

(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
30 avril 2009 (30.04.2009)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2009/053650 A2

- (51) Classification internationale des brevets :
A61F 2/36 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2008/051870
- (22) Date de dépôt international :
16 octobre 2008 (16.10.2008)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :
0758383 17 octobre 2007 (17.10.2007) FR
- (71) Déposants et
- (72) Inventeurs : DOURSOUNIAN, Levon [FR/FR]; 15, avenue Victor Hugo, F-75116 Paris (FR). HOURTOULLE, Pascal [FR/FR]; 112, rue Lauriston, F-75116 Paris (FR). METGE, Philippe [FR/FR]; 11, rue Ste Hélène, F-69002 Lyon (FR).
- (74) Mandataire : DOMENEGO, Bertrand; Cabinet Lavoix, 2, place d'Estienne d'Orves, F-75441 Paris Cedex 09 (FR).
- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: FEMORAL COMPONENT FOR A HIP PROSTHESIS, AND TOTAL HIP PROSTHESIS COMPRISING SAME

(54) Titre : ÉLÉMENT FÉMORAL DE PROTHÈSE DE HANCHE, ET PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE LE COMPORTANT

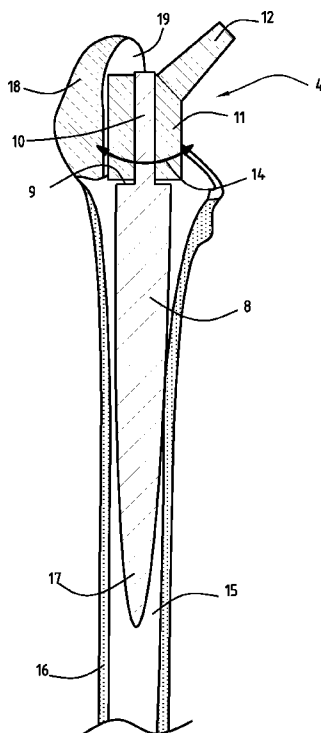


FIG. 5

(57) Abstract: Femoral component (4) for a hip prosthesis, comprising a distal part (8) intended to be inserted into the medullary cavity (15) of the femur (16) of a patient, and a cervical part (11) which comprises or which can support a neck (12) at the end of which a spherical head (5) is placed or can be placed, characterized in that said distal part (8) and said cervical part (11) are made up of two separate pieces, in that said distal part (8) comprises, at its proximal end (9), an outgrowth forming a pivot (10), and in that said cervical part (11) comprises means for assembling the cervical part (11) on the pivot (10) of the distal part (8), maintaining the possibility of free relative rotation of the cervical part (11) around the pivot (10) after implantation of the prosthesis. Total hip prosthesis of which the femoral component is of the above type.

(57) Abrégé : Élément fémoral (4) de prothèse de hanche, comportant une partie distale (8) destinée à être insérée dans la cavité médullaire (15) du fémur (16) d'un patient, et une partie cervicale (11) comportant ou pouvant supporter un col (12) à l'extrémité duquel est placée ou peut être placée une tête sphérique (5), caractérisé en ce que ladite partie distale (8) et ladite partie cervicale (11) sont constituées par deux pièces séparées, en ce que ladite partie distale (8) comporte à son extrémité proximale (9) une excroissance formant pivot (10), et en ce que ladite partie cervicale (11) comporte des moyens permettant l'assemblage de la partie cervicale (11) sur le pivot (10) de la partie distale (8) conservant la possibilité d'une libre rotation relative de la partie cervicale (11) autour du pivot (10) après l'implantation de la prothèse. Prothèse totale de hanche dont l'élément fémoral est du type précédent.

WO 2009/053650 A2



FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL,
NO, PL, PT, 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*

Élément fémoral de prothèse de hanche, et prothèse totale de hanche le comportant.

L'invention concerne la chirurgie orthopédique, et plus précisément les éléments fémoraux des prothèses de hanche.

Les prothèses de hanche sont des implants couramment utilisés en chirurgie humaine pour traiter les fractures de l'extrémité supérieure du fémur, ainsi que les affections rhumatismales évoluées de la hanche. Elles peuvent être uniquement fémorales, c'est-à-dire ne comporter qu'un seul élément destiné à remplacer l'extrémité supérieure du fémur et pourvu à son extrémité d'une tête sphérique destinée à s'insérer dans la cavité cotyloïdienne naturelle du patient. Elles peuvent aussi être totales, c'est-à-dire comporter, en plus de l'élément fémoral, un cotyle artificiel que le chirurgien implante dans l'os iliaque du patient, à la place de la cavité cotyloïdienne naturelle.

L'élément fémoral comporte de manière habituelle :

- une tige de forme générale rectiligne à section le plus souvent ovalaire ou parallélépipédique pour éviter sa rotation dans la cavité médullaire du fémur ; sa portion distale est ancrée dans la diaphyse fémorale après une résection plus ou moins complète de l'extrémité supérieure du fémur et une conformation adaptée de la cavité médullaire du fémur par le chirurgien, et qui se prolonge à son extrémité proximale par un col incliné d'un angle de 135° (le plus souvent, le choix de cette valeur pouvant être différent en fonction de la morphologie du patient) par rapport à l'orientation générale de la tige ;
- et une tête de forme générale sphérique placée à l'extrémité du col.

Selon les cas, la tige et la tête peuvent être deux parties d'un même élément monobloc, ou constituer deux éléments initialement séparés, le col étant alors terminé par un cône morse sur lequel la tête est placée lors de la pose de la prothèse.

Une complication fréquente de l'utilisation des prothèses de hanche est la possibilité d'une luxation de l'articulation. En effet, les mouvements du membre porteur de la prothèse se transmettent à la prothèse, et, notamment, les mouvements de rotation axiale du membre provoquent une rotation axiale du col de la prothèse. Lorsque les mouvements rotatoires sont importants, une luxation de la

tête prothétique peut se produire. Cela est particulièrement fréquent dans le cas de patients âgés, alités ou déments.

Diverses configurations de prothèses fémorales ou totales ont été développées pour limiter ce risque de luxation. Elles conduisent cependant à la réalisation de prothèses de conception relativement complexes et/ou devant être finement adaptées à la morphologie exacte du patient pour être réellement efficaces.

Le but de l'invention est de proposer une nouvelle conception d'un élément fémoral de prothèse de hanche, permettant de diminuer de manière considérable les risques de luxation de l'articulation, tout en demeurant d'une configuration relativement simple et standardisée, de manière à faciliter son choix et sa pose par le chirurgien.

A cet effet, l'invention a pour objet un élément fémoral de prothèse de hanche, comportant une partie distale destinée à être insérée dans la cavité médullaire du fémur d'un patient, et une partie cervicale comportant ou pouvant supporter un col à l'extrémité duquel est placée ou peut être placée une tête sphérique, caractérisé en ce que ladite partie distale et ladite partie cervicale sont constituées par deux pièces séparées, en ce que ladite partie distale comporte à son extrémité proximale une excroissance formant pivot, et en ce que ladite partie cervicale comporte des moyens permettant l'assemblage de la partie cervicale sur le pivot de la partie distale conservant la possibilité d'une libre rotation relative de la partie cervicale autour du pivot après l'implantation de la prothèse.

Lesdits moyens permettant l'assemblage de la partie cervicale sur le pivot de la partie distale peuvent comporter une perforation longitudinale ménagée dans la partie cervicale et permettant son emmanchement sur le pivot.

Ledit pivot peut être de forme cylindrique.

L'élément fémoral peut comporter une bague séparant le pivot et la partie cervicale favorisant leur glissement lors de leurs rotations relatives.

Il peut comporter des moyens empêchant ou limitant le glissement longitudinal relatif du pivot et de la partie cervicale.

Lesdits moyens empêchant ou limitant le glissement longitudinal relatif du pivot et de la partie cervicale peuvent être constitués par un capuchon fixé à l'extrémité proximale du pivot.

L'excroissance formant pivot et l'extrémité proximale de la partie distale peuvent présenter une angulation par rapport à l'axe longitudinal de la partie distale.

Le pivot peut alors présenter une angulation de 5 à 20° par rapport à l'axe longitudinal de la partie distale.

L'élément fémoral peut comporter un plot sur l'une de l'extrémité proximale de la partie distale et de la face inférieure de la partie cervicale et une rainure dans laquelle vient s'insérer le plot, ménagée dans l'autre de l'extrémité proximale de la partie distale et de la face inférieure de la partie cervicale.

L'invention a également pour objet une prothèse totale de hanche, comportant un élément fémoral et un cotyle artificiel pour la réception d'une tête sphérique de l'élément fémoral, caractérisée en ce que ledit élément fémoral est du type précédent.

Comme on l'aura compris, l'invention consiste à réaliser la tige de l'élément fémoral d'une prothèse de hanche en deux parties. La première partie est la partie distale destinée à être insérée dans la cavité médullaire du fémur. Elle est d'une conception classique, sauf à son extrémité proximale qui est constituée par un élément formant pivot à symétrie de révolution. Sur ce pivot vient se placer, libre en rotation autour de lui, la deuxième partie de la tige, qui est une pièce cervicale comportant généralement :

- une cavité centrale dans laquelle le pivot vient s'insérer ;
- et un col destiné à porter, de manière fixe ou amovible comme il est classique, la tête sphérique de l'élément fémoral.

De cette façon, lorsque le membre porteur de la prothèse effectue un mouvement de rotation axiale, cette rotation est, comme il est normal, transmise à la partie distale de la tige fémorale de la prothèse qui est solidaire du fémur. Mais si le col de la prothèse et la tête sphérique qu'il porte rencontrent une résistance lors de ce mouvement, leur propre rotation peut être interrompue. En revanche, le mouvement de rotation axiale du membre et de la partie distale de la tige fémorale peut se poursuivre, puisque le pivot (et donc la tige fémorale) peut tourner librement à l'intérieur de la pièce cervicale. Ainsi on évite la luxation de l'articulation.

L'invention est applicable aussi bien aux prothèses totales de hanche qu'aux prothèses limitées au seul élément fémoral. Elle serait également adaptable à la chirurgie vétérinaire.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit, donnée en référence aux figures annexées suivantes :

- la figure 1 qui montre schématiquement et axialement la hanche droite d'un patient équipée d'une prothèse totale de hanche conventionnelle en position neutre du membre inférieur ;

- la figure 2 qui montre la même hanche que la figure 1, équipée de la même prothèse, celle-ci présentant une amorce de luxation ;

- les figures 3 et 4 qui montrent schématiquement en perspective les deux parties d'un élément fémoral de prothèse de hanche selon l'invention, à l'état séparé (figure 3) et à l'état assemblé (figure 4) ;

- la figure 5 qui montre vu de face et en coupe un fémur humain équipé d'un élément fémoral de prothèse de hanche selon l'invention ;

- les figures 6 et 7 qui correspondent aux figures 1 et 2 dans le cas où on utilise un élément fémoral de prothèse de hanche selon l'invention ;

- la figure 8 qui montre schématiquement vue en coupe longitudinale une autre variante de l'invention ;

- la figure 9 qui montre schématiquement la partie fémorale d'une autre variante de prothèse selon l'invention.

Les figures 1 et 2 illustrent très schématiquement la manière dont une luxation de la hanche peut se produire avec une prothèse fémorale classique entièrement rigide, représentative de l'art antérieur que l'invention vise à améliorer.

La figure 1 représente l'articulation, dans une position neutre du membre inférieur représenté par la position du pied 1 par rapport à l'os iliaque 2 dans lequel est placé un cotyle artificiel 3 (dans le cas où, comme représenté, on utilise une prothèse totale de hanche). L'élément fémoral 4 comporte classiquement une tête sphérique 5 insérée dans le cotyle 3 et montée sur le col 6 relié rigidement à la tige 7 monobloc insérée dans le fémur du patient. Dans cette position neutre, la tête sphérique est bien centrée à l'intérieur du cotyle 3.

La figure 2 représente la même articulation après un mouvement du membre inférieur présentant une forte composante rotationnelle. On voit que la rigidité

de l'élément fémoral entraîne que si celui-ci rencontre un obstacle quelconque au cours de la rotation, par un effet de levier il y a la possibilité que la tête 5 sorte de son emplacement nominal dans le cotyle 3. Cela peut, au final, aboutir à une luxation complète de l'articulation.

Les figures 3 et 4 représentent très schématiquement le principe général de constitution de la tige d'un élément fémoral 4 de prothèse de hanche selon l'invention. Cette tige se compose de deux parties initialement séparées comme sur la figure 3 :

- une partie distale 8 représentée cylindrique sur les figures 3 et 4, mais pouvant présenter dans la réalité toute forme classique la rendant adaptée à son insertion et à son maintien dans la cavité médullaire du fémur ; à son extrémité proximale 9, elle présente une excroissance formant pivot 10, cylindrique dans l'exemple représenté ;

- et une partie 11 représentée cylindrique sur les figures 3 et 4 mais pouvant prendre toute forme extérieure compatible avec sa fonction, qui est de constituer la partie cervicale de l'élément fémoral ; à cet effet, elle présente, connecté à son extrémité proximale, un col 12, en forme de cône morse dans l'exemple représenté, et sur lequel est destinée à être connectée la tête sphérique 5 (non représentée) de l'élément fémoral 4 ; il doit être compris que ce col 12 peut être venu de matière avec la partie cervicale 11, ou être rapporté sur celle-ci au cours de l'assemblage de l'élément fémoral 4 pour une plus grande modularité de celui-ci.

La partie cervicale 11 est pourvue d'une perforation longitudinale centrale 13 permettant l'emmanchement de la partie cervicale 11 sur le pivot 10 de la partie distale 8, avec une possibilité de libre rotation relative, selon la flèche 14, de la partie cervicale 11 autour du pivot 10. La partie cervicale 11 repose alors sur l'extrémité proximale 9 plane (dans l'exemple représenté) de la partie distale 8. Cette possibilité d'une libre rotation relative de la partie cervicale 11 autour du pivot 10 est conservée après l'implantation de la prothèse.

La figure 5 montre schématiquement comment l'élément fémoral 4 selon l'invention peut être implanté dans la cavité médullaire 15 du fémur 16 d'un patient, préalablement préparée par le chirurgien d'une manière classique pour permettre cette implantation avec ou sans ciment. Dans l'exemple représenté, la partie distale 8 a une forme sensiblement cylindro-conique, effilée dans sa portion

distale 17, mais toute autre forme classique pour les parties distales d'éléments fémoraux serait utilisable. L'extrémité supérieure 18 du fémur 16 n'a, dans l'exemple représenté, été réséquée que de façon partielle, par ménagement d'une cavité 19 autorisant une rotation relative¹⁴ sans obstacle de la partie cervicale 11 autour du pivot 10. Bien entendu, une résection de l'extrémité 18 plus ou moins importante que représenté serait possible, au choix du chirurgien, en fonction notamment des dimensions de l'élément fémoral 4 et de l'état de l'extrémité 18.

Avec la conformation de l'élément fémoral 4 selon l'invention, on comprend qu'une rotation du fémur 16 selon la flèche 14 est transmise à la partie distale 8 de l'élément 4 puisqu'elle lui est solidaire, mais n'est pas nécessairement transmise à la partie cervicale 11 qui peut rester immobile, en particulier si le mouvement du fémur 16 pouvait tendre à faire sortir la tête sphérique 5 de l'élément fémoral 4 hors du cotyle 3, si cette tête 5 était rigidement liée à la partie distale 8 de l'élément fémoral 4 comme c'est le cas sur les figures 1 et 2, représentatives de l'art antérieur.

Les figures 6 et 7 correspondent aux figures 1 et 2, dans le cas de l'utilisation d'un élément fémoral 4 selon l'invention. On y voit que, cette fois, la rotation du membre inférieur portant l'élément fémoral 4 s'est effectuée sans déplacement sensible de la partie cervicale 11, donc du col 12 et de la tête 5 qui lui sont solidaires. Cette rotation s'est seulement traduite par une rotation du pivot 10 dans la perforation 13 de la partie cervicale 11. Dans ces conditions, la tête 5 n'a pas effectué de mouvements qui auraient pu la faire tendre à sortir du cotyle 3, et la luxation de l'articulation est ainsi évitée.

Les matériaux utilisables pour constituer les diverses parties de l'élément fémoral 4 selon l'invention sont les matériaux biocompatibles, notamment céramiques, métalliques et/ou polymères, classiquement utilisables dans les prothèses de hanche. L'essentiel dans le cadre de l'invention est qu'ils présentent, du fait de leurs natures et/ou de la préparation de leurs surfaces, des coefficients de frottement suffisamment faibles au niveau de l'interface entre la partie distale 8 et la partie cervicale 11 pour assurer une rotation aisée de l'une par rapport à l'autre.

La figure 8 représente schématiquement (sans le col 12) une variante de l'invention, dans laquelle le contact entre le pivot 10 et la partie cervicale 11 ne se fait pas directement, mais par l'intermédiaire d'une bague 20, réalisée par exem-

ple en polyéthylène ou en un matériau autolubrifiant tel que le PTFE ou le graphite. Cette configuration permet d'assurer un très bon glissement entre le pivot 10 et la partie cervicale 11 lors de leurs rotations relatives. Elle peut également constituer la pièce subissant la plus grande usure lors de l'utilisation de la prothèse, et dont le remplacement, s'il est nécessaire ultérieurement au cours de la vie du patient, sera plus aisé et moins coûteux que le remplacement des autres parties 8, 11 de l'élément fémoral 4.

Egalement, cette variante présente une autre amélioration (pouvant être présente indépendamment de la précédente) qui consiste à prévoir un capuchon 21 à l'extrémité du pivot 10, fixé par vissage, emmanchement ou tout autre procédé. Ce capuchon 21 permet d'éviter ou de limiter assurément à une amplitude très réduite les mouvements relatifs longitudinaux de la partie distale 8 et de la partie cervicale 11 de l'élément fémoral 4. D'autres moyens fonctionnellement équivalents à ce capuchon 21 peuvent lui être substitués.

Dans les exemples décrits et représentés, le pivot 10 est de forme cylindrique, mais il va de soi qu'il pourrait prendre toute autre forme, notamment tronconique, présentant une symétrie de révolution autorisant la rotation relative de la partie cervicale 11 autour de lui. Egalement on pourrait prévoir qu'il comporte à sa base une portion en forme de calotte sphérique sur laquelle reposerait la portion inférieure de la partie cervicale 11, qui serait elle-même conformée de façon correspondante. De telles configurations permettent de renforcer la base du pivot 10, et donc de limiter les risques de rupture par cisaillement à son niveau au cours de l'utilisation de la prothèse.

De manière générale, il faut comprendre que tout moyen permettant l'assemblage de la partie cervicale 11 sur une excroissance formant pivot 10 de l'extrémité proximale de la partie distale 8 avec possibilité d'une libre rotation relative des deux parties 8, 11 après l'implantation de la prothèse serait conforme à l'invention.

A titre purement indicatif, un exemple de dimensionnement d'un élément fémoral 4 selon l'invention réalisé en alliage chrome-cobalt ou en acier inoxydable serait :

- longueur globale de la partie distale 8 et de son pivot 10 : 140 mm, dont 35 mm pour le pivot 10, cette dimension correspondant également sensiblement à la longueur de la partie cervicale 11 ;
- diamètre du pivot 10 : 10 mm ;
- diamètre de la partie distale 8 : 25 mm à sa portion proximale à la base du pivot 10, et 12 mm à sa portion distale 17 ;
- diamètre extérieur de la partie cervicale : 25 mm ;
- longueur du col 12 incluant le cône morse supportant la tête sphérique 5 : 35 mm.

Egalement, dans une variante avantageuse de l'invention représentée sur la figure 9, le pivot 10 et l'extrémité proximale 9 présentent une angulation α par rapport à l'axe longitudinal de la partie distale 8 de la prothèse. On obtient de cette façon une possibilité de centrage automatique de la partie cervicale 11 sous l'effet des contraintes auxquelles la prothèse est soumise. Cette angulation α du pivot 10 est, de préférence, de l'ordre de 5 à 20° par rapport à l'axe longitudinal de la partie distale 8.

On peut également prévoir comme représenté sur la figure 9 (et ceci est aussi valable pour la variante des figures 1 à 8) de disposer un plot 22 sur l'extrémité proximale 9 de la partie distale 8 de la prothèse.

Le plot 22, en coopération avec une rainure correspondante ménagée dans la face inférieure de la partie cervicale 11 de la prothèse, joue un rôle de guidage et de butée lors de la rotation relative de la partie distale 8 et de la partie cervicale 11. Les positions respectives du plot 22 et de la rainure dans laquelle il s'insère pourraient, bien entendu, être inversées par rapport à la configuration décrite et représentée.

REVENDEICATIONS

1. Elément fémoral (4) de prothèse de hanche, comportant une partie distale (8) destinée à être insérée dans la cavité médullaire (15) du fémur (16) d'un patient, et une partie cervicale (11) comportant ou pouvant supporter un col (12) à l'extrémité duquel est placée ou peut être placée une tête sphérique (5), caractérisé en ce que ladite partie distale (8) et ladite partie cervicale (11) sont constituées par deux pièces séparées, en ce que ladite partie distale (8) comporte à son extrémité proximale (9) une excroissance formant pivot (10), et en ce que ladite partie cervicale (11) comporte des moyens permettant l'assemblage de la partie cervicale (11) sur le pivot (10) de la partie distale (8) conservant la possibilité d'une libre rotation relative de la partie cervicale (11) autour du pivot (10) après l'implantation de la prothèse.

2. Elément fémoral (4) de prothèse de hanche selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens permettant l'assemblage de la partie cervicale (11) sur le pivot (10) de la partie distale (8) comportent une perforation longitudinale (13) ménagée dans la partie cervicale (11) et permettant son emmanchement sur le pivot (10).

3. Elément fémoral (4) de prothèse de hanche selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ledit pivot (10) est de forme cylindrique.

4. Elément fémoral (4) de prothèse de hanche selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comporte une bague (20) séparant le pivot (10) et la partie cervicale (11) favorisant leur glissement lors de leurs rotations relatives.

5. Elément fémoral (4) de prothèse de hanche selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens empêchant ou limitant le glissement longitudinal relatif du pivot (10) et de la partie cervicale (11).

6. Elément fémoral (4) de prothèse de hanche selon la revendication 5, caractérisé en ce que lesdits moyens empêchant ou limitant le glissement longitudinal relatif du pivot (10) et de la partie cervicale (11) sont constitués par un capuchon (21) fixé à l'extrémité proximale du pivot (10).

7. Élément fémoral (4) de prothèse de hanche selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que l'excroissance formant pivot (10) et l'extrémité proximale (9) de la partie distale (8) présentent une angulation par rapport à l'axe longitudinal de la partie distale (8).

8. Élément fémoral (4) de prothèse de hanche selon la revendication 7, caractérisé en ce que le pivot (10) présente une angulation (α) de 5 à 20° par rapport à l'axe longitudinal de la partie distale (8).

9. Élément fémoral (4) de prothèse de hanche selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce qu'il comporte un plot (22) sur l'une de l'extrémité proximale (9) de la partie distale (8) et de la face inférieure de la partie cervicale (11) et une rainure dans laquelle vient s'insérer le plot (22), ménagée dans l'autre de l'extrémité proximale (9) de la partie distale (8) et de la face inférieure de la partie cervicale (11).

10. Prothèse totale de hanche, comportant un élément fémoral (4) et un cotyle artificiel (3) pour la réception d'une tête sphérique (5) de l'élément fémoral (4), caractérisée en ce que ledit élément fémoral (4) est du type selon l'une des revendications 1 à 9.

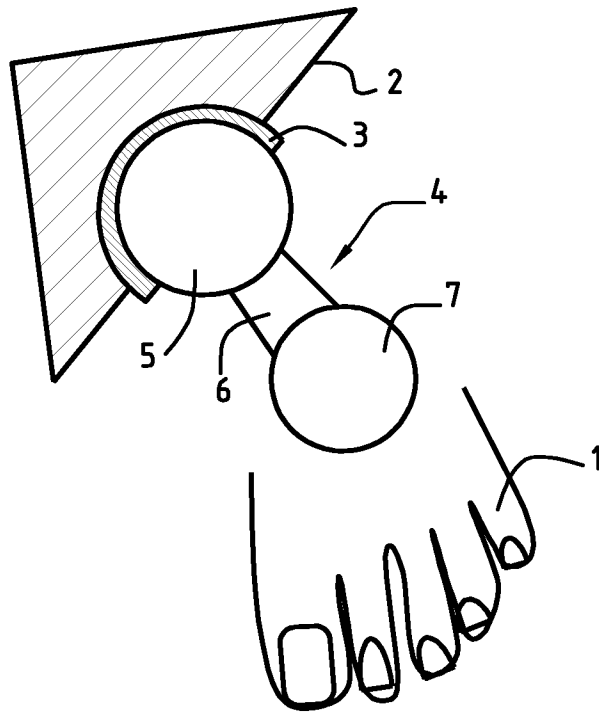


FIG.1

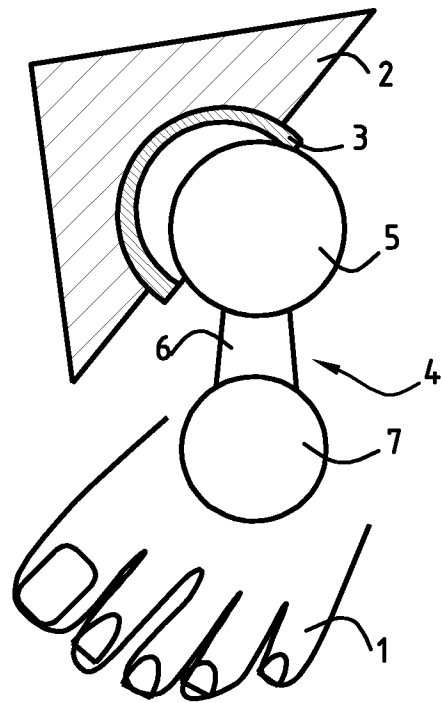


FIG.2

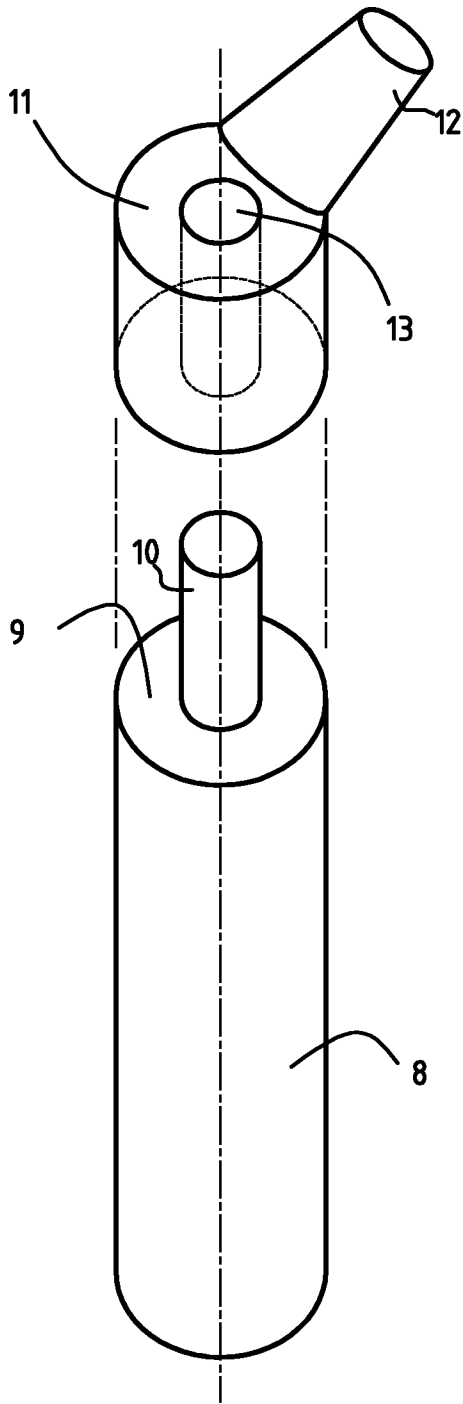


FIG.3

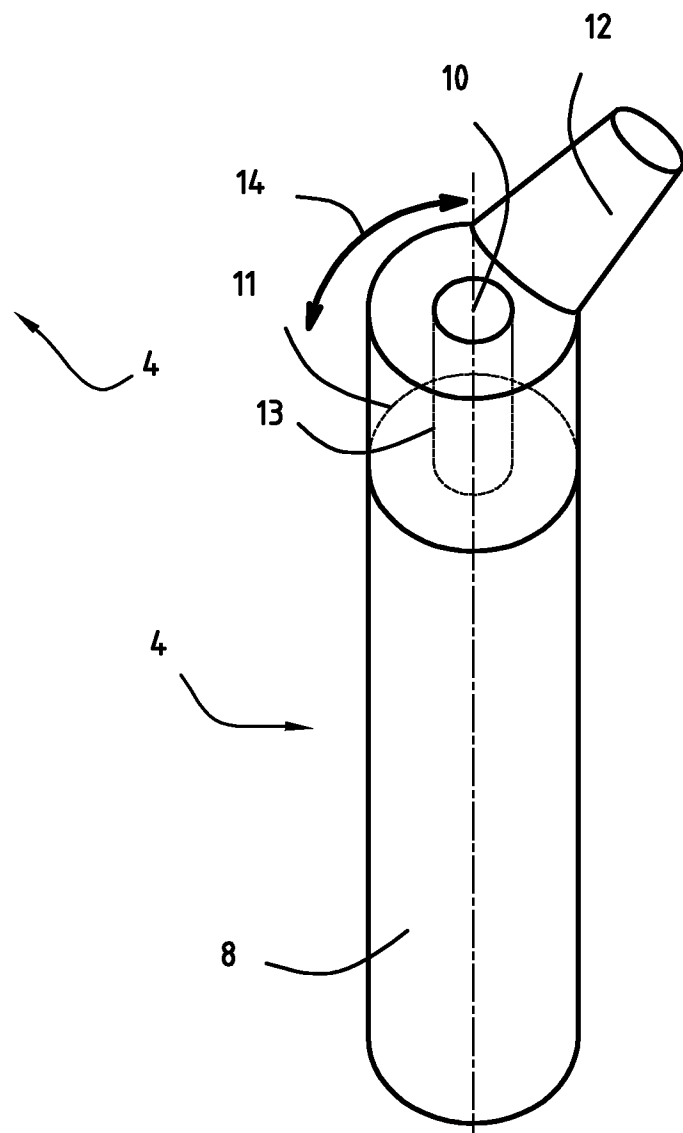


FIG.4

3/6

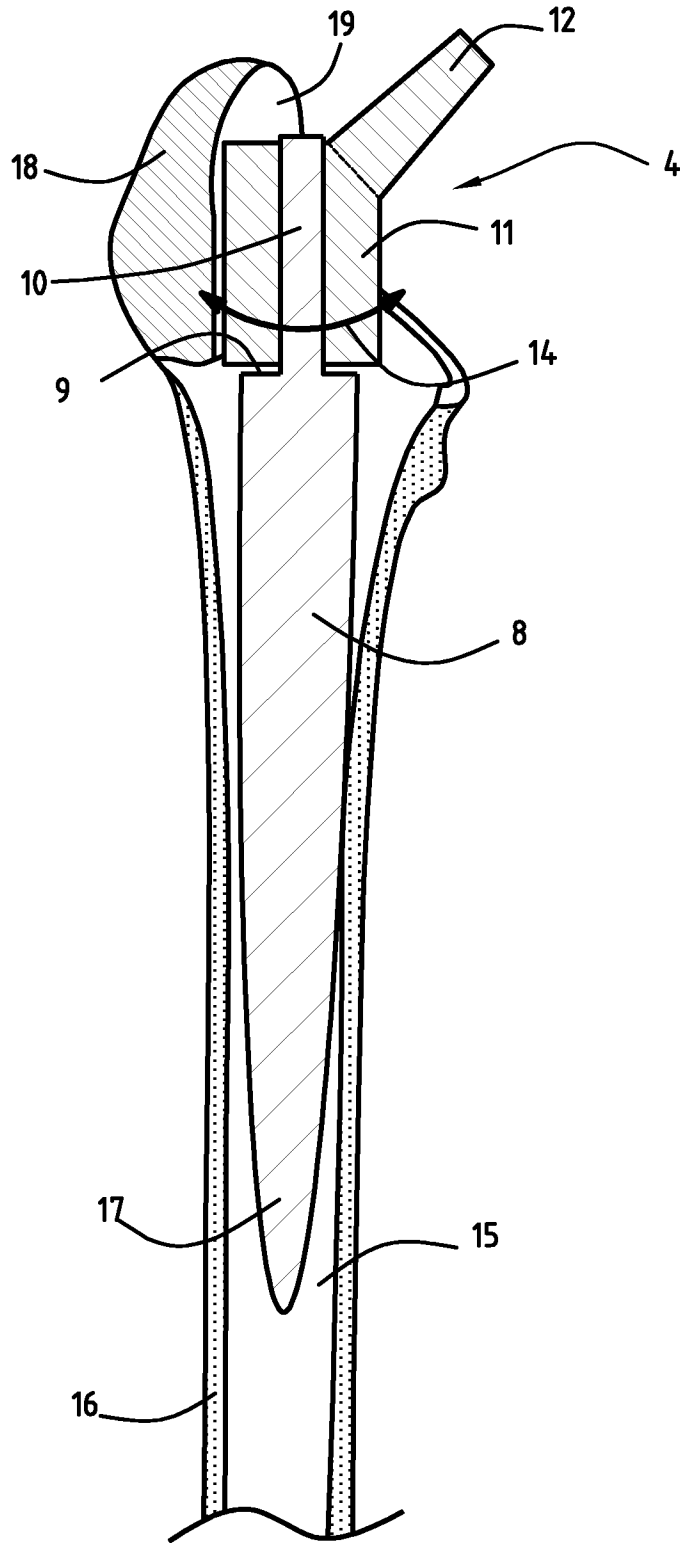


FIG.5

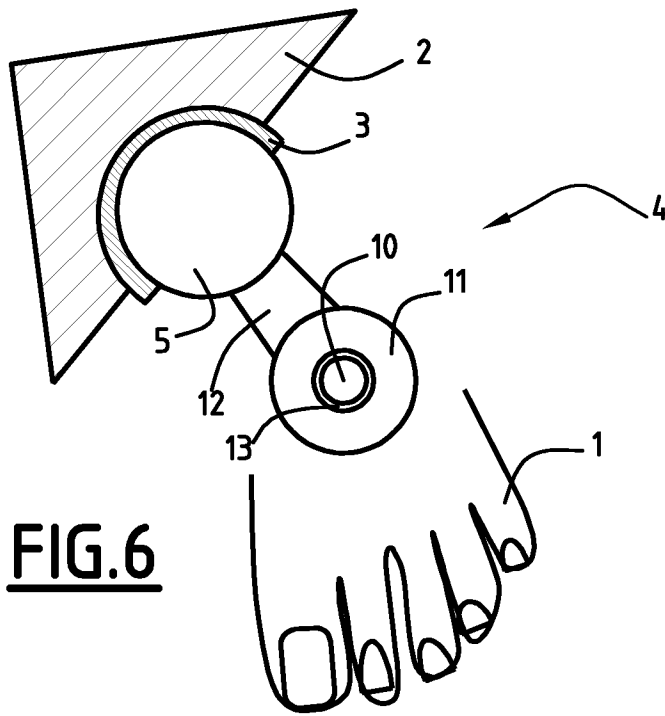


FIG. 6

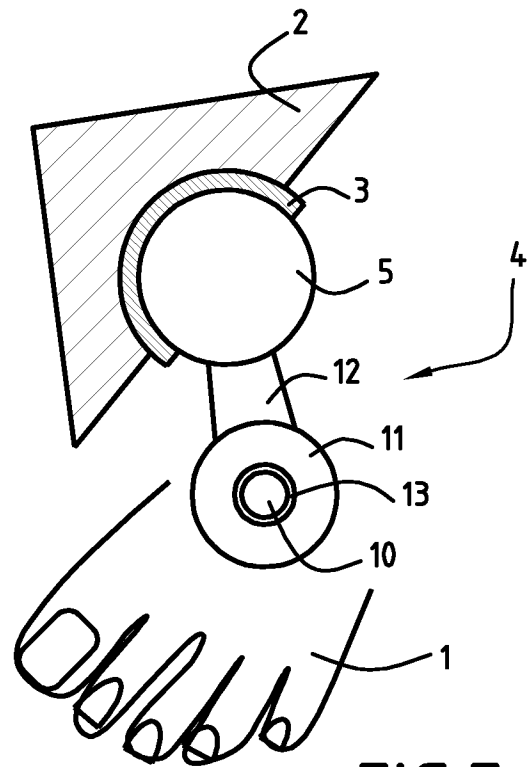


FIG. 7

5/6

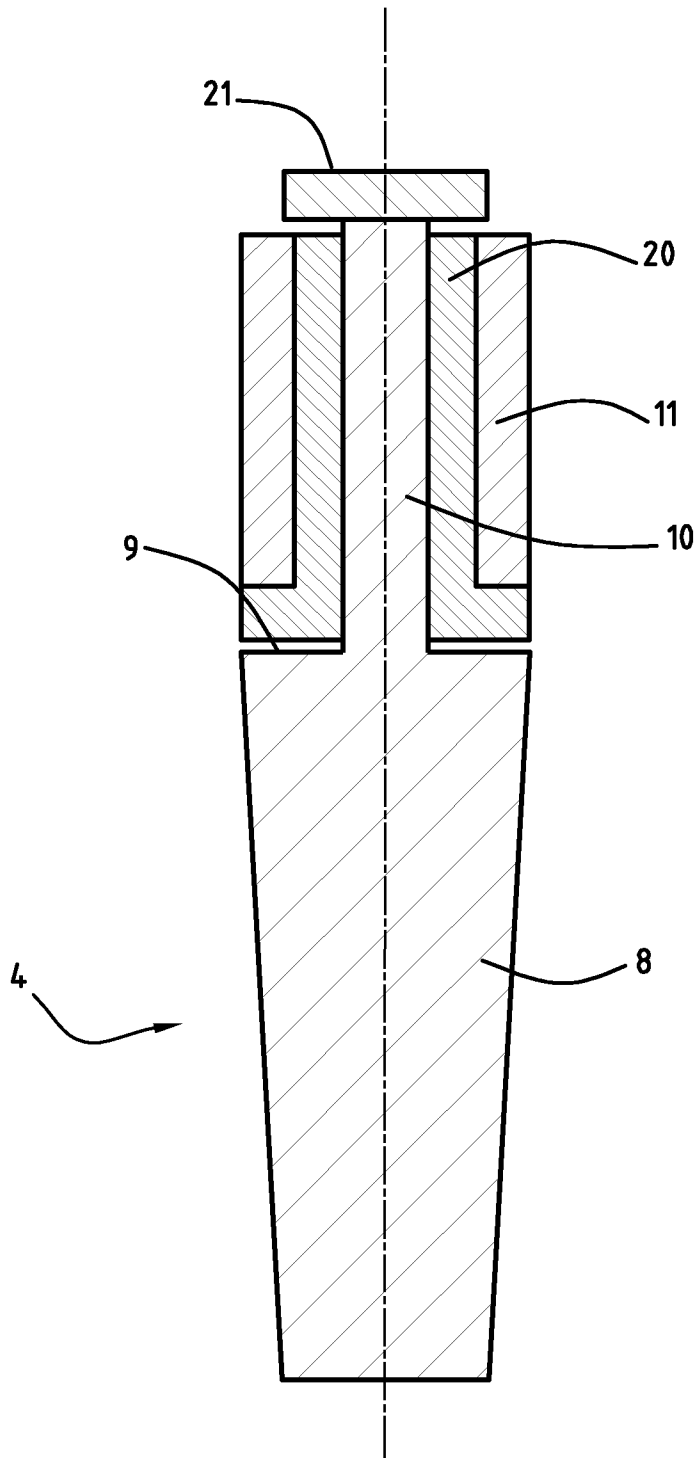


FIG.8

6/6

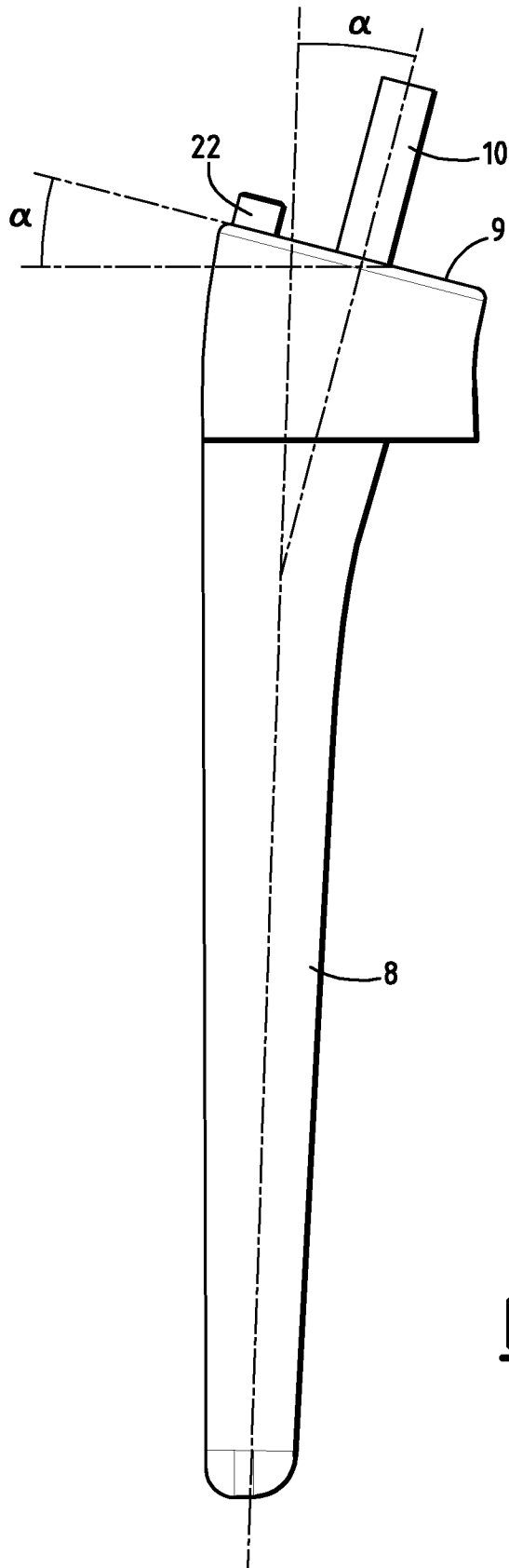


FIG.9