettre le réglage angulaire de la tige d'ancrage (21) dans le plan frontal et le réglage en translation de cette tige dans le plan sagittal.

3 – Prothèse (1) selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisée en ce que les moyens (36, 34) pour l'assemblage de la tige (21) d'ancrage tibial à l'implant tibial (3) sont conformés pour permettre le réglage angulaire de la tige d'ancrage (21) dans le plan sagittal et le réglage en translation de cette tige dans le plan frontal.

4 – Prothèse (1) selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisée en ce que :

- au moins une tige d'ancrage (21) est destinée à être raccordée à l'implant correspondant (2, 3) par une pièce intermédiaire d'assemblage (20, 34)^a ;

5 - cette pièce intermédiaire d'assemblage (20, 34) présente des moyens (20c, 34c) pour l'assemblage de la tige (21) à elle et une paroi courbe d'extrémité (20a, 34a) ;

- l'implant (2, 3) présente une cavité (16, 36) de réception et de rétention de ladite paroi courbe d'extrémité (20a, 34a), de même profil que cette paroi courbe d'extrémité et dont le fond est délimité par une paroi courbe de
10 réception contre laquelle vient porter ladite paroi courbe d'extrémité (20a, 34a) lors de l'assemblage ; cette paroi courbe de réception a une longueur d'arc supérieure à celle de ladite paroi courbe d'extrémité (20a, 34a), de telle sorte que cette paroi courbe d'extrémité (20a, 34a), et donc la tige d'ancrage (21) reliée à elle, puisse être positionnée selon plusieurs positions angulaires par
15 rapport à l'implant (2, 3) ; la cavité (16, 36) est profilée selon un axe contenu soit dans le plan frontal soit dans le plan sagittal de l'implant (2, 3) de telle sorte qu'elle permet le coulisement de ladite paroi courbe d'extrémité (20a, 34a) en elle pour réaliser le réglage en translation de la tige médullaire d'ancrage (21) par rapport à l'implant (2, 3).

20 5 – Prothèse (1) selon la revendication 4, caractérisée en ce que les moyens pour l'assemblage d'une tige médullaire d'ancrage (21) à une pièce intermédiaire d'assemblage comprennent :

- un alésage taraudé (20c, 34c) traversant longitudinalement la pièce intermédiaire d'ancrage (20, 34) et débouchant dans la face concave de ladite
25 paroi courbe d'extrémité (20a, 34a) ;

- une tige filetée (21a) solidaire de la tige médullaire d'ancrage (21), propre à être vissée dans ledit alésage taraudé (20c, 34c), cette tige (21) ayant une longueur légèrement supérieure à celle de cet alésage (20c, 34c) de manière, en position d'assemblage de la tige médullaire d'ancrage (21) à la
30 pièce intermédiaire d'assemblage (20, 34), à porter contre ladite paroi courbe de réception et à serrer ainsi la pièce intermédiaire d'assemblage (20, 34) contre les parois (15, 35) de l'implant (2, 3) délimitant ladite cavité (16, 36) de réception et de rétention de ladite paroi courbe d'extrémité (20a, 34a).

6 – Prothèse (1) selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisée en ce qu'elle est une prothèse (1) à mouvement limité de l'implant fémoral (2) par rapport à l'implant tibial (3) en translation dans le plan sagittal, telle qu'une prothèse (1) dite "postéro-stabilisée", c'est-à-dire comprenant des butées de limitation de ladite translation, ou une prothèse (1) dite "à charnière", c'est-à-dire comprenant des moyens (11, 12, 31) de montage de l'implant fémoral (2) par rapport à l'implant tibial (3) réduisant la possibilité de mouvement de l'implant fémoral (2) par rapport à l'implant tibial (3) à un pivotement selon un axe transversal déterminé.

10 7 – Prothèse (1) selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce qu'elle comprend trois condyles (5, 9), c'est-à-dire qu'elle présente, au niveau de l'implant fémoral (2) et du plateau intermédiaire (4), des surfaces courbes médianes d'appui aménagées entre les condyles latéraux (5).

15 8 – Prothèse (1) selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisée en ce que le plateau intermédiaire (4) est mobile par rapport à l'implant tibial (3).

9 – Prothèse (1) selon la revendication 8, caractérisée en ce que des moyens (32, 43) sont prévus pour limiter le pivotement du plateau intermédiaire (4) par rapport à l'implant tibial (3), notamment un plot (32) faisant saillie du plateau (30) que forme l'implant tibial (3) et une rainure (43) en arc de cercle centré sur l'axe de pivotement du plateau intermédiaire (4), aménagée dans ce plateau intermédiaire (4), cette rainure (43) recevant ledit plot (32) et coopérant avec celui-ci pour limiter le pivotement du plateau intermédiaire (4) par rapport à l'implant tibial (3).

25 10 – Prothèse (1) selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisée en ce que l'implant fémoral (2) et/ou l'implant tibial (3) comprennent des moyens (10) pour le montage sur eux d'une ou plusieurs cales ou entretoises (38) permettant de compenser d'éventuelles absences ou ablations osseuses au niveau des surfaces d'appui des implants (2, 3) contre le fémur et/ou le tibia.

30 11 – Gamme d'éléments permettant de constituer la prothèse (1) selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisée en ce qu'elle comprend :

- au moins un implant fémoral (2), au moins un implant tibial (3) et au moins un plateau intermédiaire (4), et de préférence des éléments fémoraux et tibiaux de différentes tailles ayant des moyens d'assemblage (16, 20 ; 36, 34)

des tiges médullaires d'ancrage (21) de formes et dimensions identiques d'un élément à l'autre ;

- au moins deux pièces intermédiaires d'assemblage (20, 34) ;

- 5 - au moins deux tiges médullaires d'ancrage (21), et de préférence plus de deux tiges médullaires d'ancrage (21), ayant des longueurs, formes et diamètres différents, ces tiges médullaires d'ancrage (21) étant assemblables auxdites pièces intermédiaires d'assemblage (20, 34).

- 10 12 – Gamme d'éléments selon la revendication 11, caractérisée en ce qu'elle comprend des cales ou entretoises (38) de compensation d'absences ou d'ablations osseuses, ayant différentes épaisseurs.

1 / 2

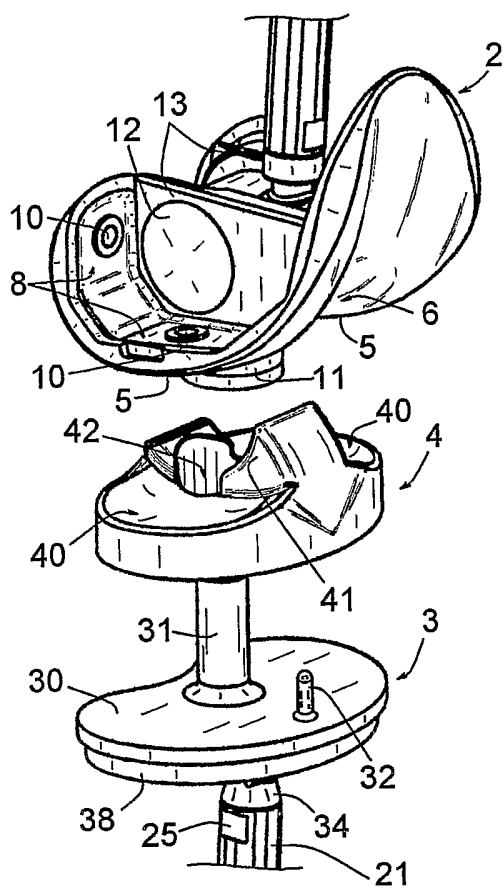


FIG. 1

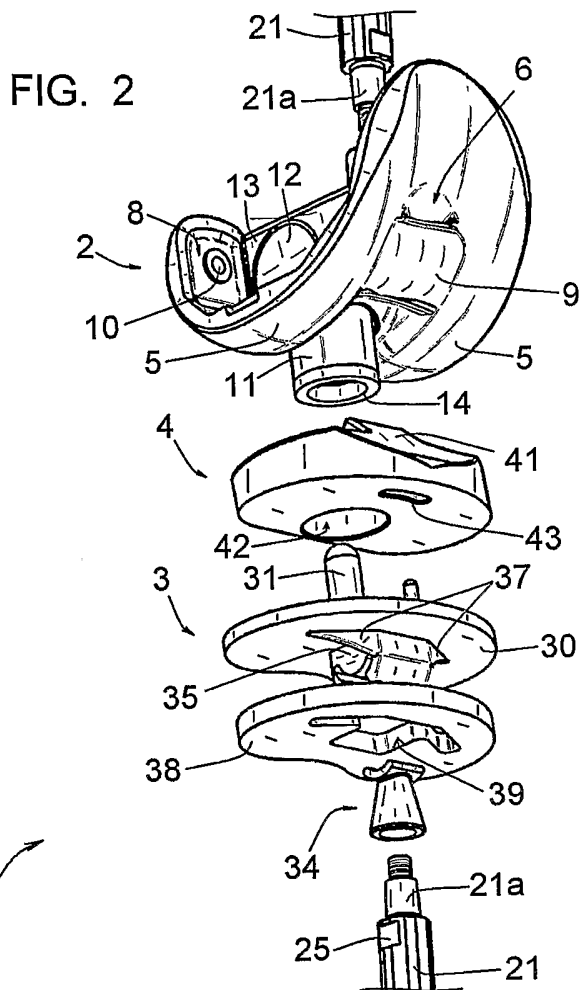


FIG. 2

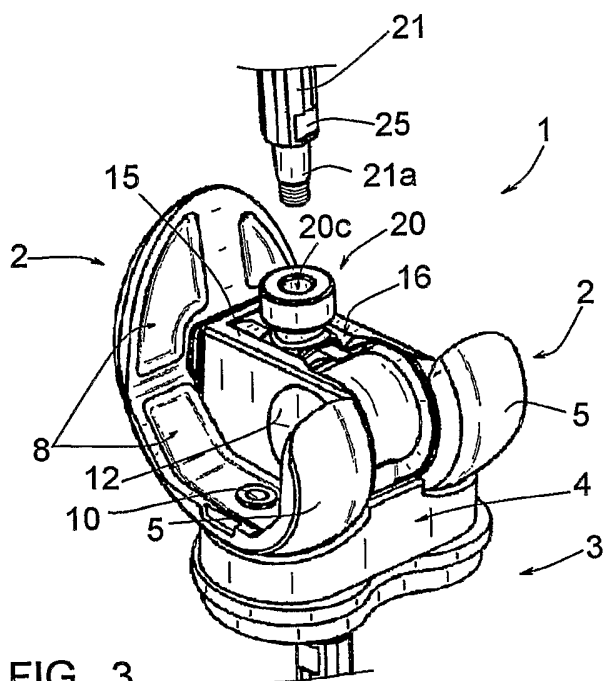


FIG. 3

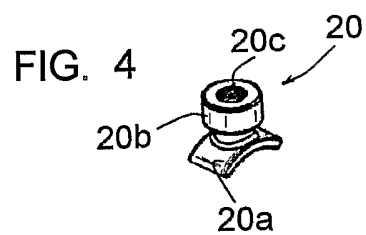


FIG. 4

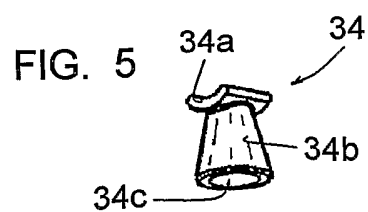


FIG. 5

2 / 2

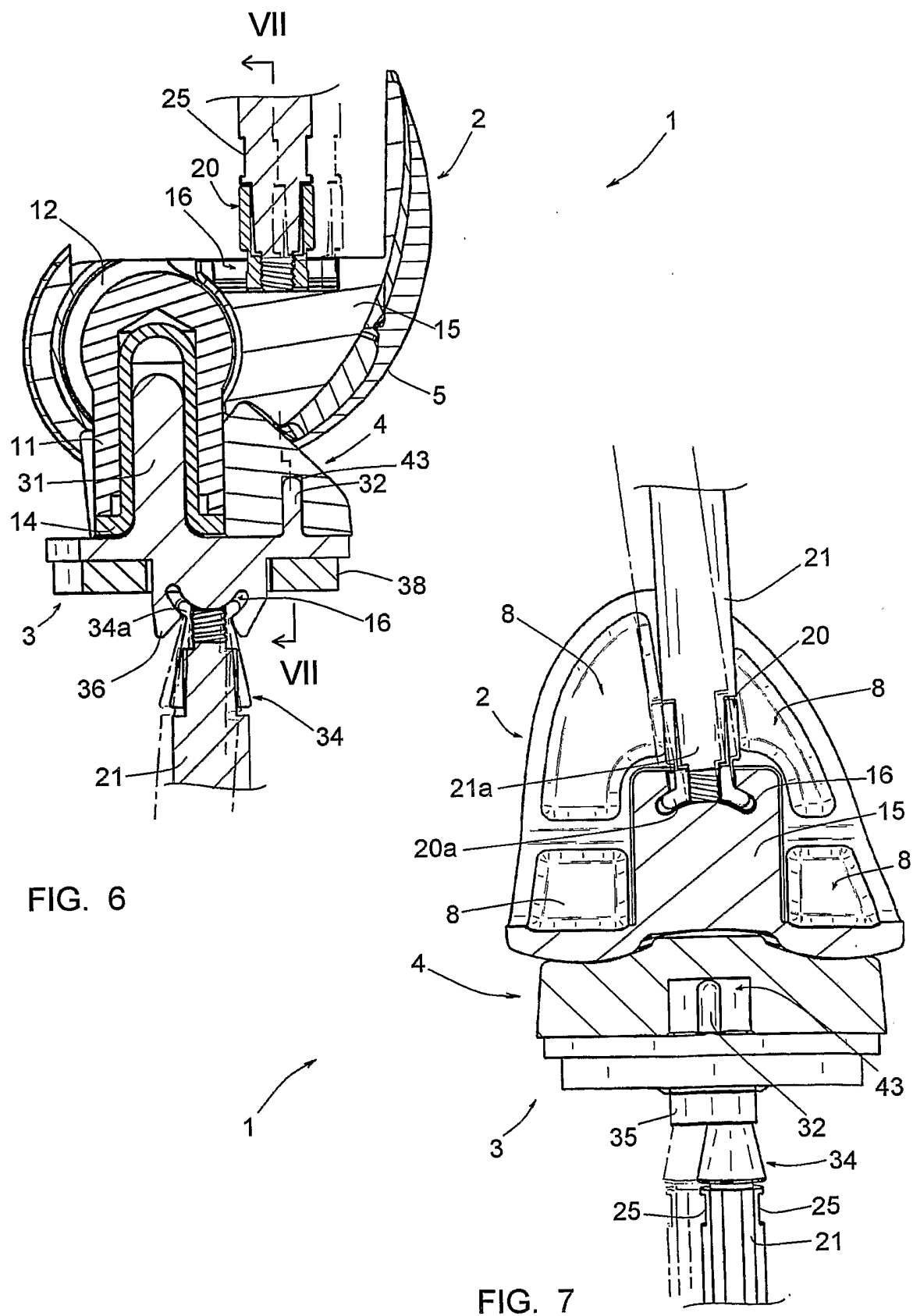


FIG. 6

FIG. 7