

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(10) Numéro de publication internationale
WO 2024/134063 A1

(43) Date de la publication internationale
27 juin 2024 (27.06.2024)

(51) Classification internationale des brevets :
A61F 2/30 (2006.01) A61B 34/10 (2016.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2023/052005

(22) Date de dépôt international :
14 décembre 2023 (14.12.2023)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
FR2213852 19 décembre 2022 (19.12.2022) FR

(71) Déposant : MOVE-UP [FR/FR] ; Le Cube Numérique, 8
avenue de la gare, 26300 ALIXAN (FR).

(72) Inventeurs : GEAIS, Laurent ; 12 allée Yves Montand,
26100 Romans (FR). KEMBERG, Emilie ; 5 allée des Pin-
sons, 26320 SAINT-MARCEL-LES-VALENCES (FR).

(74) Mandataire : CABINET GERMAIN ET MAUREAU ;
12 rue Boileau, 69006 LYON (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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA,
CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN,
HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG,
KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA,
NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO,
RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH,

(54) Title: METHOD FOR CONSTRUCTING A FEMORAL COMPONENT OF A TOTAL KNEE PROSTHESIS

(54) Titre : PROCÉDÉ DE CONSTRUCTION D'UN COMPOSANT FÉMORAL D'UNE PROTHÈSE TOTALE DU GENOU

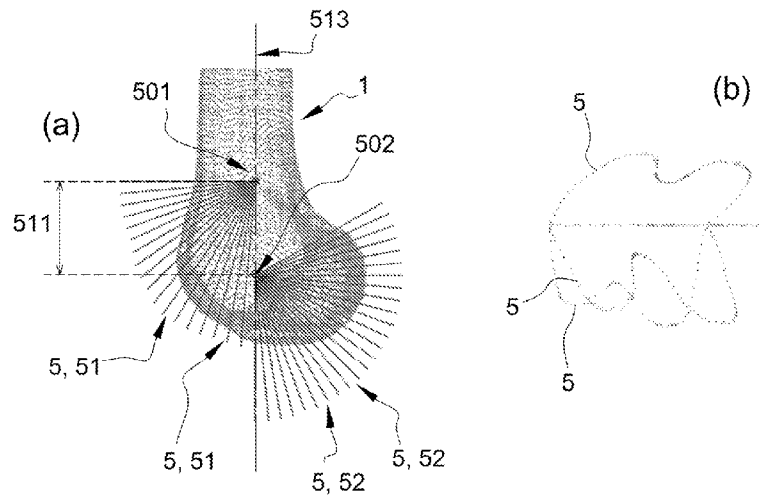


Fig. 5

(57) Abstract: The invention relates to a method for constructing at least one femoral component (101) comprising at least the preparatory steps of: constructing a three-dimensional model of the femur of a patient from digital medical images; determining a cutting template from morphometric data identified in the three-dimensional model; dividing the three-dimensional model into a plurality of working sections distributed in different planes and defined by a set of geometric points; obtaining, from the plurality of working sections, geometric variables defining a mediolateral width, a medial femorotibial contact surface, a lateral femorotibial contact surface and a patellofemoral contact surface; the construction method then comprising a step of constructing the at least one femoral component from the cutting template and the geometric variables.



WO 2024/134063 A1

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

(84) **États désignés** (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible*) : ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée:

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(57) **Abrége** : L'invention se rapporte à un procédé de construction d'au moins un composant fémoral (101) comprenant au moins les étapes préparatoires de : construction d'une modélisation tridimensionnelle du fémur d'un patient à partir d'images numériques médicales; détermination d'un gabarit de coupe à partir de données morphométriques identifiées dans la modélisation tridimensionnelle; sectionnement de la modélisation tridimensionnelle en plusieurs sections de travail réparties dans différents plans et qui sont définies par un ensemble de points géométriques; obtention dans les plusieurs sections de travail de variables géométriques définissant une largeur médio-latérale, une surface de contact fémoro-tibiale médiale, une surface de contact fémoro-tibiale latérale, et une surface de contact fémoro-patellaire; ledit procédé de construction comprenant ensuite une étape de construction de l'au moins un composant fémoral à partir du gabarit de coupe et des variables géométriques.

DESCRIPTION

TITRE : Procédé de construction d'un composant fémoral d'une prothèse totale du genou

5

[Domaine technique]

L'invention se rapporte à un procédé de construction d'un composant fémoral pour une prothèse totale pour le genou.

L'invention trouve une application favorite dans la fabrication de gamme de
10 composants fémoraux standards aptes à être posés chez une pluralité de patients ayant une même taille fémorale, ainsi que dans la fabrication de composants fémoraux personnalisés, spécifiquement adaptés à la cinématique du genou et à la morphologie des patients, pour la restitution des mobilités de l'articulation qu'ils remplacent.

[Etat de la technique]

15 En raison d'une plus grande espérance de vie ou bien de l'augmentation de la prévalence de l'obésité, de plus en plus de personnes souffrent d'arthrose qui est une pathologie usant ou détruisant le cartilage articulaire. Il en résulte des douleurs lors de la marche ou même au repos qui baissent la qualité de vie. C'est pourquoi l'arthroplastie du genou connaît aujourd'hui un essor grandissant, avec une importante
20 demande. Les résultats fonctionnels de cette intervention chirurgicale ont pu être améliorés ces dernières années grâce à : des techniques à la pointe des dernières technologies, plus fiables et moins invasives ; une meilleure gestion de la douleur post-opératoire ; et l'instauration d'une physiothérapie intense et précoce.

De manière connue, une prothèse totale du genou vise à retirer les zones
25 d'os et de cartilage usées des surfaces articulaires du genou (partie distale du fémur, partie proximale du tibia, et parfois patella) par des pièces artificielles réalisées avec des matériaux particulièrement résistants aux contraintes mécaniques et abrasives, et collaborant ensemble en vue de restituer les mobilités des articulations du genou qu'elles remplacent.

30 La prothèse totale du genou doit également permettre au patient chez qui elle est posé d'avoir un appui stable de sorte qu'il retrouve un bon périmètre (une bonne capacité) de marche. Généralement, la prothèse totale du genou est proposée et mise en place qu'en cas de lésions graves : arthrose évoluée, polyarthrite rhumatoïde, destructions d'origine traumatique.

35 Cependant, près de 20% des patients se disent aujourd'hui insatisfaits de la pose d'une prothèse totale du genou, soit parce que les douleurs post-opératoires et

après la pose de la prothèse totale du genou persistent, soit parce que la prothèse ne répond pas en termes de mobilité d'articulation à leurs attentes. Les douleurs et le manque de mobilité sont généralement dus au fait que les prothèses totales du genou sont proposées pour des morphologies standards de patients. Si elles peuvent convenir
5 pour une majorité d'entre eux, il s'avère dans certains cas que leur encombrement prothétique est inadapté à la morphologie du patient, c'est-à-dire à la morphologie, ou taille, de la partie distale de son fémur ; et/ou de celle de la partie proximale de son tibia ; et/ou de celle de sa patella.

Le composant fémoral est d'ailleurs le composant de la prothèse le plus
10 complexe à concevoir et fabriquer car il doit restituer les cinématiques du genou d'origine (par exemple, les mouvements de flexion et de direction). Par exemple, l'encombrement médio-latéral du composant fémoral doit éviter les contacts avec les structures tendino-ligamentaires médiales et latérales. Un encombrement médio-latéral inadapté peut conduire à une mise en tension anormale des structures tendino-
15 ligamentaires et une surpression sur l'articulation fémoro-patellaire, induisant alors des douleurs fémoro-patellaires.

Il est aujourd'hui connu, par exemple du document US 2014/0228860, de concevoir des composants fémoraux personnalisés ou standards en ayant une approche purement surfacique, c'est-à-dire que le composant fémoral est construit
20 pour épouser au plus près la surface osseuse externe de la partie distale du fémur réséquée du patient dans le cadre d'un composant fémoral personnalisé, ou de plusieurs patients ayant une même taille de fémur dans le cadre d'un composant fémoral standard. Cependant, cette approche purement surfacique présente des limites, car elle privilégie la surface externe réelle et possiblement endommagée, sans
25 tenir compte de la cinématique articulaire.

Le document US 20022/0087827 propose de concevoir un composant fémoral : à partir d'une modélisation tridimensionnelle d'un fémur distal d'un patient, laquelle est obtenue à partir d'images numérique médicales du genou du patient auxquelles sont appliquées des méthodes de traitement d'image, et en tenant en
30 tenant compte de la cinématique articulaire du genou d'un patient. La cinématique du genou est prise en compte en identifiant, manuellement sur le modèle tridimensionnel ou de manière automatisée sur les images numériques médicales, des points de repères relatif à des caractéristiques du fémur distal du patient, telles que les courbures des condyles médial et latéral (un procédé de détermination des courbures des deux
35 condyles du fémur distal est également proposé par le document US 2019/0175351).

Cependant, l'identification des points de repère peut ne peut pas être suffisamment précise. Dans le cas d'une mise en œuvre manuelle, l'identification dépend du jugement d'un utilisateur qui va manipuler le maillage du modèle tridimensionnel du fémur distal alors que dans le cas d'une mise en œuvre automatisée, elle dépend de la qualité des images numériques médicales et de l'efficacité des méthodes de traitement d'image.

[Résumé de l'invention]

L'invention se propose de répondre aux problématiques exposées ci-dessus en visant :

- 10 - à améliorer très significativement la correspondance entre l'encombrement prothétique et la morphologie initiale du genou du patient,
- à adapter les surfaces articulaires du composant fémoral de la prothèse totale du genou afin d'offrir la possibilité d'une cinématique la plus proche de la cinématique de la physiologie du genou du patient.

15 Ainsi, l'invention se rapporte à un procédé de construction d'au moins un composant fémoral pour une prothèse totale de genou, comprenant les étapes préparatoires suivantes :

- obtention d'un jeu d'images numériques médicales d'un fémur d'un patient ;
- construction d'une modélisation tridimensionnelle du fémur à partir du jeu d'images numériques médicales associé ;
20 - détermination de données morphométriques dans la modélisation tridimensionnelle du fémur, lesdites données morphométriques caractérisant une taille fémorale ;
- détermination d'un gabarit de coupe dans la modélisation tridimensionnelle du fémur, en fonction des données morphométriques ;
25 - sectionnement de la modélisation tridimensionnelle du fémur en plusieurs sections de travail réparties dans différents plans, chaque section de travail étant définie par un ensemble de points géométriques, le sectionnement étant tel que les plusieurs sections de travail comprennent des sections de travail postérieures réparties dans différents plans autour d'un axe de révolution postérieur de direction médio-latérale, et des sections de travail antérieures réparties dans différents plans autour d'un axe de révolution antérieur de direction médio-latérale et décalé d'un entraxe donné avec l'axe de révolution postérieur le long d'un axe de fémur de direction proximo-distale ;
30 - obtention de variables géométriques représentatives d'une géométrie de la modélisation tridimensionnelle du fémur dans les plusieurs sections de travail, lesdites variables géométriques comprenant des première variables représentatives d'une largeur médio-latérale, des secondes variables représentatives d'une surface de contact

fémoro-tibiale médiale d'un condyle médial, des troisièmes variables représentatives d'une surface de contact fémoro-tibiale latérale d'un condyle latéral, et des quatrièmes variables représentatives d'une surface de contact fémoro-patellaire d'une trochlée ; ledit procédé de construction comprenant ensuite une étape de construction de au moins un composant fémoral à partir du gabarit de coupe et de valeurs des variables géométriques.

Autrement dit, la construction d'un composant fémoral selon le procédé de construction de l'invention repose tout d'abord sur la construction d'une modélisation tridimensionnelle d'un fémur, plus précisément la partie distale du fémur ou fémur distal, d'un patient (voire de plusieurs patients dans le cadre d'une construction d'un composant fémoral standard). Pour cela sont recueillies plusieurs images numériques médicales d'un fémur distal d'un patient, lesquelles sont prises sous différents angles de vue afin in fine de le modéliser en intégralité, auxquelles un traitement numérique est appliqué, par exemple une méthode de segmentation.

Suite au traitement d'image numérique est obtenue la modélisation tridimensionnelle du fémur distal, qui correspond à un maillage tridimensionnel. La modélisation tridimensionnelle du fémur distal comprend des modélisations tridimensionnelles du condyle médial, du condyle latéral, et de la trochlée du fémur distal.

Dans la suite de cette description, pour plus de praticité, le terme « fémur » fait référence au fémur distal.

A partir de la modélisation tridimensionnelle sont déterminables des données morphométriques correspondant par exemple à : des points précis sur la surface du fémur pris comme référence pour les chirurgiens, désignés par la suite comme points remarquables ; et à des dimensions du fémur. Les points remarquables comprennent notamment le point le plus antérieur du fémur, et le point le plus postérieur de chacun des condyles médial et latéral. Ces trois points permettent au procédé de construction de calculer/déterminer en première approximation la taille du fémur, ou taille fémorale, du patient ; laquelle est considérée comme une donnée morphométrique puisque caractérisant la morphologie du fémur du patient.

A partir de la taille fémorale initialement estimée et d'autres données morphométriques (notamment le point distal et le point le plus postérieur de chacun des condyles médial et latéral) est déterminable un gabarit de coupe (plus précisément, une modélisation tridimensionnelle d'un gabarit de coupe).

Selon une possibilité de réalisation de l'invention, à partir d'autres données morphométriques, il est possible de réévaluer la taille fémorale afin que la valeur obtenue soit plus précise.

La modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe est appliquée sur la
5 modélisation tridimensionnelle du fémur en vue d'en supprimer certaines zones. Cette action se rapporte à la fabrication et à l'usage d'un gabarit de coupe, ici un gabarit fémoral, qu'applique le chirurgien à la surface osseuse du fémur pour réaliser des coupes osseuses et définir des pans d'appui du composant fémoral pour en faciliter la pose. Ces coupes de la surface de l'os peuvent également, à titre d'exemple, participer
10 à supprimer des excroissances (ou ostéophytes) qu'elle peut éventuellement présenter.

Dans la suite de cette description, pour plus de praticité, le gabarit de coupe fait référence à la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe.

Par extension, le gabarit de coupe présente la même forme/la même courbure que la face interne du composant fémoral qui est appliquée et maintenue sur
15 la surface du fémur distal. Il est ainsi utilisé pour déterminer une modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral adapté au gabarit de coupe, et donc à la modélisation tridimensionnelle du fémur reséquée.

C'est à partir de cette modélisation du composant fémoral qu'est in fine construit/fabriquée un composant fémoral qui sera intégré dans la prothèse du genou
20 qui sera posé chez le patient. Il est entendu que le composant fémoral possède les mêmes caractéristiques dimensionnelles que sa modélisation représentative.

Outre le gabarit de coupe, la construction de la modélisation tridimensionnelle du composant fémoral (et donc, par extension, du composant fémoral physique), repose sur les déterminations :

- 25 - d'une largeur médio-latérale du fémur distal, correspondant à la largeur comprise entre le point le plus latéral du condyle latéral et le point le plus médial du condyle médial et permettant de définir/construire un contour/profil médial du condyle médial et un contour latéral/profil du condyle latéral ; et
- 30 - de différentes surfaces de contact permettant de définir/construire des profils d'articulations devant restituer la cinématique du genou : une surface de contact fémoro-tibiale médiale au niveau du condyle médial, une surface de contact fémoro-tibiale latérale au niveau du condyle latéral, et une surface de contact fémoro-patellaire au niveau de la trochlée.

La largeur médio-latérale et les surfaces de contact sont déterminées à
35 partir de variables géométriques représentatives de la géométrie de la modélisation tridimensionnelle du fémur. Les valeurs que prennent ces variables sont déduites à

partir d'un ensemble de points géométriques, également représentatifs de la modélisation tridimensionnelle du fémur, compris dans des sections, dites sections de travail, incluses dans différents plans servant à segmenter en différentes la modélisation tridimensionnelle du fémur. Autrement dit, les sections de travail sont des
5 plans de coupes fictifs de la modélisation tridimensionnelle du fémur qui sont orientés dans différentes directions et dans lesquelles le procédé de construction recherche les valeurs des variables géométriques.

Plus précisément, les sections de travail sont réparties autour de deux axes de révolution de direction médio-latérale : un axe de révolution antérieur et un axe de
10 révolution postérieur. Les axes de révolution antérieur et postérieur servent respectivement à la segmentation de la partie antérieure et de la partie postérieure de la modélisation tridimensionnelle du fémur distal. Chacune des sections de travail autour de l'axe de révolution antérieur (dites sections de travail antérieures) et de l'axe de révolution postérieur (dites sections de travail postérieures) est distante des sections
15 de travail qui lui sont le plus proche antérieurement et postérieurement d'une distance angulaire. Cette distance angulaire est par exemple inférieure ou égale à 5 degrés, et en particulier comprise entre 1 et 3 degrés.

Dans une variante de réalisation de l'invention, la distance angulaire antérieure, respectivement postérieure, séparant une section de travail antérieure,
20 respectivement postérieure, de ses proches voisines est la même pour toutes les sections de travail antérieures, respectivement postérieures. Dans une autre variante de réalisation, la distance angulaire antérieure et la distance angulaire postérieure sont toutes deux inférieure ou égales à 5 degrés, et par exemple de l'ordre de 2 degrés.

Les deux axes de révolution sont distants d'un entraxe donné, dont la valeur
25 dépend pour rappel de la taille fémorale. Cet entraxe est confondu dans un plan sagittal qui s'étend orthogonalement aux axes de révolution antérieur et postérieur.

Avantageusement, et comme il le sera réexpliqué ultérieurement, le procédé de construction est applicable autant : dans la fabrication d'une gamme de composants fémoraux standardisés, pour laquelle sont proposés différents composants
30 fémoraux tels que chacun soit spécifiquement adapté à une taille fémorale, que dans la fabrication de composants spécifiques ou personnalisés qui sont adaptés à des morphologies particulières de patients.

Un autre avantage du procédé de construction est que la modélisation tridimensionnelle du composant fémoral repose fondamentalement sur la recherche
35 de données morphométriques, géométriques et cinématiques dans la modélisation tridimensionnelle du fémur (que ce soit pour la construction de la modélisation

tridimensionnelle du boîtier de coupe, la détermination de la largeur médio-latérale et des surfaces de contact qui définissent la cinématique articulaire). Ainsi, il est possible à partir du procédé de construction de construire/fabriquer des composants fémoraux qui entrent dans les différents types disponibles sur le marché : composant à
5 conservation du ligament croisé postérieur (en anglais : cruciate retaining), composant à pivot médial (en anglais medial pivot), composant postéro-stabilisé, et composant à ultra-congruent.

Un troisième avantage du procédé de construction est d'accélérer, que ce soit pour les composants fémoraux standards ou bien les composants fémoraux
10 personnalisés, les temps de modélisation/développement, et donc de fabrication.

Selon une caractéristique de l'invention, l'étape de construction met en œuvre une construction de profils de l'au moins un composant fémoral par interpolation des valeurs des variables géométriques.

Selon une caractéristique de l'invention, la construction de profils
15 comprend des constructions d'un profil latéral et d'un profil médial par interpolation des valeurs des première variables, d'un profil d'articulation fémoro-tibiale médiale du condyle médial par interpolation des valeurs des secondes variables, d'un profil d'articulation fémoro-tibiale latérale du condyle latéral par interpolation des valeurs des troisièmes variables, et d'un profil d'articulation fémoro-patellaire de la trochlée
20 par interpolation des valeurs des quatrièmes variables.

Selon un mode de réalisation de l'invention, l'interpolation est une interpolation du troisième ordre.

Autrement dit, les valeurs des variables géométriques, identifiées dans les différentes sections de travail segmentant la modélisation tridimensionnelle du fémur,
25 fournissent des indications par où passent spatialement les profils médial et latéral, et les trois profils d'articulation. Chacun des cinq profils est construit en appliquant sur l'ensemble des valeurs des variables géométriques par lesquelles ils passent des fonctions d'interpolation, par exemple des fonctions d'interpolation du troisième degré. Le degré de précision des profils obtenus dépendant du nombre de valeurs
30 auxquelles sont appliquées les fonctions d'interpolation, et de leur proximité spatiale. En d'autres termes, plus la modélisation tridimensionnelle est segmentée en sections de travail d'orientation certes différentes mais relativement proches les unes des autres, meilleure sera la précision des profils obtenus.

Selon un mode de réalisation de l'invention, le jeu d'images numériques
35 médicales comprend des images issues d'un scanner médical, par exemple au format DICOM.

Selon une caractéristique de l'invention, la détermination de données morphométriques comprend la détermination de points remarquables dans la modélisation tridimensionnelle du fémur.

5 Selon une caractéristique de l'invention, les points remarquables comprennent au moins un point le plus postérieur du condyle médial, un point le plus postérieur du condyle latéral et un point le plus antérieur d'une partie de fémur distal.

Selon une caractéristique de l'invention, le gabarit de coupe comprend la mise en place de plusieurs coupes fémorales qui dépendent au moins de la taille fémorale.

10 Selon une caractéristique de l'invention, les plusieurs coupes fémorales comprennent successivement une coupe fémorale antérieure, une coupe de chanfrein antérieur, une coupe fémorale distale, une coupe de chanfrein postérieur et une coupe fémorale postérieure.

15 Autrement dit, un gabarit fémoral est composé de cinq coupes fémorales (aussi appelé boîtier de coupe) successives : une coupe fémorale antérieure, une coupe de chanfrein antérieur, une coupe fémorale distale, une coupe de chanfrein postérieur et une coupe fémorale postérieure. Chacune de ces coupes est définie par des dimensions : une dimension antéro-postérieure ; une hauteur antérieure ; et une hauteur postérieure qui est liée par une loi linéaire à la hauteur antérieure. Ces coupes
20 peuvent aussi être définies par d'autres paramètres, comme par exemple des angles d'inclinaison ou des coordonnées de lignes de coupe.

Avantageusement, le procédé de construction modélise avec précision les cinq coupes du gabarit fémoral, en déterminant pour cela les dimensions et orientations de chacune d'elles à partir par exemple de points remarquables compris dans les
25 données morphométriques, et notamment de la taille fémorale.

Selon une caractéristique de l'invention, les plusieurs sections de travail comprennent des sections spécifiques qui passent par des lignes de début ou de fin de coupe des coupes fémorales du gabarit de coupe, ces lignes de début ou de fin de coupe étant de direction médio-latérale.

30 Selon une caractéristique de l'invention, les sections spécifiques comprennent au moins une section qui passe par une ligne de début de coupe de la coupe fémorale antérieure, et une section qui passe par une ligne de fin de coupe de la coupe fémorale postérieure.

35 Autrement dit, chacune des coupes fémorales (ou boîtiers de coupe) constituant le gabarit de coupe est considérée, en termes de représentation, comme étant délimité par une ligne de début de coupe et une ligne de fin de coupe s'étendant

médio-latéralement ; la ligne de fin de coupe d'une coupe fémorale étant confondue avec la ligne de début de coupe d'une coupe fémorale qui lui succède. Le gabarit de coupe est alors délimité à ses extrémités par deux lignes de coupe correspondant à la ligne de début de coupe de la coupe fémorale antérieure, et la ligne de fin de coupe de la coupe fémorale postérieure.

Etant donné que la modélisation tridimensionnelle du fémur est segmentée en une pluralité de sections de travail et que la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe est conformée pour être appliquée sur celle-ci, cela signifie que certaines des sections de travail peuvent éventuellement passer par certaines des lignes de début et de fin de coupe des coupes fémorales (boîtiers de coupe) du gabarit de coupe. Ces sections de travail sont désignées dans l'invention comme étant des sections spécifiques. Selon différentes variantes de réalisation de l'invention, une à plusieurs sections de travail peuvent par exemple être comprises entre deux sections spécifiques.

La segmentation de la modélisation tridimensionnelle du fémur en une pluralité de sections de travail peut comprendre par défaut deux sections spécifiques correspondant aux sections de travail passant par la ligne de début de coupe de la coupe fémorale antérieure, et la ligne de fin de coupe de la coupe fémorale postérieure ; lesquelles deux sections spécifiques peuvent également être considérées comme des sections de référence à partir desquelles est réalisée la segmentation de la modélisation tridimensionnelle du fémur dans la mesure où :

- ces deux lignes de coupes servent à délimiter, physiquement ou en modélisation, la partie distale du reste du fémur ; et
- que les deux lignes de coupe comprennent les points remarquables servant à la détermination de la taille fémorale (le point le plus antérieur du fémur distal pour la ligne de début de coupe de la coupe fémorale antérieure ; et le point le plus postérieur de chacun des deux condyles pour la ligne de fin de coupe fémorale postérieure) avant segmentation.

Selon une caractéristique de l'invention, l'entraxe est fonction de la taille fémorale. Par exemple, l'entraxe s'exprime sous la forme d'une fonction affine de la taille fémorale.

Selon une caractéristique de l'invention, l'obtention des premières variables représentatives de la largeur médio-latérale met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médial et d'un contour latéral de la section de travail pour déterminer deux positions qui sont une position d'un point le plus médial du condyle médial et une position d'un point le plus latéral du condyle latéral sur un axe

de référence de direction médio-latérale, lesdites deux positions constituant les premières variables associées à la section de travail.

Selon une caractéristique de l'invention, l'axe de référence est déterminé comme étant décalé d'un écartement donné selon une direction proximo-distale vis-à-vis d'une ligne extrême de direction médio-latérale passant par un point le plus distal du condyle latéral ou du condyle médial.

Autrement dit, la largeur médio-latérale de la modélisation tridimensionnelle du fémur est déterminée, dans chaque section de travail, entre la position/le point le plus latéral du condyle latéral et le point le plus médial du condyle médial sur un axe de référence. Les deux ensembles de points les plus latéraux du condyle latéral et de points les plus médiaux du condyle médial obtenus dans chacune des sections de travail forment, après application sur chacun desdits deux ensembles d'une fonction d'interpolation, un bord/un contour extérieur du condyle latéral et un bord/un contour extérieur du condyle médial qui sont utilisés pour déterminer la largeur de la modélisation tridimensionnelle du composant fémoral lors de sa construction.

Le procédé recherche les deux positions sur un axe de référence qui peut correspondre à un axe de résection en-dessous duquel la partie distale du fémur est réséquée (par exemple en supprimant par un traitement d'image des ostéophytes) en fonction du boîtier de coupe en vue de la pose du composant fémoral.

Selon une caractéristique de l'invention, pour chaque section de travail, l'obtention des secondes variables représentatives de la surface de contact fémoro-tibiale médiale du condyle médial met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médio-latéral du condyle médial pour déterminer un cercle condylien médial défini par des coordonnées d'un centre médial et par un rayon médial, lesdites coordonnées du centre médial et ledit rayon médial constituant les secondes variables associées à la section de travail.

Selon une caractéristique de l'invention, l'analyse des points géométriques du contour médio-latéral du condyle médial met en œuvre une régression circulaire sur les points géométriques du contour médio-latéral du condyle médial.

Selon une caractéristique de l'invention, pour chaque section de travail, l'obtention des troisièmes variables représentatives de la surface de contact fémoro-tibiale latérale du condyle latéral met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médio-latéral du condyle latéral pour déterminer un cercle condylien latéral défini par des coordonnées d'un centre latéral et par un rayon latéral, lesdites

coordonnées du centre latéral et ledit rayon latéral constituant les troisièmes variables associées à la section de travail.

Selon une caractéristique de l'invention, l'analyse des points géométriques du contour médio-latéral du condyle latéral met en œuvre une régression circulaire sur
5 les points géométriques du contour médio-latéral du condyle latéral.

Selon une caractéristique de l'invention, pour chaque section de travail, l'obtention des quatrièmes variables représentatives de la surface de contact fémoro-patellaire de la trochlée met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médio-latéral de la trochlée pour déterminer un cercle condylien trochléen
10 défini par des coordonnées d'un centre trochléen et par un rayon trochléen, lesdites coordonnées du centre trochléen et ledit rayon trochléen constituant les quatrièmes variables associées à la section de travail.

Selon une caractéristique de l'invention, l'analyse des points géométriques du contour médio-latéral de la trochlée met en œuvre une régression circulaire sur les
15 points géométriques du contour médio-latéral de la trochlée.

Autrement dit, les surfaces de contact fémoro-tibiale latérale, fémoro-tibiale médiale, et fémoro-patellaire, qui servent comme précédemment indiquées à restituer la cinématique du genou, sont déterminées respectivement à partir d'un cercle condylien latéral, d'un cercle condylien médial, et d'un cercle trochléen se
20 déplaçant respectivement sur la surface du condyle latéral, du condyle médial, et de la trochlée.

Les variables géométriques recherchées par le procédé de construction dans les différentes sections de travail (désignés comme secondes variables pour la surface de contact fémoro-tibiale médiale, troisièmes variables pour la surface de contact fémoro-tibiale médiale, et quatrième variables pour la surface de contact fémoro-patellaire) correspondent aux coordonnées du centre et au rayon de chacun
25 des trois cercles.

Dans une variante de réalisation de l'invention, dans chacune des sections de travail, peuvent être recherchées une coordonnée médio-latérale et une
30 coordonnée radiale par chacun des trois cercles. La coordonnée médio-latérale et la coordonnée radiale sont respectivement déterminées pour chaque section de travail par des analyses de points géométriques médio-latéraux et sagittaux compris dans les profils médio-latéraux et sagittaux de chacun des trois compartiments. Une interpolation linéaire peut ensuite être appliquée par le procédé de construction sur les
35 coordonnées médio-latérales et radiales de chacune des sections de travail pour déterminer un contour/une trajectoire sagittal(e) sur laquelle se déplacent les centres

de chacun des cercles, entre chacun des deux extrémités antérieure et postérieure de la modélisation tridimensionnelle du fémur.

Dans chacune des sections de travail, les rayons des cercles médial, latéral et trochléen décrivent respectivement un contour médio-latéral du condyle médial, du
5 condyle latéral et de la trochlée. Ainsi les variables géométriques pour chacun des trois rayons correspondent à des points/positions géométriques situé(e)s sur la surface des deux condyles et de la trochlée, et aligné(e)s pour former ledit contour médio-latéral. L'obtention des contours médio-latéraux des condyles et de la trochlée sont obtenus par application de régressions circulaires sur les points géométriques identifiés pour
10 chacun des trois compartiments dans chacune des sections de travail.

Selon une caractéristique de l'invention, les sections de travail sont divisées en plusieurs séries de sections de travail et, pour chaque série de sections de travail, les variables géométriques obtenues dans les sections de travail de ladite série sont moyennées pour obtenir des valeurs moyennes des variables géométriques, et l'au
15 moins composant fémoral est construit à partir du gabarit de coupe et des valeurs moyennes des variables géométriques dans les plusieurs séries, ledit au moins un composant fémoral étant appelé composant fémoral personnalisé.

Comme précédemment indiqué, un avantage du procédé de construction est de permettre la construction d'un composant fémoral dit standard et pouvant être
20 posé sur une pluralité de patients ayant une même taille fémorale, ainsi que la construction d'un composant fémoral personnalisé adapté spécifiquement à un patient donné.

Par définition, les sections de travail sont réparties en différentes séries de sections de travail telles que chacune des séries de section de travail segmente une
25 partie de la surface de la modélisation tridimensionnelle du fémur, antérieurement ou postérieurement. Par exemple, chacune des séries de sections de travail peut correspondre à un balayage segmentaire dans une coupe fémorale (ou dans un boîtier de coupe) du gabarit de coupe, soit un total de cinq séries de section de travail.

Etant donné que les variables géométriques sont recherchées au travers des
30 différentes sections de travail, cela signifie que chacune des séries de section travail permet de déterminer un jeu de plusieurs valeurs que peut prendre chacune des variables géométriques. Il y a donc, pour chaque variable géométrique, autant de jeu de valeurs que de séries de section de travail (soit, en reprenant l'exemple précédent, cinq jeux).

35 Dans le cas de la construction d'une modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral personnalisé, pour chaque variable géométrique :

- les valeurs contenues dans un même jeu sont moyennées, permettant d'obtenir une valeur moyenne de la variable géométrique dans cette série de section de travail. Dans l'exemple précédent, cela revient à obtenir cinq valeurs moyennes d'une même variable géométrique.

- 5 - une fonction d'interpolation est ensuite appliquée aux valeurs moyennes, pour la construction de la largeur médio-latéral et/ou d'une au moins des trois surfaces de contact.

Ainsi, la modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral standardisé est construite sur la base du gabarit de coupe déterminé à partir des
10 données morphologies de la modélisation tridimensionnelle du patient considéré, et des valeurs moyennes de chacun des variables géométriques.

Selon une caractéristique de l'invention, les étapes préparatoires sont réalisées sur la base de plusieurs jeux d'images numériques médicales de fémurs de plusieurs patients caractérisés par plusieurs tailles fémorales, obtenant ainsi pour
15 chaque taille fémorale un ensemble de données statistiques relatives aux variables géométriques ;

et l'au moins un composant fémoral, associé à l'une des plusieurs tailles fémorales, est construit à partir du gabarit de coupe associé à cette taille fémorale et de valeurs statistiques des variables géométriques dans l'ensemble de données statistiques
20 associé à cette taille fémorale, ledit au moins un composant fémoral étant appelé composant fémoral standard dans cette taille fémorale.

Selon une caractéristique de l'invention, dans le procédé de construction sont construits plusieurs composants fémoraux standards dans les plusieurs tailles fémorales à partir des ensembles de données statistiques associés à ces plusieurs tailles
25 fémorales, ces plusieurs composants fémoraux standards formant ainsi une gamme de composants fémoraux standards.

Dans le cas d'un composant fémoral standard d'une taille fémorale donnée, les étapes préparatoires à la construction de la modélisation tridimensionnelle du composant fémoral sont répétées pour plusieurs jeux d'images numériques médicales
30 associées à plusieurs fémurs distaux de patients.

Pour chacune des modélisations tridimensionnelles obtenues à partir des jeux d'image numérique est déterminée la taille fémorale associée. Les modélisations tridimensionnelles de fémur sont ensuite regroupées en fonction de la taille fémorale déterminée. Pour chaque groupe de modélisation tridimensionnelles caractérisé par
35 une valeur de taille fémorale sont obtenues une pluralité de valeurs de variables géométriques formant des ensembles de données statistiques.

De ces ensembles statistiques peuvent alors être déduites/dégagées des valeurs « standards » des données morphométriques et de variables géométriques qui permettent au procédé de construction de construire des modélisations tridimensionnelles standards d'un gabarit de coupe et d'un composant fémoral applicable à l'ensemble des modélisations tridimensionnelles de fémur du groupe présentant la même taille fémorale.

Selon une caractéristique de l'invention, les ensembles de données statistiques associés aux plusieurs tailles fémorales sont analysés pour établir des relations mathématiques entre les valeurs des variables géométriques et la taille fémorale.

Autrement dit, en vue d'avantageusement accélérer les temps de construction de la modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral standard et donc de fabrication du composant fémoral standard physique, les ensembles statistiques des variables géométriques sont analysées en vue de dégager des tendances évolutives en fonction de la taille fémorale pouvant s'exprimer sous la forme de relations mathématiques.

Ainsi, dans le cas où une modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral standard doit être construite pour une valeur de taille fémorale non considérée jusqu'ici, il suffit d'appliquer les relations mathématiques obtenues avec ladite valeur de taille fémorale pour calculer toutes les valeurs standards de données morphologiques et de variables géométriques nécessaires à la construction de ladite modélisation tridimensionnelle du composant fémoral standard selon cette nouvelle taille. En d'autres termes, une fois ces relations mathématiques établies, il est possible de construire des composants fémoraux standards pour n'importe quelle taille fémorale, en appliquant les relations mathématiques.

Dans un mode de réalisation l'invention, les relations mathématiques sont des relations affines.

Autrement dit, les relations reliant chacune des données morphologiques et chacune des variables géométriques à la taille fémorale sont des fonctions affines de la forme $y = a.x + b$; où y est la valeur standard de la donnée morphométrique ou de la variable géométrique considérée en fonction de la taille fémorale ; x est la taille fémorale ; a un coefficient de pente ; et b est représentatif d'un écart de valeur pour la donnée morphométrique ou la variable géométrique entre la taille fémorale considérée et une taille fémorale inférieure et/ou supérieure.

[Brève description des figures]

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée ci-après, d'un exemple de mise en œuvre non limitatif, faite en référence aux figures annexées dans lesquelles :

[Fig 1] est une illustration schématique d'une prothèse totale du genou, laquelle est constituée par un composant fémoral, un composant tibial, un composant patellaire (non représenté) et un insert ;

[Fig 2] regroupe des vues en trois dimensions d'une modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral type pouvant être construite au moyen du procédé de construction, avec deux vues en perspective de face (a) et arrière (b), et une vue de profil (c) ;

[Fig 3] illustre deux vues en perspectives d'une modélisation tridimensionnelle d'un fémur distal d'un patient sur lesquelles : sont visibles les condyles médial et latéral, ainsi que la trochlée, avec la première vue (a) et la seconde vue (b) orientées de telle sorte que respectivement le condyle médial et le condyle latéral fassent face à l'observateur ; et sont identifiées des données morphométriques dont des points remarquables ;

[Fig 4] illustre une vue en perspective (a) et une vue de profil (b) du gabarit de coupe déterminé à partir des données morphométriques, sur lesquelles sont visibles l'ensemble des coupes fémorales le composant et délimitées chacune par une ligne de début de coupe et une ligne de fin de coupe ; lesdites lignes de début de coupe et de fin de coupes étant également reportées/représentées sur une vue en perspective (c) de la modélisation tridimensionnelle du fémur ;

[Fig 5] illustre la segmentation de la modélisation tridimensionnelle du fémur, laquelle est ici représentée en nuage de points, en plusieurs sections de travail antérieures et postérieures respectivement réparties autour d'un axe de révolution antérieur et d'un de révolution postérieur, les deux axes étant distant d'un entraxe de direction proximo-distale (a) ; et un exemple de superposition de trois sections de travail successives s'articulant autour d'un des deux axes de révolution ;

[Fig 6] est une représentation de l'ensemble des points géométriques modélisant le fémur distal, avec ses condyle médial et latéral ainsi que sa trochlée, dans une section de travail ; sur laquelle sont visibles des ostéophytes s'étant formés sur la surface osseuse du fémur au niveau des extrémités des deux condyles et de la trochlée/l'échancrure ;

[Fig 7] est une représentation de la modélisation tridimensionnelle du fémur dans la section de travail considérée Figure 6 après application d'une étape de suppression d'ostéophytes ; ladite représentation montrant que l'ensemble des points

définissant la modélisation tridimensionnelle du fémur dans la section de travail ne comprend plus les points modélisant les ostéophytes (ou points aberrants) ;

[Fig 8] illustre, pour une seconde section de travail, la détermination dans ladite seconde section de travail de la largeur médio-latérale de la modélisation tridimensionnelle du fémur ;

[Fig 9] illustre, pour la section de travail de la Figure 6, la différence de valeur de largeur médio-latérale obtenue lorsque sont conservés ou supprimés les points aberrants compris dans la section de travail lors de la détermination de ladite valeur de largeur médio-latérale ;

[Fig 10] illustre, pour la section de travail présentée Figure 8, pour l'ensemble des points modélisant le fémur distal, la surface de contact fémoro-tibiale médiale du condyle médial, la surface de contact fémoro-tibiale latérale du condyle latéral, et la surface de contact fémoro-patellaire de la trochlée ;

[Fig 11] montre, en lien avec la Figure 10, l'ensemble des variables géométriques servant à la détermination des trois surfaces de contact susmentionnées, à savoir : les coordonnées du centre et le rayon du cercle médial, les coordonnées du centre et le rayon du cercle latéral, et les coordonnées du centre et le rayon du cercle trochléen (ou cercle central) ;

[Fig 12] montre une vue de face (a) et deux vues en perspective (b et c) de la modélisation tridimensionnelle du composant fémoral, pour laquelle sont visibles les profils médial et latéral dudit composant fémoral, les deux profils d'articulation fémoro-tibiale, le profil d'articulation fémoro-patellaire, et les profils de jonction entre le cercle trochléen avec chacun des cercles médial et latéral.

[Description détaillée d'un ou plusieurs modes de réalisation de l'invention]

En référence à la Figure 1, une prothèse totale du genou 100 est au moins constituée d'un composant fémoral 101, d'un composant tibial 102, et d'un insert 103 en matière plastique (généralement en polyéthylène) venant s'intercaler entre le composant fémoral 101 et le composant tibial 102 pour permettre une interaction entre les deux composants et un bon coulissement de la prothèse totale du genou 100 en vue de restituer la cinématique de celui-ci. En fonction du degré de dégradation du cartilage du genou, la prothèse totale du genou peut également comprendre un composant patellaire, non représenté sur la Figure 1.

Comme précédemment indiqué, l'invention se rapporte à un procédé de construction pour la construction d'un composant fémoral 101 visant :

- à améliorer très significativement la correspondance entre l'encombrement

prothétique et la morphologie initiale du genou du patient,

- à adapter les surfaces articulaires du composant fémoral 101 de la prothèse totale du genou 100 afin d'offrir la possibilité d'une cinématique la plus proche de la cinématique de la physiologie du genou du patient.

5 En vue de répondre positivement à ces deux points, le procédé de construction permet de fabriquer :

- des gammes de composants fémoraux 101 standardisés, pour laquelle sont proposés différents composants fémoraux tels que chacun soit spécifiquement adapté à une taille fémorale ; c'est-à-dire que les dimensions d'un composant fémoral sont fonction
10 d'une valeur de taille fémorale. Ainsi, un composant fémoral 101 d'une taille fémorale donnée peut être posé chez une pluralité de patient présentant la même taille fémorale ; ainsi que

- des composants fémoraux spécifiques ou personnalisés qui sont donc par définition uniques et chacun spécifiquement adapté à la morphologie d'un genou d'un patient.

15 Le procédé de construction couvre par ailleurs la construction/la fabrication de l'ensemble des modèles de composant fémoral 101 disponibles sur le marché : composant à conservation du ligament croisé postérieur (en anglais : cruciate retaining), composant à pivot médial (en anglais medial pivot), composant postéro-stabilisé, et composant à ultra-congruent.

20 Le procédé de construction d'un composant fémoral 101 repose sur deux grandes phases. En référence à la Figure 2, la première phase consiste en une phase de modélisation aboutissant à une modélisation tridimensionnelle du composant fémoral 101. Dans un mode de réalisation de l'invention, cette phase de modélisation est mise en œuvre au moyen d'un outil de conception 3D de composant fémoral 101 installé sur
25 une station de travail, par exemple un ordinateur de bureau.

La seconde phase consiste en la fabrication/la construction proprement dite du composant fémoral 101 physique sur la base d'informations de dimensionnement fournies par sa modélisation tridimensionnelle.

30 La phase de modélisation d'un composant fémoral 101 comprend plusieurs étapes préparatoires.

La première d'entre elles consiste à recueillir plusieurs images numériques médicales d'un fémur distal d'un patient, lesquelles sont prises sous différents angles de vue. Dans la suite de la description, pour plus de praticité, le terme seul de fémur désigne le fémur distal. Dans un mode de réalisation de l'invention, ces images
35 numériques médicales peuvent provenir d'un scanner médical, et peuvent présenter

un format défini selon les normes et standards en vigueur pour les données issues de l'imagerie médicale, par exemple le standard/format DICOM.

Les images numériques récupérées sont alors soumises à un traitement numérique, par exemple une méthode de segmentation, en vue d'obtenir une
5 modélisation tridimensionnelle du fémur 1 correspondant, comme illustré Figure 5, à un nuage de points formant virtuellement et spatialement dans son intégralité la surface osseuse du fémur. En référence à la Figure 3, sont notamment modélisés dans la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 le condyle médial 61, le condyle latéral 62, et la trochlée 63.

10 Dans une variante de réalisation de l'invention, la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 peut également être modélisée selon une méthode de maillage 3D. Dans une seconde variante de réalisation, les deux types de modélisation sont proposés par l'outil de conception 3D. Dans une troisième variante, il est envisageable que l'outil de conception 3D puisse proposer une option pour appliquer
15 sur la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 des textures dont les nuances et couleurs sont représentatives d'un fémur physique.

A partir de la modélisation tridimensionnelle du fémur 1, le procédé de construction va, au cours de plusieurs autres étapes préparatoires :

- modéliser une modélisation tridimensionnelle d'un gabarit de coupe 3, en rapport
20 avec les gabarits de coupe fémoraux qu'utilisent les chirurgiens et qui sont appliqués à la surface osseuse des fémurs pour réaliser des coupes osseuses et définir des pans d'appui du composant fémoral 101 pour en faciliter la pose. Dans la suite de la description, le terme de gabarit de coupe fait référence à la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe.

25 - déterminer des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 représentatives de la géométrie du fémur modélisé.

Le gabarit de coupe 3 et les variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 sont ensuite utilisés par le procédé de construction pour construire, durant une étape de construction, une modélisation tridimensionnelle
30 d'un composant fémoral 101 adapté à la modélisation tridimensionnelle du fémur 1.

Ces plusieurs autres étapes préparatoires vont faire l'objet de la suite de la description.

Après avoir construit la modélisation tridimensionnelle du fémur 1, le procédé de construction détermine dans la modélisation des données
35 morphométriques représentatives par exemple des dimensions, de l'épaisseur du fémur modélisé. Les données morphométriques comprennent notamment des points

de référence, désignés sous le terme de points remarquables, utilisés par les chirurgiens pour fabriquer des composants fémoraux 101.

Parmi ces points remarquables, le procédé de construction peut en particulier localiser le point le plus antérieur 22 du fémur (voir Figure 3(b)), le point le plus postérieur 21 du condyle médial 61 (voir Figure 3(a)), et le point le plus postérieur 25 du condyle latéral 62 qui permettent au procédé de construction de calculer/déterminer en première approximation la taille fémorale du fémur modélisé ; laquelle taille fémorale est considérée également comme une donnée morphométrique puisque caractérisant la morphologie du fémur.

10 A partir d'autres données morphométriques (et en particulier d'autres points remarquables), il est possible de réévaluer la taille fémorale afin que la valeur obtenue soit plus précise.

En référence aux Figure 3 et Figure 4, à partir de la taille fémorale et d'autres points remarquables, tels que le point le plus distal 23 du condyle médial 61 et le point le plus distal 24 du condyle latéral 62 (voir Figure 3(a)), ainsi que les points 21, 22, 25 précités, le procédé de construction modélise le gabarit de coupe 3.

Similairement à un gabarit de coupe fémoral physique conventionnel, la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe 3 est constitué de cinq coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 (ou boîtiers de coupe) successives : une coupe fémorale antérieure 31, une coupe de chanfrein antérieur 32, une coupe fémorale distale 33, une coupe de chanfrein postérieur 34 et une coupe fémorale postérieure 35. Chacune de ces coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 est définie par trois dimensions qui sont fonction de la taille fémorale : une dimension antéro-postérieure ; une hauteur antérieure ; et une hauteur postérieure qui est liée par une loi linéaire à la hauteur antérieure. Elles sont aussi définies par d'autres paramètres, comme par exemple des angles d'inclinaison ou des coordonnées de lignes de coupe, qui définissent leur orientation dans l'espace.

Dans la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe 3, les coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 sont visuellement délimitées par deux lignes d'extension médio-latérale, à savoir une ligne de début de coupe 41 et une ligne de fin de coupe 42. A l'exception de la ligne de début de coupe 43 de la coupe fémorale antérieure 31 et de la ligne de fin de coupe 44 de la coupe fémorale postérieure 35, la ligne de fin de coupe 42 d'une coupe fémorale 31, 32, 33, 34, 35 est confondue avec la ligne de début de coupe 41 de la coupe fémorale 31, 32, 33, 34, 35 qui lui succède.

35 A noter que le gabarit de coupe 3 présente la même forme/la même courbure (de par l'orientation des coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35) que la face

interne du composant fémoral qui est appliquée et maintenue sur la surface du fémur (voir Figure 2-c).

En référence à la Figure 5, en vue de déterminer les variables géométriques X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$, le procédé de construction
5 sectionne/segmente la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 en plusieurs sections de travail 5 réparties dans différents plans. Autrement dit, ces sections de travail 5 sont virtuellement assimilables à de plans de coupe. Ainsi, chaque section de travail 5 contient un ensemble de points géométriques représentant un contour/une section du fémur modélisé (avec les deux condyles médial 61 et latéral 62, et la trochlée 63) selon
10 la direction du plan dans lequel se propage ladite section de travail 5. La figure 3-b illustre une superposition de trois contours/sections du fémur modélisé, chacun(e) d'eux(elle) appartenant à une section de travail d'orientation différente.

Comme illustré Figure 5-a, les sections de travail 5 comprennent des sections de travail antérieures 51 et des sections de travail postérieures 52 :

- 15 - réparties respectivement autour d'un axe de révolution antérieur 501 et d'un axe de révolution postérieur 502, avec les deux axes de révolution 501, 502 de direction médio-latérale ; et
- qui segmentent/sectionnent respectivement la partie antérieure et la partie postérieure de la modélisation tridimensionnelle du fémur distal 1.

20 Chacune des sections de travail antérieures 51 (respectivement postérieures 52) est angulairement décalée des sections de travail antérieures 51 (respectivement postérieures 52) qui lui sont le plus proche antérieurement et postérieurement d'une distance angulaire antérieure (respectivement d'une distance angulaire postérieure) ; étant noté qu'une distance angulaire correspond à un angle
25 entre deux sections de travail consécutives. Dans une variante de réalisation de l'invention, la distance angulaire antérieure et la distance angulaire postérieure sont identiques. Dans une seconde variante de réalisation de l'invention, les deux distances angulaires sont identiques et toutes deux inférieures ou égales à 5 degrés, et en particulier comprises entre 1 et 3 degrés. Dans un mode de réalisation préférentiel de
30 l'invention, la distance angulaire antérieure et la distance angulaire postérieure sont toutes deux égales à 2 degrés. Il est également envisageable que les deux distances angulaires puissent être des paramètres modifiables par l'utilisateur dans outil de conception 3D.

Les axe de révolution antérieur 501 et postérieur 502 sont distants l'un de
35 l'autre d'un entraxe 511 qui est confondu dans un plan sagittal 513 qui s'étend orthogonalement aux deux axes de révolution 501, 502 ; et qui est fonction de la taille

fémorale. Dans un mode de réalisation de l'invention, l'entraxe s'exprime sous la forme d'une fonction affine de la taille fémorale.

Etant donné que la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 est segmentée en une pluralité de sections de travail 5 et que la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe 3 est conformé pour être appliquée sur celle-ci, une ou plusieurs sections de travail 5 peuvent éventuellement passer par certaines des lignes de début 41 et de fin de coupe 42 des coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 du gabarit de coupe 3. Ces sections de travail 5 sont appelées sections spécifiques. Selon différentes variantes de réalisation de l'invention, en fonction de la valeur des distances angulaires antérieure et postérieure, une à plusieurs sections de travail 5 peuvent être comprises entre deux sections spécifiques.

Dans un mode de réalisation de l'invention, le sectionnement de la modélisation tridimensionnelle du fémur en sections de travail 5 peut comprendre par défaut deux sections spécifiques correspondant à une section de travail antérieure 51 et une section de travail postérieure 52 passant respectivement par la ligne de début de coupe 43 de la coupe fémorale antérieure 31, et la ligne de fin de coupe 44 de la coupe fémorale postérieure 35 ; lesquelles deux sections spécifiques peuvent également être considérées comme des sections de référence à partir desquelles est réalisée le sectionnement de la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 dans la mesure où :

- la ligne de début de coupe 43 de la coupe fémorale antérieure 31 et la ligne de fin de coupe 44 de la coupe fémorale postérieure 35 servent à délimiter, physiquement ou en modélisation, la partie distale du fémur du reste de l'os ; et
- qu'elles contiennent les points remarquables servant à la détermination de la taille fémorale à savoir : le point le plus antérieur 22 du fémur distal pour la ligne de début de coupe de la coupe fémorale antérieure 43 ; et le point le plus postérieur du condyle médial 21 et du condyle latéral pour la ligne de fin de coupe fémorale postérieure 44.

Les variables géométriques X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$ que détermine le procédé de construction dans chaque section de travail 5 comprennent :

- des premières variables géométriques X_{med} , X_{lat} représentatives d'une largeur médio-latérale MLD du fémur modélisé ;
- des secondes variables $XM1$, $rM1$, $R1$ représentatives d'une surface de contact fémoro-tibiale médiale $S1$ au niveau du condyle médial 61 ;
- des troisièmes variables $XM2$, $rM2$, $R2$ représentatives d'une surface de contact fémoro-tibiale latérale $S2$ au niveau du condyle latéral 62 ; et

- des quatrièmes variables XM3, rM3, R3 représentatives d'une surface de contact fémoro-patellaire S3 au niveau de la trochlée 63.

Préalablement à la détermination de l'ensemble de ces variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3, le procédé de construction peut optionnellement appliquer une étape de suppression d'ostéophytes 7 à chacune des sections de travail 5.

Par définition, un ostéophyte 7 est une excroissance osseuse se formant aux extrémités d'un os d'une articulation. Il s'agit d'une réponse de l'organisme à une usure, une dégénérescence, ou une destruction du cartilage articulaire faisant qu'il n'assure plus son rôle d'amortisseur lors d'un effort et que l'os va subir beaucoup plus de pression.

Dans le cadre de l'invention, les images médicales servant au procédé de construction à construire la modélisation tridimensionnelle du fémur sont prises avant une quelconque intervention chirurgicale. Cela signifie donc que si le fémur du patient présente un ou plusieurs ostéophytes 7, celui-ci ou ceux-ci seront représentés dans sa modélisation tridimensionnelle. Les ostéophytes peuvent se former autant sur les extrémités des condyles médial 61 et latéral 62 du fémur qu'au niveau de son échancrure (c'est-à-dire au niveau de la trochlée 63).

Par définition, les ostéophytes 7 constituent des formes d'aberration qui s'éloignent des surfaces articulaires originales. Dans la modélisation tridimensionnelle du fémur 1, ils sont représentés par des ensembles de points géométriques aberrants.

En fonction de leur emplacement sur la surface osseuse du fémur, et par extension de sa modélisation tridimensionnelle, le ou les ostéophytes 7 visibles ou non dans les sections de travail 5. Un exemple de section de travail 5 présentant plusieurs groupes de points aberrants représentatifs de la présence d'ostéophytes sur chacun des condyles médial 61 et latéral 62 est présenté Figure 6.

A noter par la suite que pour chaque section de travail 5 illustrée, comme dans le cas de la Figure 6, les points modélisant le fémur dans la section de travail 5 sont définis par une coordonnée médio-latérale (axe des abscisses ML de direction médio-latérale) et par une coordonnée radiale (axe des ordonnées r de direction radiale).

L'étape de suppression d'ostéophytes doit nécessairement être mise en œuvre par le procédé de construction avant la détermination des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3. Etant donné qu'ils constituent des points aberrants parmi les points géométriques contenus dans la section de travail 5, ils peuvent conduire à une mauvaise évaluation/estimation des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3, et donc

de la largeur médio-latérale MLD et des trois surfaces de contacts S1, S2, S3. Un exemple pour la largeur médio-latérale MLD est donnée ultérieurement.

Une mauvaise estimation de la largeur médio-latérale MLD et des trois surfaces de contacts S1, S2, S3 peut conduire à la construction d'une modélisation d'un composant fémoral 101, et donc à la fabrication d'un composant fémoral 101 physique, surdimensionné dont l'encombrement prothétique sera inadapté au patient traité, induisant alors chez lui des douleurs fémoro-patellaires et des difficultés à se mouvoir avec sa prothèse.

La Figure 7 montre la section de travail 5 illustrée dans la Figure 6 après application de l'étape de suppression d'ostéophytes, pour laquelle les groupes de points géométriques aberrants représentatifs des ostéophytes 7 ont été supprimés. L'étape de suppression d'ostéophytes comprend également une sous-étape de lissage durant laquelle est appliquée une fonction d'interpolation sur les points géométriques du fémur modélisé qui étaient spatialement proches voisins des groupes de points aberrants venant d'être supprimés, dans le but de créer/ajouter de nouveaux points géométriques tels qu'ils modélisent les parties reséquées de la surface articulaire, c'est à dire ici les contours des condyles médial 61 et latéral 62.

L'étape de suppression d'ostéophytes permet aussi dans les sections de travail 5 de supprimer virtuellement un ou plusieurs ostéophytes ayant pu se former au niveau de la trochlée 63.

Le procédé de construction, après avoir appliqué l'étape de suppression des ostéophytes, détermine ensuite l'ensemble des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3.

En référence à la Figure 8, laquelle présente un exemple de modélisation tridimensionnelle du fémur 1 nettoyée dans une autre section de travail 5, la largeur médio-latérale MLD dans ladite section de travail 5 correspond à la distance séparant, sur l'axe de référence X1, le point le plus médial 61 du condyle médial 611 et le point le plus latéral 621 du condyle latéral 62. A partir de ces deux points, le procédé de construction détermine les premières variables géométriques Xmed et Xlat qui correspondent respectivement dans la section de travail 5 aux abscisses du point le plus médial 611 du condyle médial 61 et du point le plus latéral 612 du condyle latéral 62.

La Figure 9 reprend l'exemple de l'ensemble de points géométriques définissant la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 dans la section de travail 5 présentée Figure 6, et illustre l'erreur faite dans l'estimation de la largeur médio-latérale MLD par le procédé de construction lorsque l'étape de suppression d'ostéophytes est appliquée (en référence à la Figure 7) ou non (en référence à la Figure

6) à ladite section de travail 5. Lorsque l'étape de suppression d'ostéophyte n'est pas appliquée, la largeur médio-latérale MLD est égale à une largeur médio-latérale MLD1 de 74 mm. Lorsqu'elle est appliquée, la largeur médio-latérale MLD est égale à une largeur médio-latérale MLD2 de 68,5 mm. Ainsi, l'erreur de précision faite dans
5 l'estimation de la largeur médio-latérale MLD lorsque les ostéophytes ne sont pas supprimés est d'environ 8%. Cette erreur de précision peut éventuellement être plus importante selon les tailles des excroissances sur la surface articulaire du fémur.

En référence aux Figure 10 et Figure 11, pour toutes les sections de travail 5, les surfaces de contact fémoro-tibiale médiale S1, fémoro-tibiale latérale S2, et
10 fémoro-patellaire S3, sont respectivement décrites par un contour médio-latéral du condyle médial 61, du condyle latéral 62 et de la trochlée 63, lesquels contours sont formés par des points successifs délimitant (ou définissant) ces surfaces de contact fémoro-tibiale médiale S1, fémoro-tibiale latérale S2, et fémoro-patellaire S3 dans la section de travail 5 considérée.

15 Le procédé de construction met en œuvre une détermination d'un cercle condylien médial C1, d'un cercle condylien latéral C2, et d'un cercle trochléen C3 épousant respectivement et sensiblement les surfaces de contact fémoro-tibiale médiale S1, fémoro-tibiale latérale S2, et fémoro-patellaire S3 dans la section de travail 5.

20 Ainsi, les secondes variables $XM1$, $rM1$, $R1$ déterminées par le procédé de construction correspondent aux coordonnées du centre du cercle condylien médial C1 (appelé centre médial M1) et à son rayon (appelé rayon médial R1).

Pareillement, les troisièmes variables $XM2$, $rM2$, $R2$ correspondent aux coordonnées du centre du cercle condylien latéral C2 (appelé centre latéral M2) et à son rayon (appelé rayon latéral R2); et les quatrièmes variables $XM3$, $rM3$, $R3$
25 correspondent aux coordonnées du centre du cercle condylien médial C1 (appelé centre trochléen M3) et à son rayon (appelé rayon trochléen R3).

Pour chacun des centre médial M1, latéral M2, et trochléen M3, le procédé de construction détermine dans la section de travail 5 une coordonnée médio-latérale
30 $XM1$, $XM2$, $XM3$ et une coordonnée radiale $rM1$, $rM2$, $rM3$ en analysant les points géométriques médio-latéraux et sagittaux représentatifs du condyle médial 61, du condyle latéral 62 et de la trochlée 63.

Pour ce faire, le procédé de construction identifie l'ensemble des points géométriques définissant le fémur modélisé dans la section de travail 5 qui sont compris
35 dans les surfaces articulaires du condyle médial 61, du condyle médial 62, et de la trochlée 63 (autrement dit les surfaces de contact fémoro-tibiale médiale S1, fémoro-

tibiale latérale S2, et fémoro-patellaire S3), puis il applique sur les points géométriques identifiés des régressions circulaires ; lui permettant ainsi de déterminer les circonférences et centres des cercles médial C1, latéral C2, et trochléen C3 et donc les variables XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 correspondantes.

5 Finalement, le procédé de construction détermine une pluralité de valeurs pour l'ensemble des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 ; chacune des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 prenant une valeur donnée dans chacune des sections de travail 5 segmentant la modélisation tridimensionnelle du fémur 1.

10 Comme précédemment indiqué, le procédé de construction permet in fine de fabriquer des composants fémoraux 101 spécifiquement adaptés aux morphologies propres des patients ou des composants fémoraux 101 standards dont les dimensions sont fonction de la taille fémorale, faisant qu'un composant fémoral 101 associé à une
15 taille fémorale donnée peut être posé chez une pluralité de patients présentant ladite taille fémorale.

 Dans le cas où le procédé de construction doit construire un composant fémoral 101 personnalisé, les sections de travail 5 (qu'il s'agisse des sections de travail antérieures 51 ou des sections de travail 52 postérieures) sont regroupées en séries de section de travail. Dans un mode de réalisation de l'invention, le nombre de série peut
20 être un paramètre modifiable dans l'outil de conception 3D. Dans un autre mode de réalisation de l'invention, il peut s'agir d'un nombre de séries imposé.

 Dans la suite de la description, il est considéré que les sections de travail 5 sont réparties/regroupées dans cinq séries, chacune des séries étant associée à une coupé fémorale 31, 32, 33, 34, 35 du gabarit de coupe 3. Cela signifie que dans ce mode
25 de réalisation précis, la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 est segmentée par le procédé de construction de sorte que l'ensemble des sections de travail comprenne les sections spécifiques passant par les ligne de début de coupe 41 ou de fin de coupe 42 de toutes les coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35. Ainsi, toutes les sections de travail 5 comprises entre deux sections spécifiques font partie d'une série de section de travail
30 5. Dans différentes variantes de réalisation, la série comprend uniquement la section spécifique correspondant à la ligne de début de coupe 41 ou la ligne de fin de coupe 42 ; ou bien les deux.

 Pour chaque variable géométrique Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3, les valeurs déterminées dans les sections de travail comprise dans
35 une série sont moyennées. Dans l'exemple donné ci-dessus, cela implique que le

procédé de construction calcule cinq valeurs moyennes (une par série) pour chaque variable géométrique X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$.

Dans le cas de la construction d'un composant fémoral 101 standard, les étapes préparatoires sont réalisées et répétées pour plusieurs jeux d'images
5 numériques médicales associées à plusieurs fémurs distaux de patients. Sont obtenus en premier plusieurs modélisations tridimensionnelles de plusieurs fémurs pour lesquelles est déterminée la taille fémorale. Les modélisations tridimensionnelles de fémur 1 sont ensuite classées/regroupées en fonction de la taille fémorale déterminée.

Pour chaque modélisation tridimensionnelle de fémur 1 appartenant à une
10 taille fémorale :

- est modélisé le gabarit de coupe 3, et
- sont déterminés les valeurs des variables géométriques des variables géométriques X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$ dans une pluralité de section de travail 5, le sectionnement étant le même pour toutes les modélisations
15 tridimensionnelles de fémur 1 de sorte à ce que le procédé soit apte à analyser plusieurs valeurs d'une variable géométrique X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$ d'une section de travail sectionnant différentes modélisation tridimensionnelles du fémur selon un même plan/une même orientation.

Pour une taille fémorale est alors obtenu des ensembles de données
20 statistiques relatifs aux données morphométriques, aux dimensions des coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 du gabarit de coupe 3 et aux valeurs que peuvent prendre les variables géométriques X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$.

A partir de ces ensembles statistiques, le procédé de construction détermine, pour chaque taille fémorale, des valeurs standards des dimensions des
25 coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 du gabarit de coupe 3 et des variables géométriques X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$. L'ensemble de ces valeurs « standards vont être utilisées pour modéliser une modélisation tridimensionnelle d'un composant fémoral 101 et construire un composant fémoral 101 standard adapté à une valeur de taille fémorale.

Dans un mode de réalisation de l'invention, il est envisageable que les
30 valeurs des variables géométriques X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$ comprises dans les ensembles statistiques soient des valeurs moyennes (c'est à dire des valeurs moyennes standards) calculées selon la méthode employée lorsqu'il s'agit de construire un composant fémoral personnalisé 101, dans le but de réduire la taille
35 de l'ensemble de données statistiques.

Sachant que les variables standards associées aux données morphométriques, aux dimensions des coupes fémorales 31, 32, 33, 34, 35 du gabarit de coupe 3 et aux variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 peuvent prendre différentes valeurs en fonction de la taille fémorale, il est envisageable dans un mode de réalisation de l'invention que le procédé de construction puisse dégager, pour les différentes variables standards, des tendances évolutives pouvant s'exprimer sous la forme de relations mathématiques, permettant alors de calculer les valeurs des variables standards à l'aide de ces relations mathématiques et en connaissant la valeur de la taille fémorale.

Dans un autre mode de réalisation de l'invention, le procédé de construction est conformé pour déterminer des fonctions affines de la forme $y = a.x + b$ à partir des tendances évolutives des variables standards (moyennées comme indiqué ci-dessus ou non), où :

- y est la valeur standard, en fonction de la taille fémorale, de la donnée morphométrique ; de la dimension de la coupe fémorale 31, 32, 33, 34, 35 considérée ; ou de la variable géométrique géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 considérée ;
- x est la taille fémorale ;
- a un coefficient de pente ; et
- b est représentatif d'un écart de valeur entre la taille fémorale considérée et une taille fémorale inférieure et/ou supérieure.

Dans un mode de réalisation de l'invention, au lancement de l'outil de conception 3D, l'utilisateur a le choix entre modéliser un composant fémoral 101 personnalisé ou standard. S'il choisit de concevoir un composant fémoral 101 standard, alors l'outil de conception 3D lui offre deux options : soit de modéliser tridimensionnellement le composant fémoral 101 standard en réalisant l'ensemble des étapes préparatoires ; soit de modéliser tridimensionnellement le gabarit de coupe 3 standard et le composant fémoral 101 standard à partir de l'ensemble des relations mathématiques.

Comme expliqué auparavant, l'avantage des relations mathématiques est de rendre possible la modélisation tridimensionnelle d'un gabarit de coupe 3 standard et d'un composant fémoral 101 standard pour une taille fémorale pour laquelle l'utilisateur ne disposerait pas de jeu d'images médicales de patients la présentant.

Quel que soit le type de composant fémoral 101 modélisé (personnalisé ou standard), les étapes préparatoires s'achèvent avec l'obtention des valeurs des

variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 (valeurs moyennes ou valeurs standards).

Suite aux étapes préparatoires, le procédé de construction comprend une étape de modélisation/de construction du composant fémoral 101, mise en œuvre dans le mode de réalisation décrit par l'outil de conception 3D.

En référence à la Figure 12, l'outil de conception 3D modélise/construit :

- un profil médial P1 et un profil latéral P2 correspondant respectivement au contour médial du condyle médial 61 et au contour latéral du condyle latéral 62, en appliquant une première fonction d'interpolation aux valeurs (moyennées ou standard selon le type de composant fémoral 101) des premières variables géométriques Xmed, Xlat ;
- un profil d'articulation fémoro-tibiale médiale T1 du condyle médial 61, en appliquant une seconde fonction d'interpolation aux valeurs des secondes variables géométriques XM1, rM1, R1 ;
- un profil d'articulation fémoro-tibiale latérale T2 du condyle médial 62, en appliquant une seconde fonction d'interpolation aux valeurs des troisièmes variables géométriques XM2, rM2, R2 ;
- un profil d'articulation fémoro-patellaire T3, en appliquant une seconde fonction d'interpolation aux valeurs des quatrièmes variables géométriques XM3, rM3, R3.

Les profils d'articulation T1, T2, T3 correspondent à des trajectoires sur lesquels se déplacent respectivement les points de contact sur les cercles C1, C2, C3 qui sont alignés avec les centres M1, M2, M3 respectifs selon la direction radiale dans chaque section de travail 5, ainsi que visible sur la Figure 11.

Plus précisément, les valeurs des variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3, identifiées dans les différentes sections de travail 5 segmentant la modélisation tridimensionnelle du fémur 1, fournissent des indications par où passent spatialement les profils médial et latéral, et les trois profils d'articulation. Chacun des cinq profils est construit en appliquant sur l'ensemble des valeurs des variables géométriques par lesquelles ils passent des fonctions d'interpolation Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3.

Dans un mode de réalisation de l'invention, les fonctions d'interpolation sont des fonctions du troisième degré. Le degré de précision des profils obtenus dépend du nombre de valeurs obtenues pour chaque variables géométriques Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 et auxquelles sont appliquées les fonctions d'interpolation. Le degré de précision dépend également pour chaque variable géométrique Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3 de la proximité spatiale des différentes valeurs. Cela signifie donc que la précision sera élevée si :

- la modélisation tridimensionnelle du fémur 1 est segmentée en un nombre élevé de sections de travail 5 d'orientation certes différentes mais relativement proches les unes des autres (par exemple, lorsque la distance angulaire antérieure et la distance angulaire postérieure sont toutes deux égales à 2 degrés) ;
- 5 - dans le cas d'un composant fémoral 101 personnalisé, le nombre de valeurs moyennes pour chaque variable géométrique X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$ est important. Dans l'exemple précédent, une valeur moyenne associée à une coupe fémorale 31, 32, 33, 34, 35 (soit cinq valeurs moyennes) offre un bon degré de précision dans la construction des différents profils $P1$, $P2$, $T1$, $T2$, $T3$, $T13$, $T23$; ou
- 10 - dans le cas d'un composant fémoral standard, l'outil de conception 3D dispose d'une valeur standard pour chaque variable géométrique X_{med} , X_{lat} , $XM1$, $rM1$, $R1$, $XM2$, $rM2$, $R2$, $XM3$, $rM3$, $R3$ dans une pluralité de sections de travail 5.

A noter que sont également construits un premier profil de jonction $T13$ et un second profil de jonction $T23$ qui correspondent respectivement à deux trajectoires
15 de contact/de jonction entre les circonférences des cercles médial $C1$ et trochléen $C3$;
et entre les circonférences des cercles latéral $C2$ et trochléen $C3$.

A partir de la modélisation tridimensionnelle du gabarit de coupe 3 et des différents profils d'articulation, l'outil de conception 3D modélise tridimensionnellement le composant fémoral 101 tel qu'illustré dans un exemple sur
20 les Figure 2 et Figure 12.

Finalement, la dernière étape du procédé de construction consiste à fabriquer un composant fémoral 101 physique sur la base du modèle tridimensionnel fourni par l'outil de conception 3D.

REVENDICATIONS

1. Procédé de construction d'au moins un composant fémoral (101) pour une prothèse totale de genou (100), comprenant les étapes préparatoires suivantes :
- obtention d'un jeu d'images numériques médicales d'un fémur d'un patient ;
 - 5 - construction d'une modélisation tridimensionnelle du fémur (1) à partir du jeu d'images numériques médicales associé ;
 - détermination de données morphométriques (21, 22, 23, 24, 25) dans la modélisation tridimensionnelle du fémur (1), lesdites données morphométriques (21, 22, 23, 24, 25) caractérisant une taille fémorale ;
 - 10 - détermination d'un gabarit de coupe (3) dans la modélisation tridimensionnelle du fémur (1), en fonction des données morphométriques (21, 22, 23, 24, 25) ;
 - sectionnement de la modélisation tridimensionnelle du fémur (1) en plusieurs sections de travail (5) réparties dans différents plans, chaque section de travail (5) étant définie par un ensemble de points géométriques, le sectionnement étant tel que les plusieurs
 - 15 sections de travail (5) comprennent des sections de travail postérieures (51) réparties dans différents plans autour d'un axe de révolution postérieur (501) de direction médio-latérale, et des sections de travail antérieures (52) réparties dans différents plans autour d'un axe de révolution antérieur (502) de direction médio-latérale et décalé d'un entraxe (512) donné avec l'axe de révolution postérieur le long d'un axe de fémur (513)
 - 20 de direction proximo-distale ;
 - obtention de variables géométriques (Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3) représentatives d'une géométrie de la modélisation tridimensionnelle du fémur (1) dans les plusieurs sections de travail (5), lesdites variables géométriques comprenant des premières variables (Xmed, Xlat) représentatives d'une largeur médio-
 - 25 latérale (MLD), des secondes variables (XM1, rM1, R1) représentatives d'une surface de contact fémoro-tibiale médiale (S1) d'un condyle médial (61), des troisièmes variables (XM2, rM2, R2) représentatives d'une surface de contact fémoro-tibiale latérale (S2) d'un condyle latéral (62), et des quatrièmes variables (XM3, rM3, R3) représentatives d'une surface de contact fémoro-patellaire (S3) d'une trochlée (63) ;
 - 30 ledit procédé de construction comprenant ensuite une étape de construction de l'au moins un composant fémoral (101) à partir du gabarit de coupe (3) et de valeurs des variables géométriques.

2. Procédé de construction selon la revendication 1, dans lequel l'étape de construction met en œuvre une construction de profils de l'au moins un composant

fémoral (101) par interpolation des valeurs des variables géométriques (Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3).

3. Procédé de construction selon la revendication 2, dans lequel la construction de profils comprend des constructions d'un profil latéral (P2) et d'un profil
5 médial (P1) par interpolation des valeurs des première variables (Xmed, Xlat), d'un profil d'articulation fémoro-tibiale médiale (T1) du condyle médial (61) par interpolation des valeurs des secondes variables (XM1, rM1, R1), d'un profil d'articulation fémoro-tibiale latérale (T2) du condyle latéral (62) par interpolation des valeurs des troisièmes variables (XM2, rM2, R2), et d'un profil d'articulation fémoro-
10 patellaire (T3) de la trochlée (63) par interpolation des valeurs des quatrièmes variables (XM3, rM3, R3).

4. Procédé de construction selon la revendication 2 ou 3, dans lequel l'interpolation est une interpolation du troisième ordre.

5. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications
15 précédentes, dans lequel le jeu d'images numériques médicales comprend des images issues d'un scanner médical, par exemple au format DICOM.

6. Procédé de construction selon la revendication l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la détermination de données morphométriques (21, 22, 23, 24, 25) comprend la détermination de points
20 remarquables dans la modélisation tridimensionnelle du fémur (1).

7. Procédé de construction selon la revendication 6, dans lequel les points remarquables comprennent au moins un point le plus postérieur (21) du condyle médial (61), un point le plus postérieur (25) du condyle latéral (62) et un point le plus antérieur (22) d'une partie de fémur distal.

25 8. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le gabarit de coupe (3) comprend la mise en place de plusieurs coupes fémorales (31, 32, 33, 34, 35) qui dépendent au moins de la taille fémorale.

9. Procédé de construction selon la revendication 8, dans lequel les plusieurs coupes fémorales (31, 32, 33, 34, 35) comprennent successivement une coupe
30 fémorale antérieure (31), une coupe de chanfrein antérieur (32), une coupe fémorale

distale (33), une coupe de chanfrein postérieur (34) et une coupe fémorale postérieure (35).

10. Procédé de construction selon la revendication 8 ou 9, dans lequel les plusieurs sections de travail (5) comprennent des sections spécifiques qui passent par
5 des lignes de début de coupe (41 ; 43) ou de fin de coupe (42 ; 44) des coupes fémorales (31, 32, 33, 34, 35) du gabarit de coupe (3), ces lignes de début de coupe (41 ; 43) ou de fin de coupe (42 ; 44) étant de direction médio-latérale.

11. Procédé de construction selon les revendications 9 et 10, dans lequel les sections spécifiques comprennent au moins une section qui passe par une ligne de
10 début de coupe (41) de la coupe fémorale antérieure (31), et une section qui passe par une ligne de fin de coupe (44) de la coupe fémorale postérieure (35).

12. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'entraxe (512) est fonction de la taille fémorale.

13. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications
15 précédentes, dans lequel, pour chaque section de travail (5), l'obtention des premières variables (X_{med} , X_{lat}) représentatives de la largeur médio-latérale (MLD) met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médial et d'un contour latéral de la section de travail (5) pour déterminer deux positions qui sont une position d'un point le plus médial (611) du condyle médial (61) et une position d'un point le plus latéral
20 (621) du condyle latéral (62) sur un axe de référence (X_1) de direction médio-latérale, lesdites deux positions constituant les premières variables (X_{med} , X_{lat}) associées à la section de travail (5).

14. Procédé de construction selon la revendication 13, dans lequel l'axe de référence (X_1) est déterminé comme étant décalé d'un écartement (d_1) donné selon
25 une direction proximo-distale vis-à-vis d'une ligne extrême (X_0) de direction médio-latérale passant par un point le plus distal du condyle latéral (23) ou du condyle médial (24).

15. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, pour chaque section de travail (5), l'obtention des secondes
30 variables (XM_1 , rM_1 , R_1) représentatives de la surface de contact fémoro-tibiale médiale (S_1) du condyle médial (61) met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médio-latéral du condyle médial (61) pour déterminer un cercle condylien

médial (C1) défini par des coordonnées d'un centre médial (M1) et par un rayon médial (R1), lesdites coordonnées du centre médial (M1) et ledit rayon médial (R1) constituant les secondes variables (XM1, rM1, R1) associées à la section de travail (5).

16. Procédé de construction selon la revendication 15, dans lequel
5 l'analyse des points géométriques du contour médio-latéral du condyle médial (61) met en œuvre une régression circulaire sur les points géométriques du contour médio-latéral du condyle médial (61).

17. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications
précédentes, dans lequel, pour chaque section de travail (5), l'obtention des troisièmes
10 variables (XM2, rM2, R2) représentatives de la surface de contact fémoro-tibiale latérale (S2) du condyle latéral (62) met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour médio-latéral du condyle latéral (62) pour déterminer un cercle condylien latéral (C2) défini par des coordonnées d'un centre latéral (M2) et par un rayon latéral (R2), lesdites coordonnées du centre latéral (M2) et ledit rayon latéral (R2) constituant
15 les troisièmes variables (XM2, rM2, R2) associées à la section de travail (5).

18. Procédé de construction selon la revendication 17, dans lequel
l'analyse des points géométriques du contour médio-latéral du condyle latéral (62) met en œuvre une régression circulaire sur les points géométriques du contour médio-latéral du condyle latéral (62).

19. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications
précédentes, dans lequel, pour chaque section de travail (5), l'obtention des quatrièmes
variables (XM3, rM3, R3) représentatives de la surface de contact fémoro-patellaire de
la trochlée (S3) met en œuvre une analyse des points géométriques d'un contour
médio-latéral de la trochlée (63) pour déterminer un cercle condylien trochléen (C3)
25 défini par des coordonnées d'un centre trochléen (M3) et par un rayon trochléen (R3),
lesdites coordonnées du centre trochléen (M3) et ledit rayon trochléen (R3) constituant
les quatrièmes variables (XM3, rM3, R3) associées à la section de travail (5).

20. Procédé de construction selon la revendication 19, dans lequel
l'analyse des points géométriques du contour médio-latéral de la trochlée (63) met en
30 œuvre une régression circulaire sur les points géométriques du contour médio-latéral de la trochlée (63).

21. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications 1 à 20, dans lequel les sections de travail (5) sont divisées en plusieurs séries de sections de travail (5) et, pour chaque série de sections de travail (5), les variables géométriques (Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3) obtenues dans les sections de travail (5) de ladite série sont moyennées pour obtenir des valeurs moyennes des variables géométriques, et l'au moins composant fémoral (101) est construit à partir du gabarit de coupe (3) et des valeurs moyennes des variables géométriques dans les plusieurs séries, ledit au moins un composant fémoral (101) étant appelé composant fémoral personnalisé.

22. Procédé de construction selon l'une quelconque des revendications 1 à 20, dans lequel les étapes préparatoires sont réalisées sur la base de plusieurs jeux d'images numériques médicales de fémurs de plusieurs patients caractérisés par plusieurs tailles fémorales, obtenant ainsi pour chaque taille fémorale un ensemble de données statistiques relatives aux variables géométriques (Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3) ; et l'au moins un composant fémoral (101), associé à l'une des plusieurs tailles fémorales, est construit à partir du gabarit de coupe (3) associé à cette taille fémorale et de valeurs statistiques des variables géométriques (Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3) dans l'ensemble de données statistiques associé à cette taille fémorale, ledit au moins un composant fémoral (101) étant appelé composant fémoral (101) standard dans cette taille fémorale.

23. Procédé de construction selon la revendication 22, dans lequel sont construits plusieurs composants fémoraux (101) standards dans les plusieurs tailles fémorales à partir des ensembles de données statistiques associés à ces plusieurs tailles fémorales, ces plusieurs composants fémoraux (101) standards formant ainsi une gamme de composants fémoraux (101) standards.

24. Procédé de construction selon la revendication 23, dans lequel les ensembles de données statistiques associés aux plusieurs tailles fémorales sont analysés pour établir des relations mathématiques entre les valeurs des variables géométriques (Xmed, Xlat, XM1, rM1, R1, XM2, rM2, R2, XM3, rM3, R3) et la taille fémorale.

25. Procédé de construction selon la revendication 24, dans lequel les relations mathématiques sont des relations affines.

1/6

Fig. 1

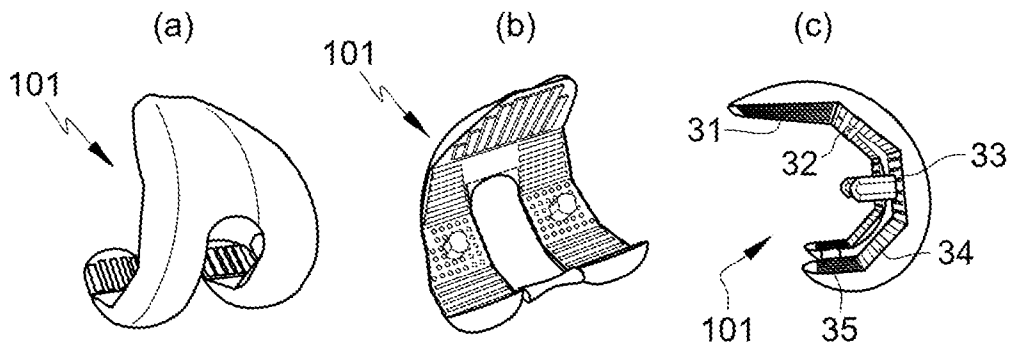
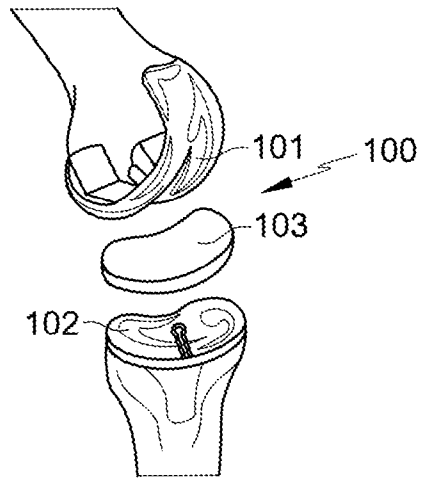


Fig. 2

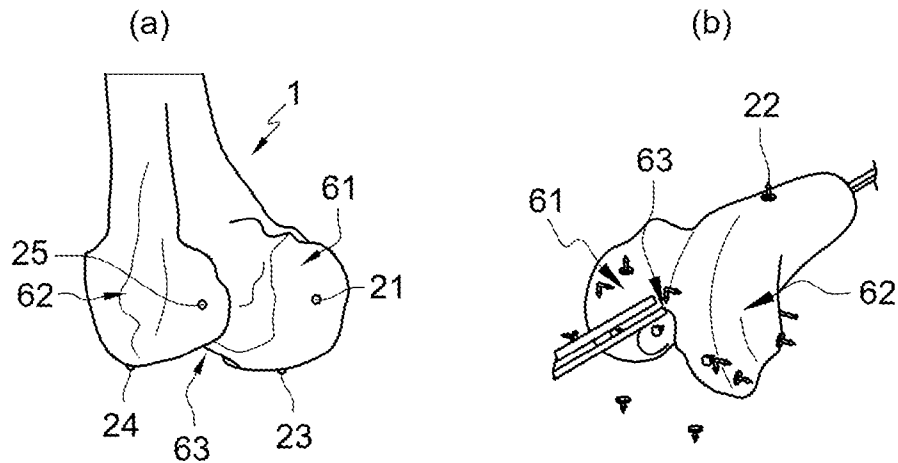


Fig. 3

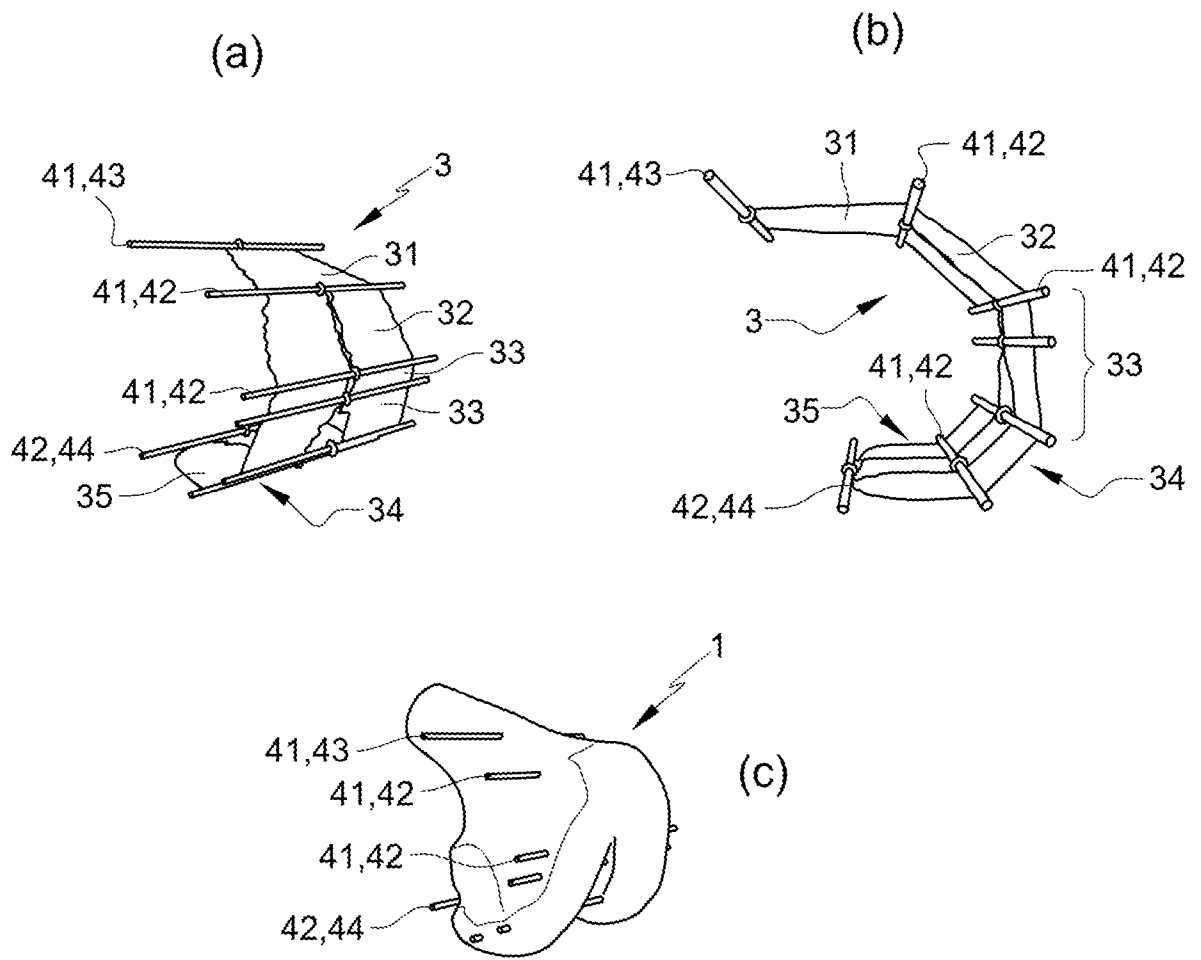


Fig. 4

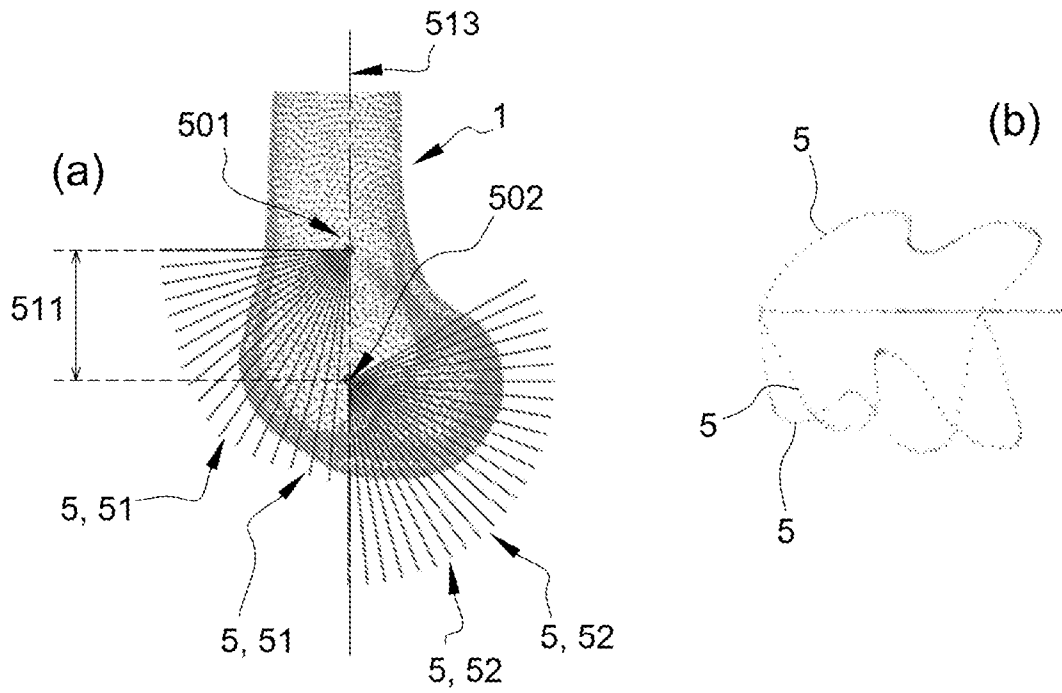


Fig. 5

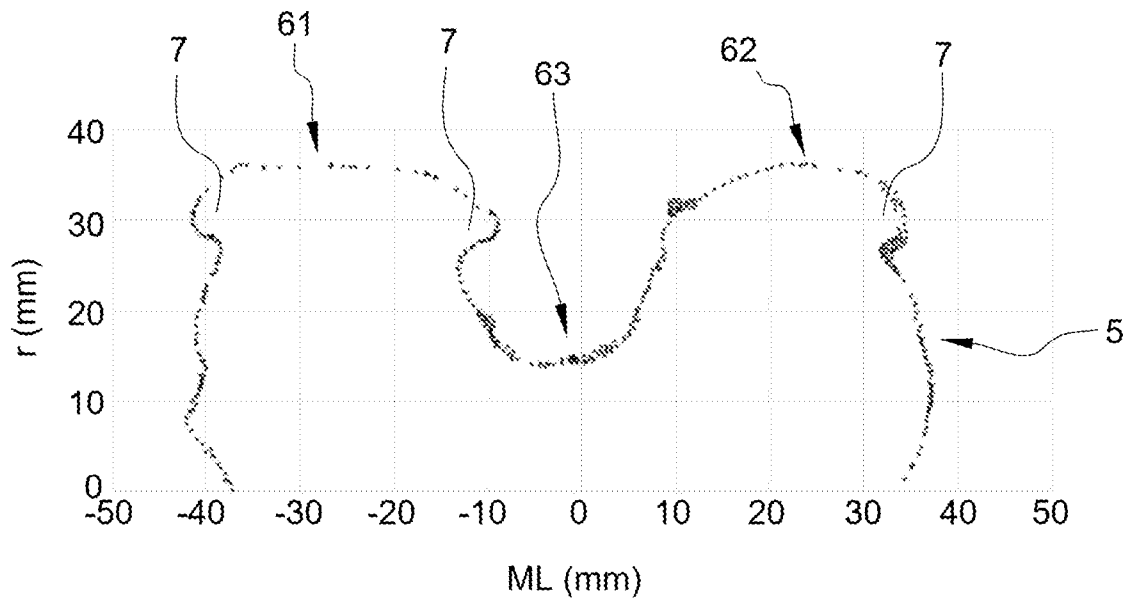


Fig. 6

4/6

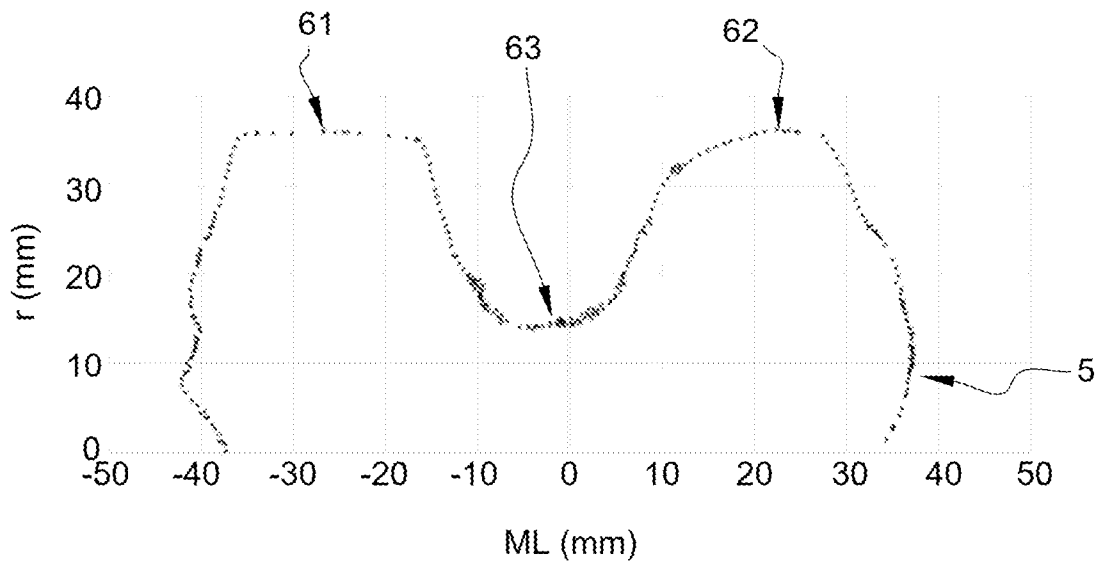


Fig. 7

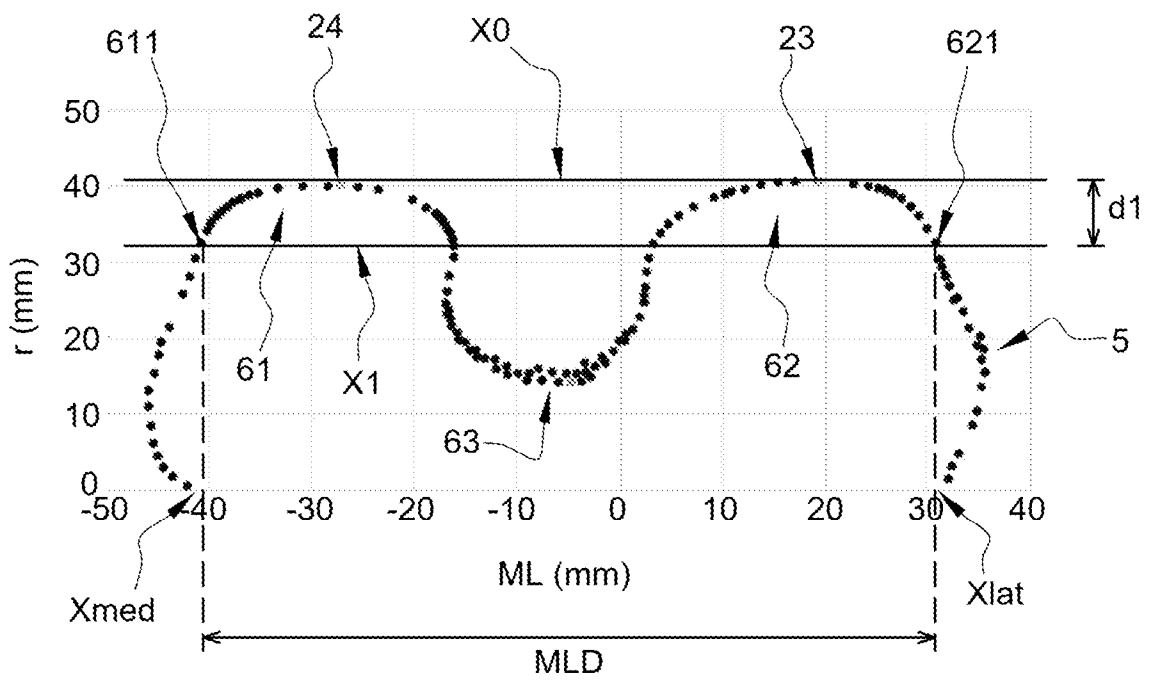


Fig. 8

5/6

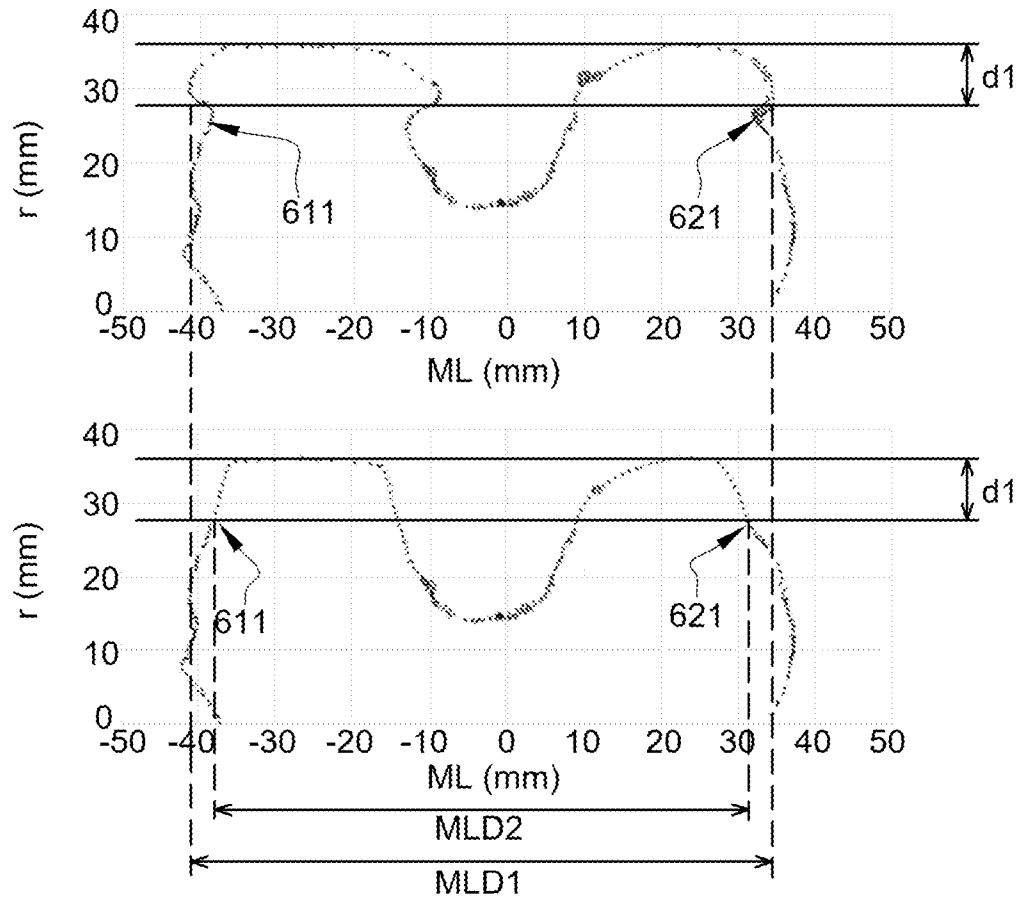


Fig. 9

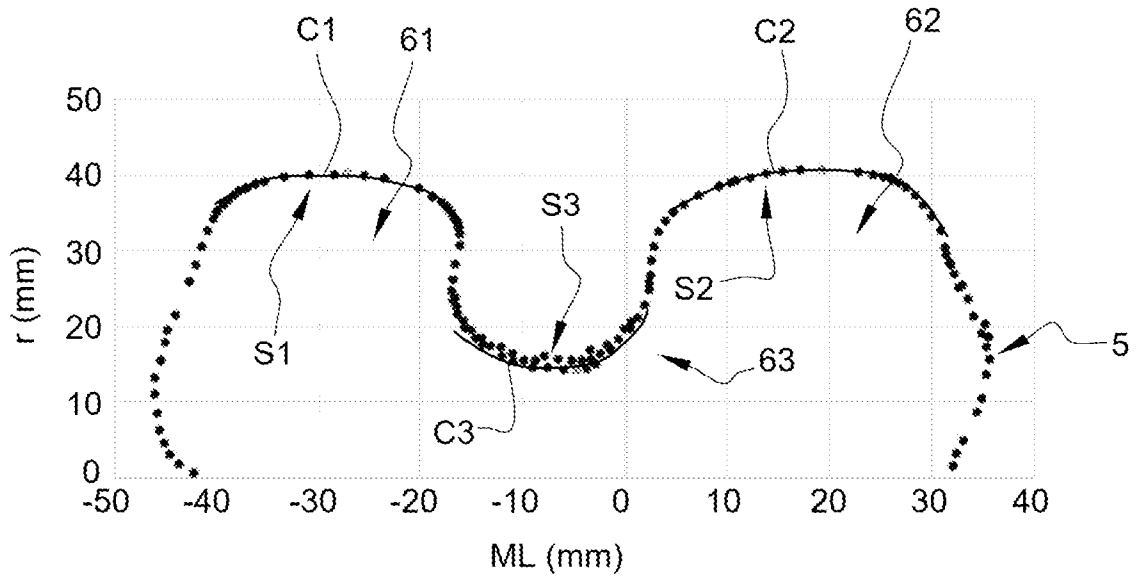


Fig. 10

6/6

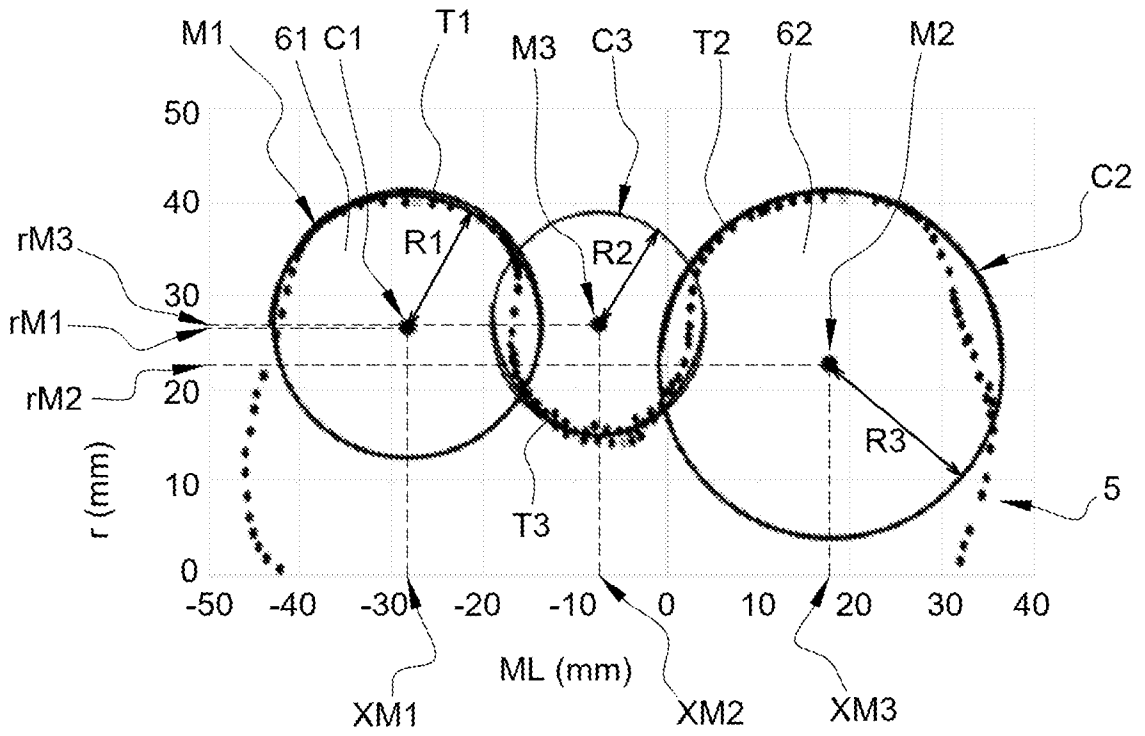


Fig. 11

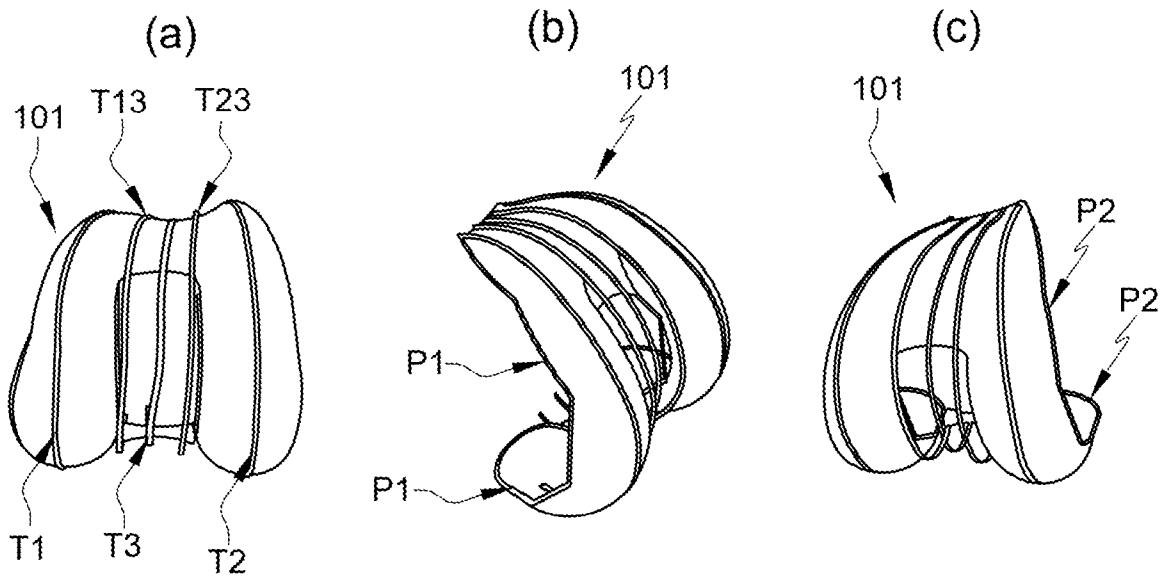


Fig. 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/FR2023/052005

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61F 2/30</i> (2006.01)i; <i>A61B 34/10</i> (2016.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61F; A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2014228860 A1 (STEINES DANIEL [US] ET AL) 14 August 2014 (2014-08-14) paragraph [0009] paragraph [0187] - paragraph [0215] figures 2,9,197	1-3,5,6,8-12,22-25 4,7,13-21
A	US 2019175351 A1 (BOJARSKI RAYMOND A [US] ET AL) 13 June 2019 (2019-06-13) paragraph [0074] - paragraph [0083] figures 6-16	1
A	US 2022087827 A1 (BOJARSKI RAYMOND A [US] ET AL) 24 March 2022 (2022-03-24) paragraph [0325] - paragraph [0343] table 11 claim 1 figures 2,190A-1900	1
A	US 2008262624 A1 (WHITE JOHN R [US] ET AL) 23 October 2008 (2008-10-23) paragraph [0026] - paragraph [0028] figures 1-3,8,9	1
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 March 2024		Date of mailing of the international search report 08 April 2024
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands (Kingdom of the) Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Storer, John Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/FR2023/052005

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2014228860	A1	14 August 2014	AU	2012289973	A1	20 March 2014
				EP	2739251	A1	11 June 2014
				US	2014228860	A1	14 August 2014
				WO	2013020026	A1	07 February 2013

US	2019175351	A1	13 June 2019	CN	103987342	A	13 August 2014
				EP	2765955	A1	20 August 2014
				HK	1199808	A1	24 July 2015
				US	2014257508	A1	11 September 2014
				US	2019175351	A1	13 June 2019
				WO	2013056036	A1	18 April 2013

US	2022087827	A1	24 March 2022	NONE			

US	2008262624	A1	23 October 2008	EP	2303146	A1	06 April 2011
				EP	3205293	A1	16 August 2017
				ES	2651416	T3	26 January 2018
				JP	5784485	B2	24 September 2015
				JP	2011517996	A	23 June 2011
				US	2008262624	A1	23 October 2008
				US	2011184526	A1	28 July 2011
				US	2013282132	A1	24 October 2013
				US	2015320508	A1	12 November 2015
				US	2018250135	A1	06 September 2018
				WO	2009129067	A1	22 October 2009

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61F2/30 A61B34/10 ADD.		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61F A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 2014/228860 A1 (STEINES DANIEL [US] ET AL) 14 août 2014 (2014-08-14)	1-3, 5, 6, 8-12, 22-25
A	alinéa [0009] alinéa [0187] - alinéa [0215] figures 2, 9, 197	4, 7, 13-21

A	US 2019/175351 A1 (BOJARSKI RAYMOND A [US] ET AL) 13 juin 2019 (2019-06-13) alinéa [0074] - alinéa [0083] figures 6-16	1

A	US 2022/087827 A1 (BOJARSKI RAYMOND A [US] ET AL) 24 mars 2022 (2022-03-24) alinéa [0325] - alinéa [0343] tableau 11 revendication 1 figures 2, 190A-1900	1

	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/>	Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents	<input checked="" type="checkbox"/>
		Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe
* Catégories spéciales de documents cités:		
"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent	"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention	
"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date	"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément	
"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)	"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier	
"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens	"&" document qui fait partie de la même famille de brevets	
"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale	
26 mars 2024	08/04/2024	
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Fonctionnaire autorisé Storer, John	

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>US 2008/262624 A1 (WHITE JOHN R [US] ET AL) 23 octobre 2008 (2008-10-23) alinéa [0026] - alinéa [0028] figures 1-3, 8, 9</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2023/052005

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2014228860	A1	14-08-2014	AU 2012289973 A1	20-03-2014
			EP 2739251 A1	11-06-2014
			US 2014228860 A1	14-08-2014
			WO 2013020026 A1	07-02-2013

US 2019175351	A1	13-06-2019	CN 103987342 A	13-08-2014
			EP 2765955 A1	20-08-2014
			HK 1199808 A1	24-07-2015
			US 2014257508 A1	11-09-2014
			US 2019175351 A1	13-06-2019
			WO 2013056036 A1	18-04-2013

US 2022087827	A1	24-03-2022	AUCUN	

US 2008262624	A1	23-10-2008	EP 2303146 A1	06-04-2011
			EP 3205293 A1	16-08-2017
			ES 2651416 T3	26-01-2018
			JP 5784485 B2	24-09-2015
			JP 2011517996 A	23-06-2011
			US 2008262624 A1	23-10-2008
			US 2011184526 A1	28-07-2011
			US 2013282132 A1	24-10-2013
			US 2015320508 A1	12-11-2015
			US 2018250135 A1	06-09-2018
			WO 2009129067 A1	22-10-2009
