

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11) N° de publication :

2 932 677

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

21) N° d'enregistrement national :

08 54114

51) Int Cl⁸ : A 61 F 2/46 (2006.01)

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 20.06.08.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 25.12.09 Bulletin 09/52.

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) : UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE Etablissement public à caractère scientifique et culturel — FR.

72) Inventeur(s) : DARDENNE GUILLAUME, STINDEL ERIC, HAMITOUCHE CHAFIAA et ROUX CHRISTIAN.

73) Titulaire(s) : UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE Etablissement public à caractère scientifique et culturel.

74) Mandataire(s) : CABINET PATRICE VIDON.

54) SYSTEME D'AIDE A L'IMPLANTATION D'UNE PROTHESE DE HANCHE SUR UN INDIVIDU.

57) L'invention concerne un système d'aide à l'implantation d'une prothèse de hanche sur un individu, comprenant un cotyle destiné à être placé dans l'os iliaque dudit individu et une partie fémorale destinée à être solidarisée au fémur dudit individu, comprenant:

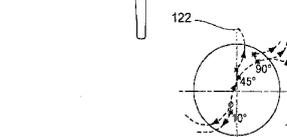
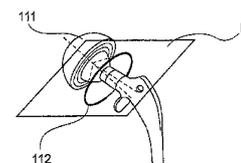
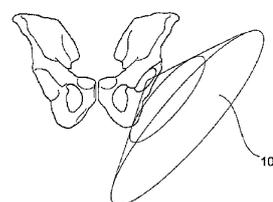
- des moyens d'imagerie du corps humain, comprenant des moyens de repérage de la position des images dans l'espace;

- des moyens de calcul de la version pelvienne dudit individu dans au moins trois situations de référence, respectivement debout, allongé et assis, par analyse d'images délivrées par lesdits moyens d'imagerie;

- des moyens de mesure de la position dudit cotyle par rapport au bassin dudit individu;

- des moyens de restitution simultanée d'informations représentatives de la mobilité prothétique de la hanche par rapport à chacune desdites situations de référence, pour une position courante dudit cotyle,

ainsi que des moyens de détermination de la position d'au moins trois sommets du cotyle anatomique dudit individu, et des moyens de correction desdites informations représentatives de la mobilité prothétique, de façon à tenir compte des limites de collision anatomiques.



FR 2 932 677 - A1



SYSTEME D'AIDE A L'IMPLANTATION D'UNE PROTHESE DE HANCHE SUR UN INDIVIDU.

1. Domaine de l'invention

Le domaine de l'invention est celui de l'implantation des prothèses totales
5 de hanche. Plus précisément, l'invention concerne un système informatisé permettant un placement optimisé des éléments constitutifs d'une telle prothèse sur un individu.

Une prothèse totale de hanche comprend généralement deux parties : une première partie solidarisée au fémur, dite partie fémorale et comprenant une tige
10 introduite dans le fémur, équipée d'une tête essentiellement sphérique, et un cotyle prévu pour recevoir la tête fémorale. Le cotyle, également appelé cupule lorsqu'il est hémisphérique, prend place dans le logement correspondant (le cotyle anatomique) de l'os iliaque.

L'implantation d'une prothèse par un chirurgien est une opération
15 relativement complexe, puisque la partie fémorale et plus encore le cotyle, doivent être placés de façon optimisée, en particulier pour éviter que la prothèse se luxe, lors de mouvements de forte amplitude.

Selon les méthodes classiques, on effectue un palpation du bassin pour repérer les trois points du plan pelvien antérieur (PPA). Ce plan pelvien antérieur
20 (également appelé plan de Lewinneck) est un référentiel classiquement utilisé en chirurgie de la hanche. Il est défini par les deux épines iliaques et par la symphyse pubienne. Ce plan permet d'orienter convenablement le cotyle prothétique, en terme d'inclinaison et d'antéversion.

Le chirurgien insère ensuite le cotyle, ou cupule, au bout d'un outil appelé
25 impacteur. Il manipule cette cupule, de façon à la placer de façon qu'il présente une inclinaison de 45° et une antéversion de 15° par rapport au plan pelvien antérieur.

Ces deux valeurs d'angle sont cependant des valeurs moyennes, utilisées
30 par défaut, et ne correspondent pas à toutes les situations particulières susceptibles d'être rencontrées.

Une amélioration à cette approche a été proposée dans le document du brevet US-6 205 411, qui propose une simulation informatique d'une implantation optimisée de la prothèse à partir d'une tomographie de l'enveloppe osseuse du bassin et du fémur, réalisée en pré-opératoire.

5 Le chirurgien est guidé, lors de l'opération, et à l'aide d'un corps interne placé sur le bassin et le fémur pour assurer un repérage dans l'espace, pour placer le cotyle, en fonction du résultat de la simulation.

Cette approche est efficace, et présente l'inconvénient d'une complexité importante (tomographie, simulation informatique, ...) qui rend son utilisation
10 limitée, notamment pour des raisons de coût.

Une autre approche a été proposée dans le document de brevet FR-2 865 928. Selon cette technique, on utilise une « méga-tête », placée dans la cavité cotylienue creusée dans le bassin. Un dispositif de traitement permet un affichage simultané d'un cône de mobilité et de positions extrêmes, en fonction du
15 centre de la cupule et de la géométrie de la prothèse fémorale.

Le chirurgien peut alors manipuler la cupule à l'aide d'un impacteur, pour faire entrer les positions extrêmes dans le cône de mobilité.

Cette technique est plus simple que celle décrite dans le document US-6 205 411, et ne nécessite pas de mesures préalables. Cependant, elle peut s'avérer
20 insuffisante en pratique, car les mesures sont effectuées en peropératoire, l'individu étant installé endormi dans une position particulière (situation allongée).

Les inventeurs ont observé qu'une implantation dans ces conditions est souvent non optimale, car elle ne prend en compte que cette situation particulière,
25 la situation allongée, et non les autres situations possibles, et en particulier la situation debout et la situation assise.

Pourtant, il apparaît qu'une position optimale en position allongée peut ne pas l'être en situation assise ou en situation debout.

En d'autres termes, des collisions entre la prothèse et le cotyle peuvent se
30 produire, susceptibles de conduire à une luxation, dans certaines situations, même

lorsque le cotyle a été placé de façon optimisée par rapport au plan pelvien antérieur déterminé dans la situation allongée.

L'invention a notamment pour objectif de pallier ces inconvénients de l'art antérieur.

5 Plus précisément, un objectif de l'invention est de fournir un système, ou dispositif, d'aide à l'implantation d'une prothèse totale de hanche, qui limite les risques de luxation, dans les différentes situations, et notamment les situations allongée, assise et debout.

Un autre objectif de l'invention est de fournir un tel système, qui reste
10 simple à mettre en œuvre, et qui ne nécessite pas d'opération complexe de synthèse informatique notamment.

Un autre objectif de l'invention est de fournir un tel système, prenant en compte, des caractéristiques physiologiques réelles de l'individu.

Ces objectifs, ainsi que d'autres qui apparaîtront plus clairement par la
15 suite sont atteints selon l'invention à l'aide d'un système d'aide à l'implantation d'une prothèse de hanche sur un individu, comprenant un cotyle destiné à être placé dans l'os iliaque dudit patient et une partie fémorale destinée à être solidarisée au fémur dudit individu.

Un tel système comprend :

- 20 - des moyens d'imagerie du corps humain, comprenant des moyens de repérage de la position des images dans l'espace ;
- des moyens de calcul de la version pelvienne dudit individu dans au moins trois situations de référence, respectivement debout, allongé et assis, par analyse d'images délivrées par lesdits moyens d'imagerie ;
- 25 - des moyens de mesure de la position dudit cotyle par rapport au bassin dudit individu ;
- des moyens de restitution simultanée d'informations représentatives de la mobilité prothétique de la hanche par rapport à chacune desdites situations de référence, pour une position courante dudit cotyle.

Selon l'invention, le système comprend des moyens de détermination de la position d'au moins trois sommets du cotyle anatomique dudit individu, et des moyens de correction desdites informations représentatives de la mobilité prothétique, de façon à tenir compte des limites de collision anatomiques.

5 En effet, les inventeurs ont détecté que les cercles de limite de collision prothétiques sont parfois inexacts, et englobent des situations anatomiquement non acceptables. L'invention propose donc de corriger ces cercles, pour délivrer des cercles de limite de collision anatomiques, de façon à réduire encore les risques de mauvais placement de la prothèse, et donc de luxation.

10 Par ailleurs, l'invention repose sur une approche nouvelle et inventive, prenant en compte plusieurs situations de référence, de façon à optimiser la mise en place de la prothèse totale de hanche, à réduire les risques de luxation, et à restituer une bonne longueur de jambe.

De façon avantageuse, lesdits moyens de restitution comprennent des
15 moyens d'affichage d'un cercle de limite de collision pour chaque situation de référence, et de la position neutre correspondante, et lesdits moyens de correction modifient lesdits cercles de limite de collision.

En consultant les différents cercles, le praticien peut retenir la position de la prothèse correspondant au meilleur compromis, alors que, selon les techniques
20 connues, il optimisait cette position pour la situation allongée uniquement, ce qui peut conduire à des aberrations dans les autres situations.

Selon un mode de réalisation particulier, lesdits moyens de correction tiennent compte d'un cercle de collision déterminés grâce aux trois sommets.

Les mesures et les calculs sont ainsi relativement simples et rapides.

25 Dans un mode de réalisation particulier de l'invention, lesdits moyens de détermination de la version pelvienne comprennent, pour chaque situation de référence :

- des moyens d'analyse d' au moins trois images, dont :
 - une première image d'une zone supérieure droite de l'os iliaque
30 dudit individu ;

- une deuxième image d'une zone supérieure gauche dudit os iliaque ;
- une troisième image d'une zone inférieure dudit os iliaque ;
- des moyens d'identification de points caractéristiques, à savoir sur ladite première image un point correspondant à la position de l'épine iliaque droite, sur ladite deuxième image un point correspondant à la position de l'épine iliaque gauche et sur ladite troisième image un point correspondant à la position de la symphyse pubienne ;
- des moyens de détermination d'un plan pelvien antérieur à partir desdits trois points, introduits dans un référentiel tridimensionnel associé auxdits moyens de repérage ;
- des moyens d'évaluation de la version pelvienne par rapport à une direction de référence, en fonction dudit plan pelvien antérieur.

Selon un mode de réalisation préférentiel, lesdits moyens d'affichage délivrent également des valeurs d'angle maximales pour un ensemble de mouvements possibles, pour chaque situation de référence.

Lesdits mouvements possibles peuvent notamment appartenir au groupe comprenant l'extension, la flexion, les rotations, l'abduction et l'adduction.

Selon une mise en œuvre avantageuse, lesdits moyens d'imagerie peuvent comprendre une sonde échographique à ultrason équipée d'un corps rigide de repérage visible par une station de navigation.

Cette station repère ces corps rigides par infrarouge. La sonde échographique est calibrée par rapport au localisateur optique.

De façon avantageuse, un système selon l'invention comprend également des moyens de détermination de la géométrie du fémur dudit individu, délivrant au moins une information représentative de la position des épicondyles inférieurs et au moins une information représentative de la position du col et de la tête de la prothèse fémorale.

Lesdits moyens de détermination de la géométrie du fémur peuvent notamment comprendre des marqueurs de position destinés à être solidarisés audit fémur.

Ces moyens de détermination peuvent par exemple comprendre des moyens de palpation.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront plus clairement à la lecture de la description suivante d'un mode de réalisation
5 préférentiel de l'invention, donnée à titre de simple exemple illustratif et non limitatif, et des dessins annexés parmi lesquels :

- la figure 1 illustre un plan pelvien antérieur, et ses trois points caractéristiques ;
- les figures 2A à 2C montrent la position du plan pelvien par rapport à un
10 plan de référence, respectivement dans :
 - figure 2A : situation debout ;
 - figure 2B : situation allongée ;
 - figure 2C : situation assise ;
- la figure 3 illustre un exemple d'angle d'antéversion fonctionnelle ;
- 15 - la figure 4 illustre un exemple d'angle d'inclinaison fonctionnelle ;
- les figures 5A à 5C montre des variations de l'orientation du cotyle selon la situation du bassin ;
- les figures 6A et 6B illustrent respectivement un conflit postérieur entre l'acetabulum et le fémur en position debout et un conflit antérieur entre
20 l'acetabulum et le fémur en position assise ;
- la figure 7 est un organigramme simplifié de la mise en œuvre du système de l'invention, pour la détermination du plan pelvien ;
- la figure 8 est un organigramme simplifié de l'utilisation du système de l'invention, en pré-opérateur puis en peropérateur ;
- 25 - la figure 9 illustre les données pour le calcul d'un cône de mobilité ;
- la figure 10 illustre un cône de mobilité associé à un cotyle ;
- la figure 11 illustre la détermination d'un cercle d'instabilité ;
- la figure 12 présente le cercle d'instabilité obtenu selon la technique de la figure 11 ;

- la figure 13 illustre, respectivement dans la position assise et dans la position verticale, la position neutre du fémur sur le cercle de limite de collision;
- la figure 14 présente un exemple d'affichage sur un écran de plusieurs cercles de limite de collision;
- la figure 15 illustre la délimitation du cotyle anatomique, à l'aide de trois points caractéristiques ;
- la figure 16 illustre la prise en compte de la limite osseuse du cotyle, sur un cercle de limite de collision;
- la figure 17 montre le cône représentant la mobilité prothétique obtenu en tenant compte du cercle de limite de collision de la figure 16 ;
- les figures 18A à 18C illustrent les différentes positions prises en compte pour la détermination des angles de mobilité de la hanche.

Une des principales contraintes pour la pose d'une prothèse totale de hanche est donc d'optimiser la position et l'orientation de l'implant, afin d'éviter des instabilités post-opératoires. Pour ceci, un référentiel, appelé plan de Lewinneck ou plan pelvien antérieur défini par les deux épines iliaques et par la symphyse pubienne est utilisé en chirurgie de la hanche assistée par ordinateur.

Il est apparu que ce référentiel varie, parfois d'une manière importante, pendant des activités journalières et d'un patient à un autre, et peut conduire à des instabilités post-opératoires.

L'invention, afin d'éviter ce problème, repose, selon un premier aspect, sur de nouveaux moyens permettant de mettre en œuvre une nouvelle procédure, prenant en compte le comportement pelvien dans différentes situations pour le placement d'une prothèse totale de hanche. Ceci permet d'estimer la mobilité prothétique de la hanche dans ces différentes positions.

La figure 1 présente le plan pelvien (xy) défini par les points correspondants aux deux iliaques 11 et 12 et à la symphyse pubienne 13 sur l'os iliaque 14. Le cotyle prothétique 4 doit être orienté convenablement, en termes d'inclinaison et d'antéversion.

Comme on le voit sur les figures 2A, 2B et 2C, le plan pelvien 21_A , 21_B , 21_C peut varier, par rapport à un plan de référence vertical ou horizontal 22_A , 22_B et 22_C .

5 Ce comportement dynamique du bassin introduit des modifications concernant l'orientation fonctionnelle du cotyle. L'orientation fonctionnelle, antéversion fonctionnelle et inclinaison fonctionnelle, est calculée par rapport à un référentiel fixe, le plan frontal vertical pour étudier le comportement dynamique du cotyle dans ces différentes positions.

10 La figure 3 illustre l'angle d'antéversion fonctionnelle 31 et la figure 4 l'angle d'inclinaison fonctionnelle 41.

On constate, sur les figures 5A à 5C, que l'orientation du cotyle 51, matérialisé par le vecteur normal 52, varie selon la situation du bassin :

- figure 5 B : position debout ;
- figure 5 C : position assise.

15 La figure 5A illustre le bassin par rapport à un plan vertical de référence 53.

En position assise, l'antéversion et l'inclinaison fonctionnelles sont supérieures à l'antéversion et une inclinaison fonctionnelle en position debout. Ceci permet d'avoir un cotyle non couvrant, pour favoriser la flexion de la
20 hanche. Cependant, des collisions peuvent apparaître dans certaines positions, malgré un cotyle prothétique convenablement orienté durant la chirurgie en position de repos.

Ceci est dû à l'influence de la dynamique pelvienne sur l'orientation fonctionnelle, comme illustré par les figures 6A et 6B, qui illustrent
25 respectivement :

- figure 6A : un conflit postérieur 61 entre l'acetabulum et le fémur en position debout ;
- figure 6B : un conflit antérieur 62 entre l'acetabulum et le fémur en position assise.

L'invention prend en compte cette dynamique pelvienne pour la pose d'une prothèse totale de hanche, pour éviter de tels conflits.

Pour cela, selon un mode de réalisation particulier de l'invention, on met en œuvre une procédure basée sur un système d'échographie 2,5 D calibrée et couplée à une station de navigation. Cette approche présente l'avantage d'éviter toute radiation, et d'être simple rapide et précise.

Le système comprend des moyens d'échographie, à l'aide desquels on vient balayer les deux épines iliaques et la symphyse pubienne. On place ensuite, informatiquement, un curseur sur les trois images représentant ces repères.

Le système délivre ensuite une représentation du plan pelvien antérieur en trois dimensions, grâce au calibrage qui a été au préalable effectué sur la sonde échographique. Enfin, on mesure la version pelvienne entre le plan pelvien antérieur et un référentiel (vertical ou horizontal suivant les positions).

Ceci est résumé sur l'organigramme de la figure 7 : on obtient une image échographique de l'épine iliaque droite (71), puis de l'épine iliaque gauche (72) et enfin de la symphyse pubienne (73).

On repère ensuite ces trois points à l'aide de curseurs (74), puis on reconstruit le plan pelvien antérieur en trois dimensions (75), grâce au calibrage. Enfin, on mesure (76) la version pelvienne par rapport à un référentiel (vertical pour les positions assise et debout, et horizontal pour la position allongée).

D'autres modalités d'imagerie peuvent bien sûr être utilisées pour mesurer la version pelvienne, tel que le système EOS (marque déposée), développée par la société Biospace (marque déposée), ou des radios en deux dimensions de profil.

Grâce à ces informations, le protocole pour la pose d'une prothèse totale de hanche peut être celui illustré par la figure 8, à savoir :

- en préopératoire : mesure de la version pelvienne grâce à l'échographie dans différentes situations, ou positions (81) ;
- en peropératoire :
 - estimation et visualisation de la plage de mouvements (« range of motion » en anglais, ou « ROM ») pour les

différentes positions suivant l'orientation de l'impacteur (82) ;

- choix du chirurgien sur l'orientation de la cupule en fonction des ROM observées (83).

5 L'estimation de la mobilité prothétique repose sur la détermination du cône de mobilité. Celui-ci est obtenu grâce à la géométrie de la prothèse, et se traduit, en référence à la figure 9, par l'équation suivante :

$$\theta = A - 2 \sin^{-1} \left(\frac{n/2}{r} \right)$$

10 où : A est l'angle d'ouverture du cotyle prothétique ;
n est le diamètre du col de la prothèse fémorale ; et
r est le rayon de la cupule.

Comme illustré sur la figure 10, ce cône de mobilité 101 représente la variation maximale que peut effectuer la tête fémorale sans collision prothétique entre le cotyle et le col fémoral. Afin d'évaluer la mobilité prothétique de la hanche, ce cône de mobilité est placé et orienté suivant la position du cotyle prothétique.

Pour visualiser la position du col fémoral par rapport à la limite de collision, ou impingement, une analyse en deux dimensions est effectuée. Pour cela, et comme illustré sur la figure 11, un plan P est placé à une distance arbitraire normale à la cupule 111.

La ligne d'intersection de ce plan avec le cône de mobilité définit un cercle d'instabilité 112, dont un exemple est illustré en figure 12.

La position du col fémoral par rapport à ce cercle d'instabilité est l'intersection entre ce plan et la ligne directrice du col fémoral. Il est alors possible de déterminer des tracés 121, 122, ..., représentant des mouvements effectués par le fémur. Ceci est utile pour la simulation de mouvement. Néanmoins, pour connaître les valeurs de ces différents mouvements maximum (flexion, extension, abduction, adduction, rotation interne, rotation externe) il est

nécessaire d'obtenir une position neutre à partir de laquelle toutes ces valeurs seront calculées.

La position neutre est donc connue lorsque l'axe mécanique du fémur est placé de manière verticale avec l'axe des condyles parallèles au plan de
5 Lewinneck. Toutes les valeurs de ces différents mouvements maximum sont donc calculés à partir de cette position initiale.

Comme illustré par la figure 13 correspondant respectivement à la position assise et à la position verticale, on constate que suivant la valeur de la version pelvienne, la position neutre du fémur change sur le cercle de limite de collision
10 131, 132.

Un mode de calcul des angles de mobilité est présenté de façon plus détaillée en annexe.

Ainsi, les valeurs maximales des différents mouvements ne sont pas les mêmes suivant les situations. C'est pour cette raison que, selon l'invention, on restitue simultanément ces différentes situations, pour permettre aux praticiens
15 d'identifier le compromis optimal.

Le praticien, ayant déterminé en peropératoire, la position du plan de Lewinneck par rapport au référentiel bassin, à l'aide du système de l'invention, va placer la prothèse fémorale dans le canal médullaire puis déterminer en
20 peropératoire, toujours à l'aide du système de l'invention, la géométrie du fémur par rapport au référentiel fémur. Notamment, il détermine le rapport entre la tête et le cou et l'orientation du col du fémoral.

Il détermine ensuite l'axe mécanique du fémur, par rapport au référentiel fémur, en déterminant le centre de la tête fémorale et le centre du genou.

Il intègre ensuite des valeurs de la version pelvienne étudiées en
25 peropératoire dans le système de l'invention, puis déplace, à l'aide d'un impacteur, la cupule par rapport au plan de Lewinneck. En fonction du déplacement de cette cupule, le système de l'invention estime, en temps réel, la position neutre sur les trois cercles de limite de collision représentant les trois
30 versions pelviennes mesurées (assis, debout).

Comme illustré par la figure 14, qui présente un exemple d'affichage sur un écran, le système de l'invention affiche alors (sur un ou plusieurs écrans), les cercles de limite de collision 141, 142 et 143, et les valeurs maximales pour les différents mouvements d'extension (flexion, rotations, abduction, et adduction) pour chaque position.

Comme on le voit sur cette figure 14, les positions neutres 144, 145 et 146 varient selon les différentes situations, et donc selon les valeurs de la version pelvienne correspondante. Les valeurs des mouvements maximum sont donc également différentes.

Les praticiens recherchent alors, par essais successifs en déplaçant l'impacteur la position du cotyle prothétique qui optimise ces différentes valeurs.

Le comportement pelvien a une influence non négligeable sur l'orientation du cotyle, pour permettre de favoriser des mouvements de la hanche sur certaines positions journalières (assise, debout, allongée). Il est donc intéressant, selon un mode de réalisation avantageux de l'invention, de prendre en compte cette dynamique lors de la pose d'une prothèse totale de la hanche (PTH) afin d'éviter toute instabilité postopératoire.

En effet, le système décrit ci-dessus permet de positionner la PTH suivant cette dynamique et repose notamment sur deux moyens assurant :

- la mesure du comportement pelvien en préopératoire selon une méthode basée sur l'échographie 2.5 D ;
- l'aide à la décision du chirurgien en peropératoire pour prendre en compte cette dynamique grâce à une application développée sur station de navigation.

Un inconvénient de cette technique est que seul la limite de collision prothétique est pris en compte. L'invention prévoit donc d'intégrer également les limites de collision osseux, comme présentée ci-après.

Selon l'approche précédente, la limite de collision prothétique est obtenu grâce à l'obtention du cône de mobilité associé à la prothèse. Une visualisation 2D est également possible (cercle de limite de collision).

L'invention prévoit donc des moyens de palpation du cotyle, permettant de déterminer la limite de collision anatomique. Plusieurs approches peuvent être envisageables, mais l'utilisation d'une procédure simple et rapide est souhaitable en bloc opératoire.

5 Une première mise en œuvre envisagée est de venir palper toute la délimitation du cotyle. Néanmoins, cette méthode est difficilement réalisable et très sensible aux points mal palpés. De façon préférentielle, les moyens de palpation permettent donc d'approximer la position et l'orientation de la limite du cotyle par un cercle en ne prenant que trois points 151, 152 et 153, comme illustré
10 sur la figure 15.

Ces trois points sont choisis avec précaution afin de ne pas rendre erronée la délimitation du cotyle. L'idée est donc de choisir les points qui produiront le résultat avec la mobilité anatomique la plus limitée. Il vaut mieux en effet donner des résultats de mobilité inférieurs aux résultats réels en étant sûr qu'il n'y ait
15 aucune limite de collision. Les trois points seront donc ceux situés sur les « sommets » osseux les plus élevés.

Un cercle 161 est ensuite ajusté à ces trois points pour obtenir la limite osseuse du cotyle, comme illustré figure 16. Un cône représentant la mobilité prothétique est ensuite obtenu (figure 17). Ce cône a pour sommet la position de
20 la tête fémorale 163 et passe par le cercle défini par les trois points. Cette méthode, permet ensuite de limiter le cercle de limite de collision prothétique 162 afin de prendre en compte les limites de collision anatomiques.

La mobilité de la hanche peut donc être limitée non seulement par la prothèse, mais également par l'anatomie elle-même. Le système de l'invention
25 permet de prendre en compte la limite de collision anatomique, et en conséquence d'éviter des aberrations sur le calcul de la mobilité de la hanche (flexion, extension, abduction, adduction, rotation interne et externe).

On résume ci-après la mise en œuvre du système, ou dispositif, décrit ci-dessus.

Dans un premier temps, des moyens de mesure en préopératoire, comprenant une sonde échographique à laquelle est fixée un corps rigide, pour permettre de repérer sa position par rapport à la station, délivrent une série de mesures. Il y a eu au préalable une calibration de la distance de « prise de vue »
5 par rapport à la sonde, par exemple suivant la technique exposée dans le document FR 07 08476.

En préopératoire, on effectue les opérations suivantes :

- a) pose d'un corps rigide sur le bassin ;
- b) luxation du fémur ;
- 10 c) pose d'un corps rigide sur le fémur ;
- d) palpation des trois points du plan de Lewinneck (repérage dans l'espace) pour repérer ce plan dans l'espace ;
- e) mesure de la géométrie du fémur (palpation du corps rigide et des condyles, ainsi que du col et de la tête de la prothèse fémorale) ;
- 15 f) palpation des trois sommets du cotyle anatomique les plus importants sur les limites de l'orbite du cotyle anatomique ;
- g) insertion de la cupule au bout de l'impacteur (bras manipulateur possédant des marqueurs pour repérer sa position) ;
- h) manipulation de l'impacteur et, en temps réel (étape h1) : affichage
20 des valeurs des angles de mobilité sur un écran ;
- h1) phase de traitement se décomposant comme suit :
 - recalage (3 rotations + 1 translation) du fémur dans une position neutre pour la position actuelle du bassin / position neutre ((i) la tête de la prothèse fémorale est en place dans la cupule, (ii) l'axe des condyles est parallèle au plan de Lewinneck (iii) l'axe mécanique du fémur est parallèle à l'axe de référence) ;
 - 25 - détermination des angles maximum de flexion/extension, rotation interne/rotation externe et abduction/adduction en simulant la rotation de l'axe mécanique du fémur autour d'un
30 axe :

- (i) passant par les deux épines iliaques,
 - (ii) confondu avec l'axe « vertical »,
 - (iii) produit vectoriel des 2 axes précédents,
- 5 pour identifier l'angle (angle maximum) pour lequel l'axe directeur du col fémoral (partie de la prothèse) coupe le cercle de collision (appelé également cercle de limite de collision, intersection du cône de mobilité avec un plan arbitraire perpendiculaire à l'axe central de la cupule) ;
- 10 correction du cercle de collision prothétique (voir h1) est alors limité à la partie interne de ce cercle que recouvre le cône de « limite de collision anatomique » ;
 - rotation du bassin, pour le placer dans une deuxième situation (assis, debout) où le plan de Lewinneck présente une orientation connue par la phase préopératoire par rapport à la direction de 15 référence. Le fémur reste immobile. A nouveau, détermination de la position neutre (intersection de l'axe du col fémoral avec le plan du cercle de limite de collision), et des angles maximum suivant la méthode décrite dans h1) ;
 - restitution des angles maximum et du cercle de limite de 20 collision sur un écran pour chacune des trois situations ;
- i) lorsque les valeurs affichées sont satisfaisantes pour le chirurgien (la cupule est correctement positionnée), retrait de l'impacteur de la cupule.

ANNEXE

CALCUL DES ANGLES DE MOBILITE DE LA HANCHE

5 Pour visualiser la position du col fémoral par rapport à la limite de collision (ou impingement), une analyse 2D est utilisée. Pour ce faire un plan (P) est placé à une distance arbitraire normale à la cupule (figures 12 et 13). L'intersection de ce plan avec le cône de mobilité définit un cercle d'instabilité. La position du col fémoral par rapport à ce cercle d'instabilité est l'intersection
10 entre ce plan et la ligne directrice du col fémoral. Il est alors possible de déterminer des tracés sur ce cercle représentant des mouvements effectués par le fémur (figure 12) (utile pour la simulation de mouvement).

Néanmoins, pour connaître les valeurs des ces différents mouvements maximum (flexion, extension, abduction, adduction, rotation interne, rotation
15 externe), il est nécessaire d'obtenir une position neutre à partir de laquelle toutes ces valeurs seront calculées.

Selon le mode de réalisation décrit, la position neutre est déterminée en se référant à la méthode proposée par plusieurs auteurs, qui proposent que ces différents mouvements soient mesurés par rapport à la verticale (figures 19A à
20 19C).

La position neutre est donc connue lorsque l'axe mécanique du fémur est placé de manière verticale avec l'axe des condyles parallèles au plan de Lewinneck. Toutes les valeurs de ces différents mouvements maximums seront donc calculées à partir de cette position initiale.

25 Suivant la valeur de la version pelvienne, la position neutre du fémur changera donc sur le cercle de limite de collision (figures 14A et 14B).

Ainsi, les valeurs maximales des différents mouvements (extension, flexion, rotations, abduction et adduction) ne seront pas les mêmes suivant les positions et c'est ces différences qu'il sera intéressant de donner au chirurgien
30 pour le placement de sa PTH.

Le calcul des angles de mobilité (flexion maximum, extension maximum, etc) se fait alors de la manière suivante. On connaît la position neutre de l'axe mécanique du fémur (position verticale avec l'axe des épicondyles parallèles au plan de Lewinneck).

- 5 Pour calculer les angles, il suffit d'effectuer la rotation (grâce à l'application) de l'axe mécanique du fémur suivant les axes concernés (figures 18A à 18C). Lorsque la position du col fémoral sur le cercle de limite de collision 2D se situe sur la limite du cercle, l'angle maximum avant la limite de collision est obtenu.
- 10 Pour calculer la flexion maximum, il suffit d'effectuer la rotation de l'axe mécanique du fémur en avant suivant l'axe défini par les deux épines iliaques du bassin. La flexion max est atteinte lorsque la position du col fémoral sur le cercle de limite de collision 2D se situe sur le cercle. Pour l'extension maximum, il suffit de faire la rotation suivant le même axe en arrière.
- 15 Pour calculer la rotation interne maximum, il suffit d'effectuer la rotation de l'axe mécanique du fémur vers l'intérieur suivant l'axe vertical. La rotation interne max est atteinte lorsque la position du col fémoral sur le cercle de limite de collision 2D se situe sur le cercle. Pour la rotation externe max, il suffit de faire la rotation suivant le même axe vers l'extérieur.
- 20 Pour calculer l'abduction maximum, il suffit d'effectuer la rotation de l'axe mécanique du fémur vers l'extérieur suivant l'axe défini par le produit vectoriel des deux axes précédents. L'abduction maximum est atteinte lorsque la position du col fémoral sur le cercle de limite de collision 2D se situe sur le cercle. Pour l'adduction maximum, il suffit de faire la rotation suivant le même axe vers
- 25 l'intérieur.

Pour obtenir la verticale, on place le bassin de manière verticale (version pelvienne = 0°). La verticale est donc définie par l'axe passant par la symphyse et le milieu des épines iliaques. Durant la procédure, on connaît la position du bassin du patient grâce à la station. On connaît également la géométrie de la

prothèse que l'on va placer. On connaît enfin la position et l'orientation de la prothèse fémorale dans le fémur ainsi que l'axe mécanique du fémur.

La position et l'orientation du cotyle prothétique est obtenue grâce à l'impacteur.

- 5 La position du bassin obtenue durant l'opération est notre référence. Notre « verticale » est donc obtenue grâce à la symphyse et aux deux épines iliaques. La prothèse fémorale est positionnée par informatique (grâce à un recalage) à l'intérieur de la cotyle prothétique avec une orientation de l'axe mécanique identique à la « verticale » obtenue grâce à la position de référence.
- 10 Ensuite tout est relatif à cette position de référence. Suivant les versions pelviennes mesurées en préopératoire, on fait la rotation du bassin selon l'axe défini par les épines iliaques. Ainsi, on effectue le calcul des angles dans ces différentes positions obtenues grâce à la position de référence.

15

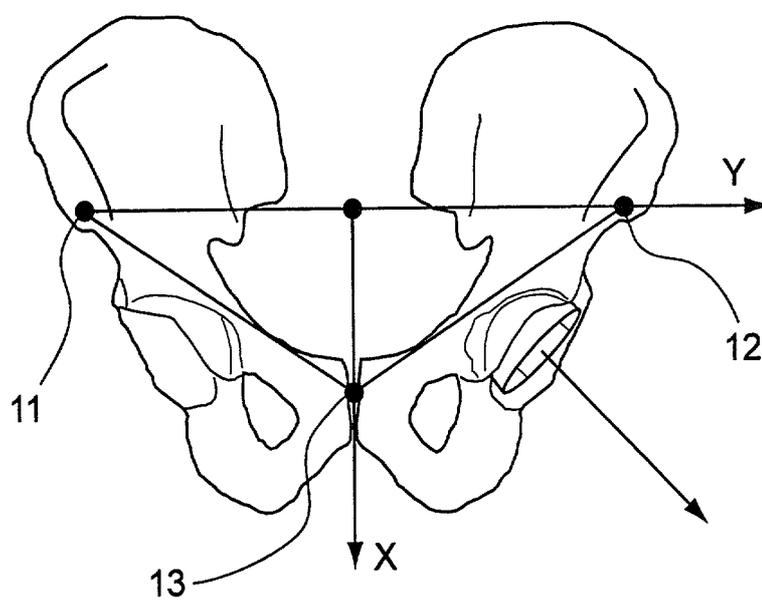
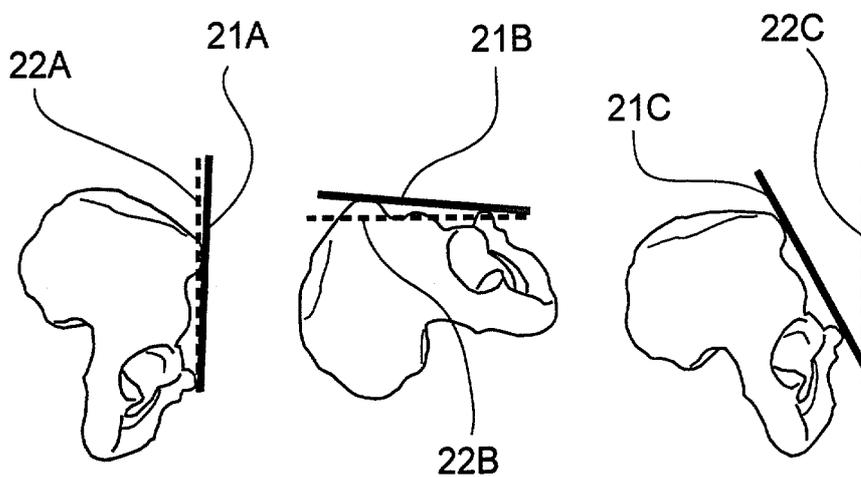
REVENDEICATIONS

1. Système d'aide à l'implantation d'une prothèse de hanche sur un individu, comprenant un cotyle destiné à être placé dans l'os iliaque dudit individu et une partie fémorale destinée à être solidarisée au fémur dudit individu, comprenant :
 - 5 - des moyens d'imagerie du corps humain, comprenant des moyens de repérage de la position des images dans l'espace ;
 - des moyens de calcul de la version pelvienne dudit individu dans au moins trois situations de référence, respectivement debout, allongé et assis, par analyse d'images délivrées par lesdits moyens d'imagerie ;
 - 10 - des moyens de mesure de la position dudit cotyle par rapport au bassin dudit individu ;
 - des moyens de restitution simultanée d'informations représentatives de la mobilité prothétique de la hanche par rapport à chacune desdites situations de référence, pour une position courante dudit cotyle,
 - 15 caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de détermination de la position d'au moins trois sommets du cotyle anatomique dudit individu, et des moyens de correction desdites informations représentatives de la mobilité prothétique, de façon à tenir compte des limites de collision anatomiques.
2. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens de restitution comprennent des moyens d'affichage d'un cercle de limite de collision pour chaque situation de référence, et de la position neutre correspondante, et en ce que lesdits moyens de correction modifient lesdits cercles de limite de collision.
3. Système selon la revendication 2, caractérisé en ce que lesdits moyens de correction tiennent compte d'un cercle de collision déterminés grâce aux trois sommets.
- 25 4. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination de la version pelvienne comprennent, pour chaque situation de référence :

- une première image d'une zone supérieure droite de l'os iliaque dudit individu ;
 - une deuxième image d'une zone supérieure gauche dudit os iliaque ;
 - une troisième image d'une zone inférieure dudit os iliaque ;
- 5 - des moyens d'identification de points caractéristiques, à savoir sur ladite première image un point correspondant à la position de l'épine iliaque droite, sur ladite deuxième image un point correspondant à la position de l'épine iliaque gauche et sur ladite troisième image un point correspondant à la position de la symphyse pubienne ;
- 10 - des moyens de détermination d'un plan pelvien antérieur à partir desdits trois points, introduits dans un référentiel tridimensionnel associé auxdits moyens de repérage ;
- des moyens d'évaluation de la version pelvienne par rapport à une direction de référence, en fonction dudit plan pelvien antérieur.
- 15 **5.** Système selon la revendication 1 à 4, caractérisé en ce que lesdits moyens d'affichage délivrent également des valeurs d'angle maximales pour un ensemble de mouvements possibles, pour chaque situation de référence.
- 6.** Système selon la revendication 5, caractérisé en ce que lesdits mouvements possibles appartiennent au groupe comprenant l'extension, la
- 20 flexion, les rotations, l'abduction et l'adduction.
- 7.** Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que lesdits moyens d'imagerie comprennent une sonde échographique à ultrason équipée d'un corps rigide de repérage visible par une station de navigation.
- 8.** Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce
- 25 qu'il comprend des moyens de détermination de la géométrie du fémur dudit individu, délivrant au moins une information représentative de la position des épicondyles inférieurs et au moins une information représentative de la position du col et de la tête de la prothèse fémorale.

9. Système selon la revendication 8, caractérisé en ce que lesdits moyens de détermination de la géométrie du fémur comprennent des marqueurs de position destinés à être solidarisés audit fémur.
10. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisé en ce
- 5 que lesdits moyens de détermination comprennent des moyens de palpation.

1/8

Fig. 1Fig. 2AFig. 2BFig. 2C

2/8

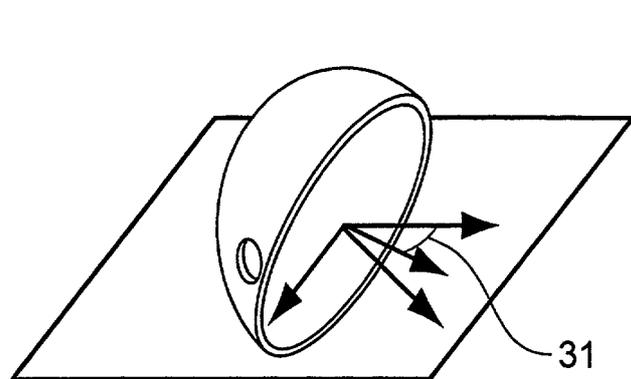


Fig. 3

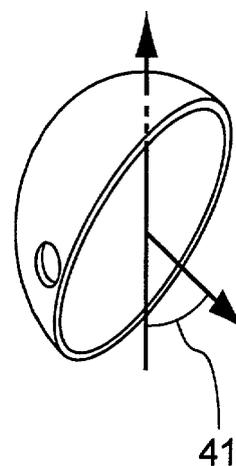


Fig. 4

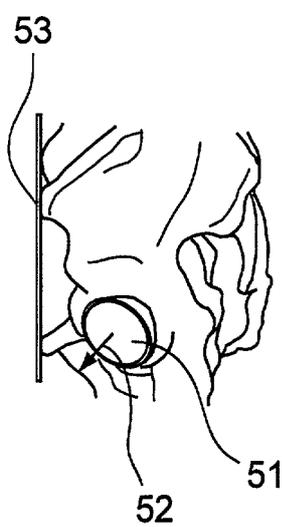


Fig. 5A

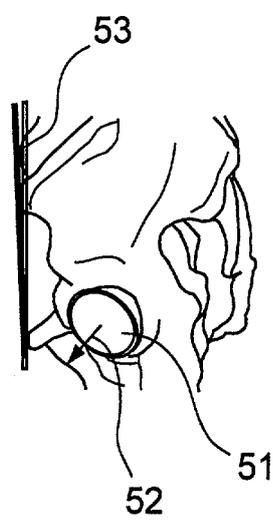


Fig. 5B

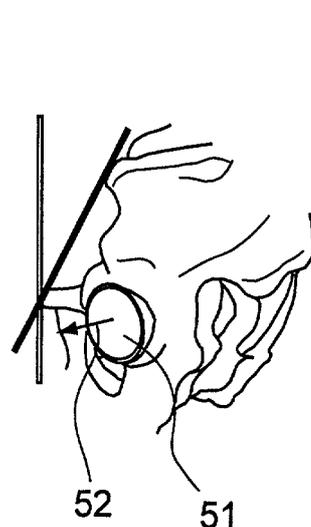
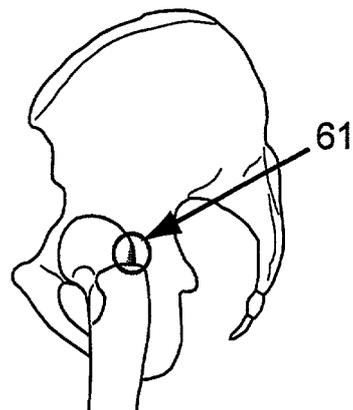
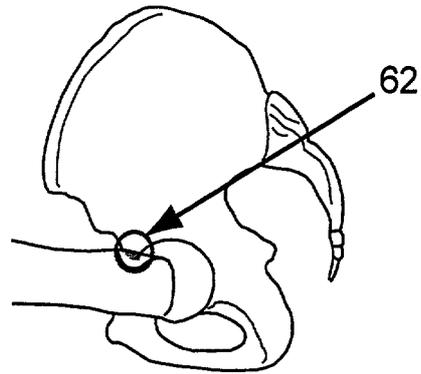


Fig. 5C

3/8

Fig. 6AFig. 6B

71 — Image échographique de l'épine iliaque droite

72 — Image échographique de l'épine iliaque gauche

73 — Image échographique de la symphyse pubienne

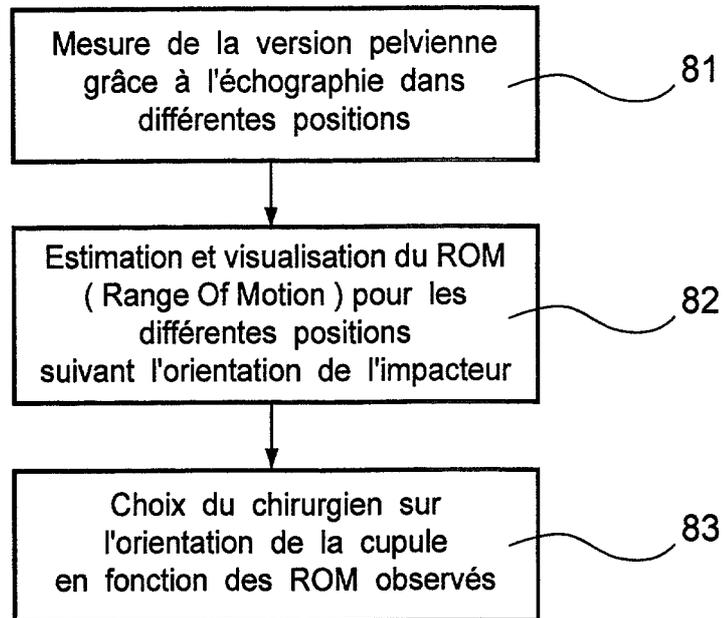
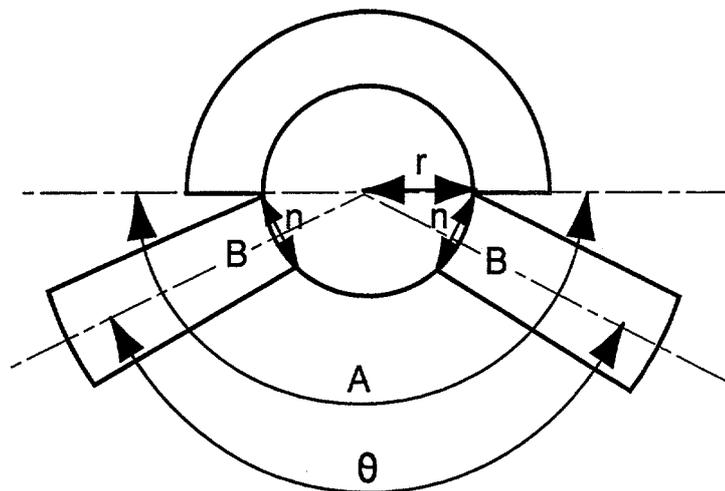
74 — Détection manuelle des 3 points à l'aide de curseurs

75 — Reconstruction du PPA en 3D grâce au calibrage

76 — Mesure de la version pelvienne par rapport à un référentiel
(verticale : position assise et debout
horizontale : position allongée)

Fig. 7

4/8

Fig. 8Fig. 9

5/8

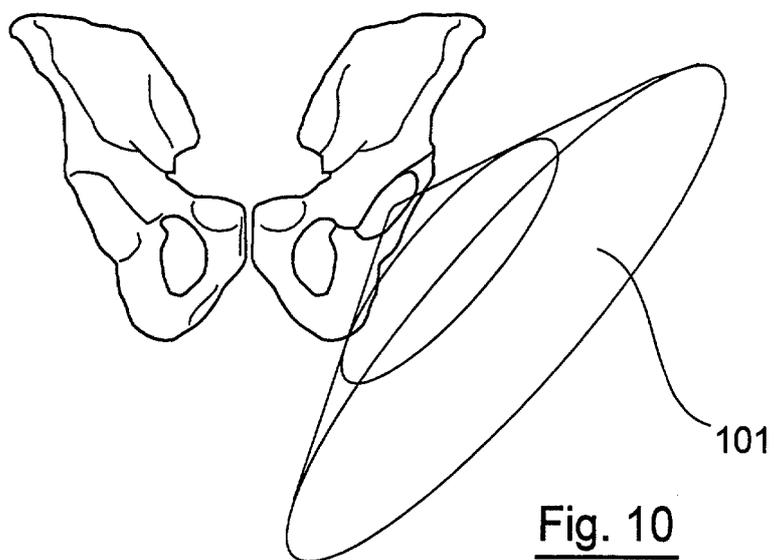


Fig. 10

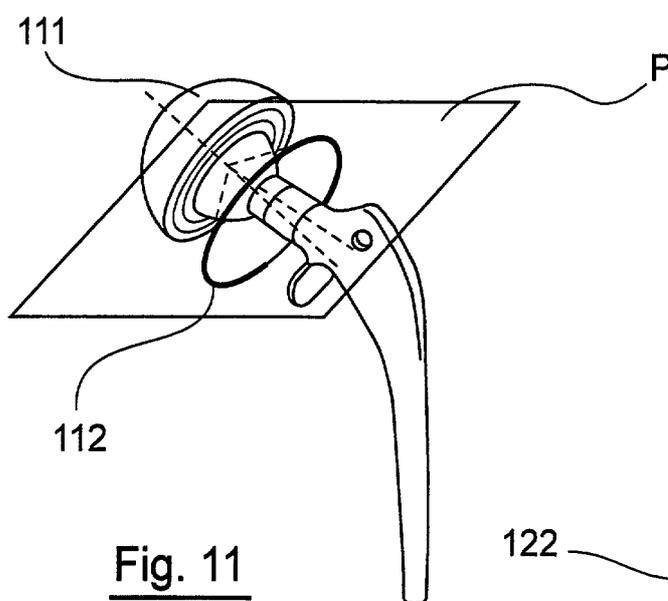


Fig. 11

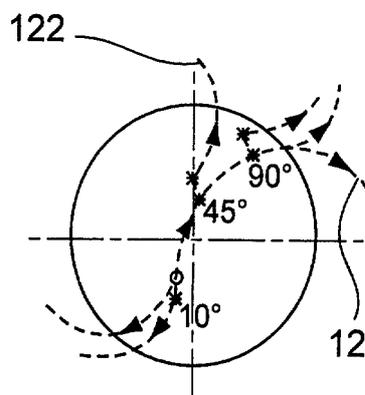


Fig. 12

6/8

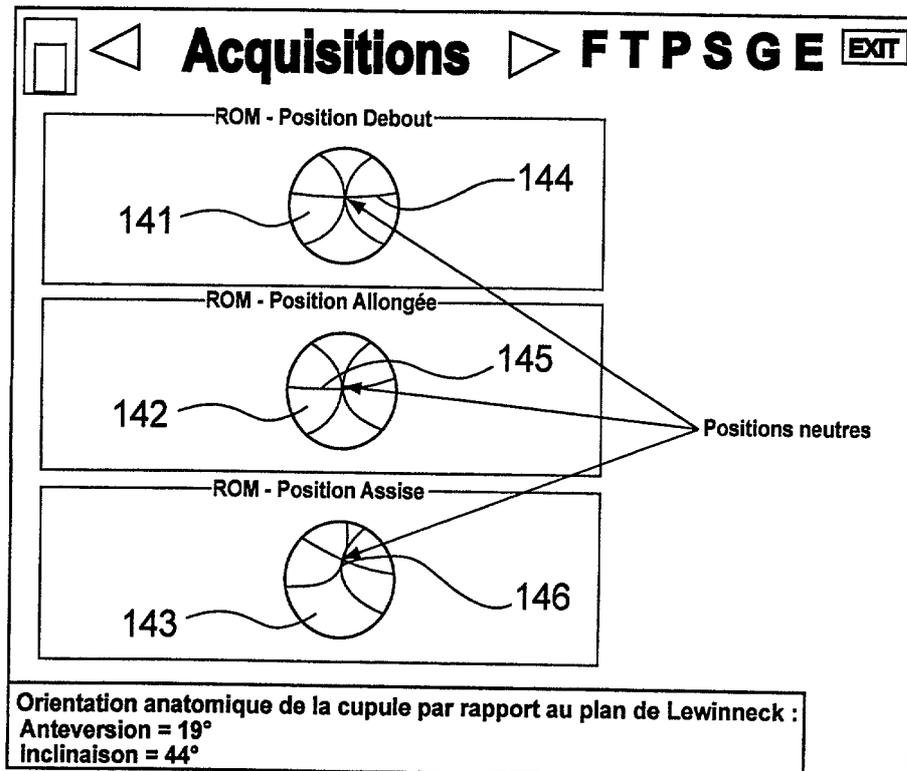
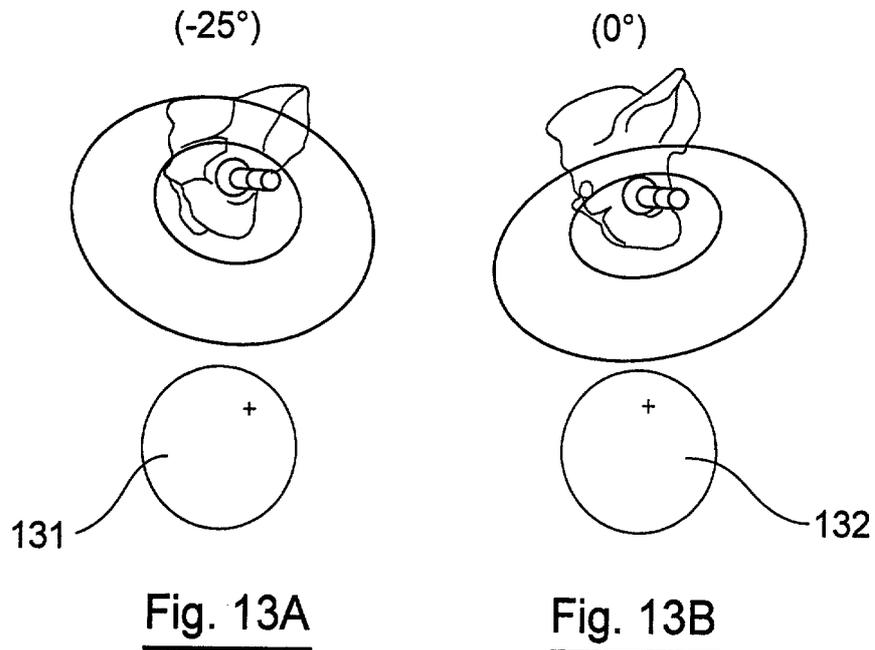


Fig. 14

7/8

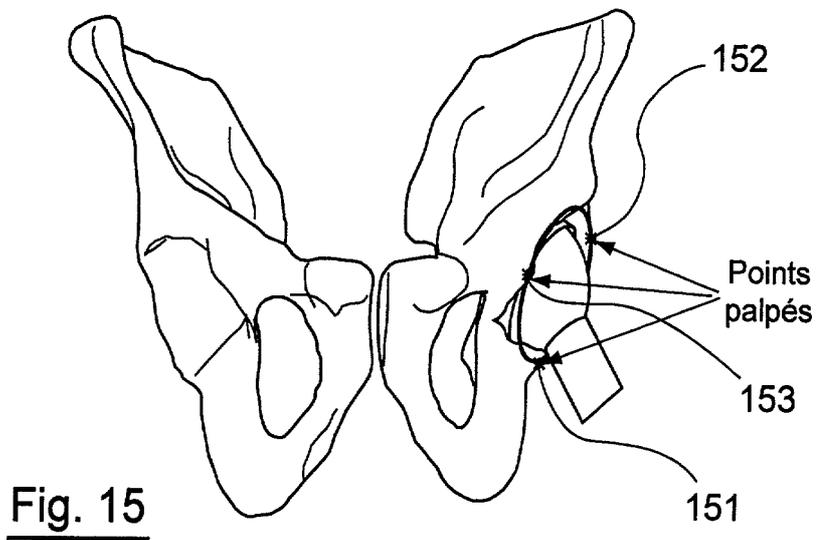


Fig. 15

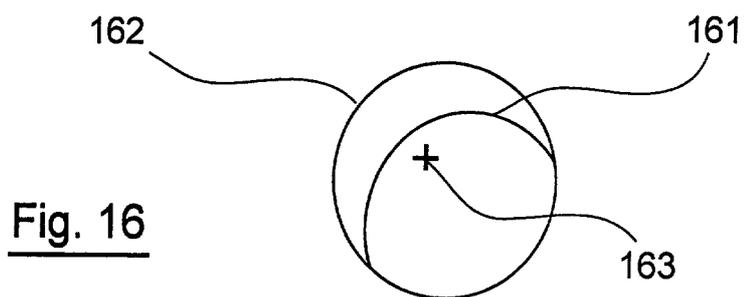


Fig. 16

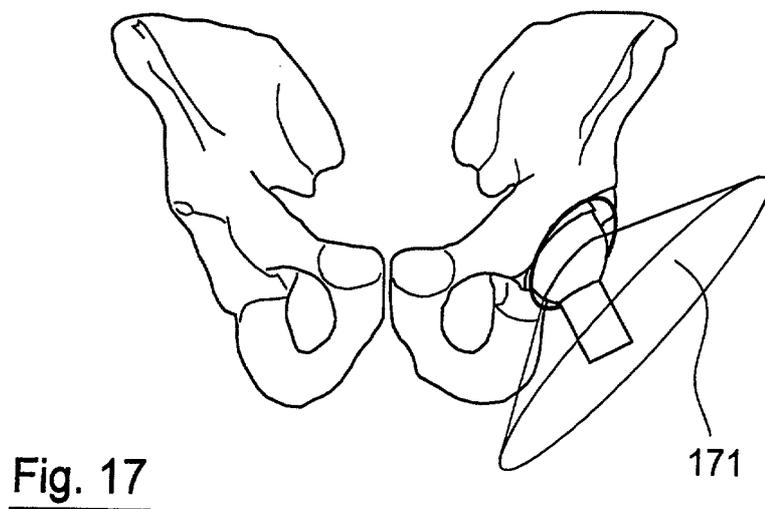


Fig. 17

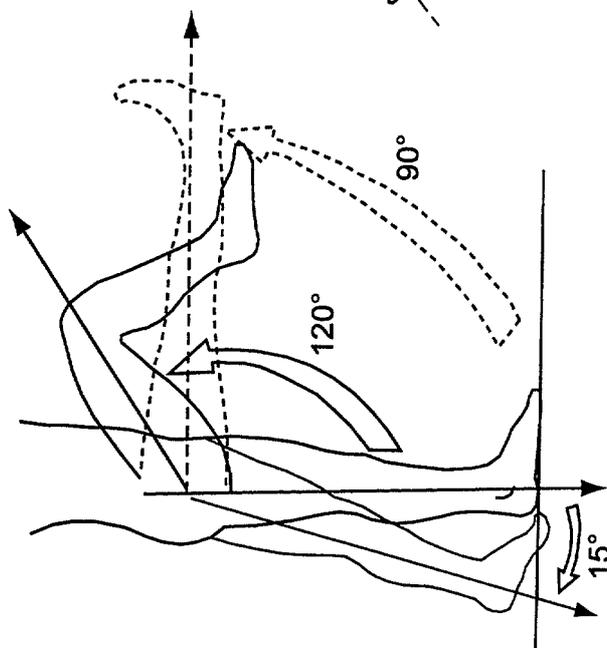


Fig. 18A

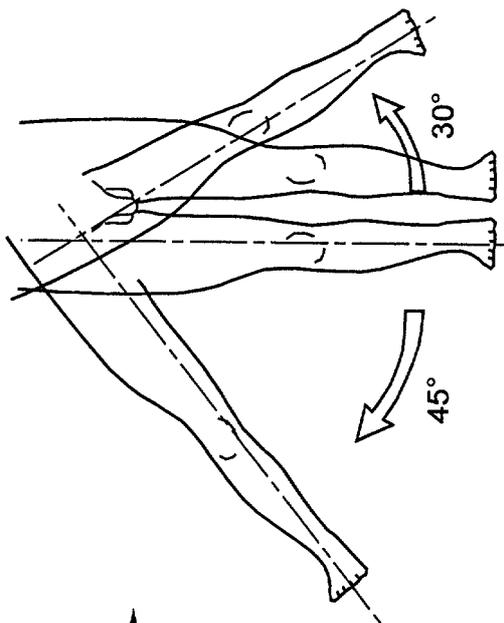


Fig. 18B

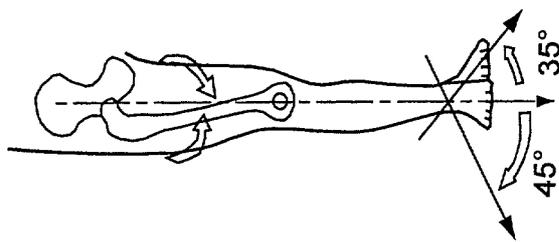


Fig. 18C



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

FA 709405
FR 0854114

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, des parties pertinentes		
D,A	US 6 205 411 B1 (DIGIOIA III ANTHONY M [US] ET AL) 20 mars 2001 (2001-03-20) * le document en entier * -----	1-10	A61F2/46
A	WO 2004/030559 A (ORTHOSOFT INC [CA]; JANSSEN HERBERT ANDRE [CA]; FONTAINE ISABELLE [CA];) 15 avril 2004 (2004-04-15) * le document en entier * -----	1	
A	WO 2007/147235 A (UNIV KINGSTON [CA]; RUDAN JOHN [CA]; ELLIS RANDY E [CA]; KUNZ MANUELA) 27 décembre 2007 (2007-12-27) * abrégé * -----	1	
A	US 2003/153829 A1 (SARIN VINEET KUMAR [US] ET AL) 14 août 2003 (2003-08-14) * abrégé * -----	1	
D,A	FR 2 865 928 A (TORNIER [FR]) 12 août 2005 (2005-08-12) * le document en entier * -----	1	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61F
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		27 février 2009	Korth, C
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		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	
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			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0854114 FA 709405**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 27-02-2009

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 6205411 B1	20-03-2001	US 5995738 A US 6002859 A US 5880976 A	30-11-1999 14-12-1999 09-03-1999
WO 2004030559 A	15-04-2004	US 2006100504 A1	11-05-2006
WO 2007147235 A	27-12-2007	AUCUN	
US 2003153829 A1	14-08-2003	AU 2003219728 A1 EP 1482853 A1 JP 2005518264 T WO 03073951 A1 US 2004097952 A1 US 2004254584 A1 WO 2005048039 A2	16-09-2003 08-12-2004 23-06-2005 12-09-2003 20-05-2004 16-12-2004 26-05-2005
FR 2865928 A	12-08-2005	EP 1563810 A1 JP 2005224613 A US 2005203536 A1	17-08-2005 25-08-2005 15-09-2005