

12 DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 24.05.23.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 29.11.24 Bulletin 24/48.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

71 Demandeur(s) : TWINSIGHT Société par actions sim-
plifiée (SAS) — FR.

72 Inventeur(s) : BUCKI Marek, BAILET Mathieu, PER-
RIER Antoine et RIMAUD Mathieu.

73 Titulaire(s) : TWINSIGHT Société par actions simpli-
fiée (SAS).

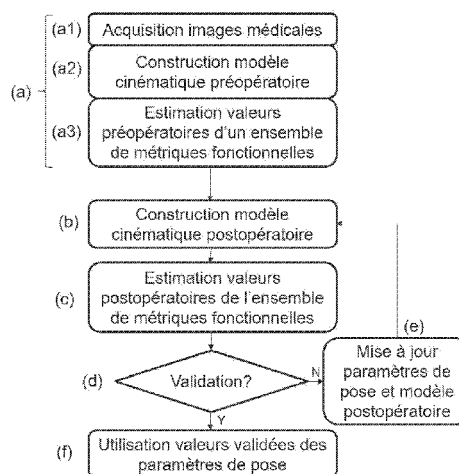
74 Mandataire(s) : CABINET GERMAIN ET MAUREAU.

54 Procédé de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur une articulation d'un patient.

57 La présente invention concerne un procédé de déter-
mination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une
articulation d'un patient, le procédé étant caractérisé en ce
qu'il comprend la mise en œuvre par des moyens de traite-
ment de données (11) d'un serveur (1) d'étapes de :

Obtention d'un modèle cinématique de ladite articulation
avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique
préopératoire ; Construction d'un modèle cinématique de la-
dite articulation après pose de la prothèse, dit modèle ciné-
matique postopératoire, pour des valeurs courantes des
paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit
modèle cinématique préopératoire ; Prédiction des valeurs
postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles
de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique
postopératoire ; Validation ou non des valeurs courantes
des paramètres de pose de ladite prothèse en fonction des-
dites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de mé-
triques fonctionnelles ; Si les valeurs courantes des
paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées,
modification des valeurs courantes des paramètres de pose
de ladite prothèse, mise à jour du modèle cinématique pos-
topératoire, puis répétition des étapes (c) et (d) sur la base
du modèle cinématique postopératoire mis à jour.

[Fig. 2]



Description

Titre de l'invention : Procédé de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur une articulation d'un patient

[0001] DOMAINE TECHNIQUE GÉNÉRAL

[0002] La présente invention se rapporte au domaine de la biomécanique. Plus précisément, elle concerne un procédé de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur une articulation d'un patient.

[0003] ETAT DE L'ART

[0004] Une prothèse articulaire est un implant interne (endoprothèse) qui remplace les surfaces défaillantes d'une articulation, dans le but de permettre entre autres un appui stable, la flexion et l'extension, et de soulager les douleurs. L'exemple le plus courant est la prothèse de genou, mais on trouve également de nombreuses prothèses de hanche, d'épaule, etc.

[0005] La chirurgie prothétique du genou a ainsi connu une rapide évolution des pratiques, passant d'une chirurgie essentiellement osseuse à une chirurgie capable de tenir compte des parties molles périphériques afin de garantir une longévité prothétique et une bonne qualité de vie du patient. Néanmoins, plus de 20 % des patients se disent insatisfaits, principalement en raison de la persistance de douleurs et de l'incapacité à reprendre un certain nombre d'activités de la vie quotidienne.

[0006] Ce taux important d'insatisfaction des patients s'explique grandement par les insuffisances de certains protocoles chirurgicaux par exemple dans la prise en compte de l'équilibrage des tensions dans les structures ligamentaires périphériques du genou et notamment des ligaments collatéraux externes et internes, ou encore dans la prise en compte de la cinématique rotulienne post-opératoire au cours de la flexion extension.

[0007] Ainsi, le document *K. A. Gustke, G. J. Golladay, M. W. Roche, G. J. Jerry, L. C. Elson, C. R. Anderson, "Increased satisfaction after total knee replacement using sensor-guided technology", Bone Joint J 2014;96-B:1333–8, October 2014* montre que le taux d'insatisfaction des patients passe de 21.1% à 3.3% lorsque le chirurgien tient compte de la balance ligamentaire dans son protocole.

[0008] Le problème est que la prise en compte des parties molles telles que les structures ligamentaires, ou par exemple dans le cas du genou de la course rotulienne, lors des interventions sur les articulations implique des considérations biomécaniques personnalisées très complexes pour garantir la précision du geste chirurgical.

[0009] Pour prendre l'exemple de l'équilibrage ligamentaire, de nombreuses pistes ont été explorées pour intégrer plus facilement ces aspects dans la prise de décision thérapeutique informée :

- Certains fabricants se concentrent sur le design d'inserts en polyéthylène (notamment pour le plateau tibial prothétique) afin de maximiser la congruence entre les implants et ainsi stabiliser l'articulation. Cette approche pallie en partie et seulement indirectement les insuffisances de l'équilibration ligamentaire.
- Des stratégies opératoires (parfois robotisées) dites « bi-uni » permettent la pose des deux côtés de l'articulation de prothèses unicompartmentales (qui normalement ne recouvrent qu'un côté – médial ou latéral du genou) afin de préserver les structures molles et par là même la stabilité de l'articulation. Ce n'est malheureusement pas toujours possible.
- La robotique peropératoire permet d'assister le chirurgien dans la mesure des espaces intra-articulaires en extension et en flexion afin d'équilibrer la tension bilatérale des ligaments collatéraux. Cette mesure ne peut cependant être faite qu'après la réalisation de la première coupe osseuse (tibiale en général) ce qui en limite les bénéfices.

[0010] Les techniques existantes sont donc insuffisantes, et il reste souhaitable d'obtenir un procédé de planification chirurgicale :

1. qui prenne en compte la morphologie du patient avec précision,
2. qui permette de simuler fidèlement la cinématique de l'articulation du patient,
3. qui propose des paramètres de pose de la prothèse guidant le chirurgien vers la meilleure option pour le patient, et
4. que le chirurgien puisse utiliser le plus tôt possible au cours de l'intervention chirurgicale afin d'éviter les gestes tels que les coupes osseuses sur lesquels il n'y a pas ou peu de retour possible en cas de changement de planning.

[0011] L'invention vient améliorer la situation.

PRÉSENTATION DE L'INVENTION

[0012] La présente invention se rapporte donc selon un premier aspect un procédé de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient, le procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend la mise en œuvre par des moyens de traitement de données d'un serveur d'étapes de :

- a. Obtention d'un modèle cinématique de ladite articulation avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique préopératoire ;
- b. Construction d'un modèle cinématique de ladite articulation après pose de la prothèse, dit modèle cinématique postopératoire, pour des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit modèle cinématique préopératoire ;
- c. Prédiction des valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonc-

- tionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique post-opératoire ;
- d. Validation ou non des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse en fonction desdites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles ;
 - e. Si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées, modification des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, mise à jour du modèle cinématique postopératoire, puis répétition des étapes (c) et (d) sur la base du modèle cinématique postopératoire mis à jour.
- [0013] Selon des caractéristiques avantageuses et non limitatives :
- [0014] L'étape (a) comprend une sous-étape (a1) d'obtention d'au moins une image médicale tridimensionnelle de ladite articulation ; et (a2) de construction dudit modèle cinématique préopératoire à partir de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.
- [0015] La sous-étape (a2) comprend l'identification des surfaces osseuses de ladite articulation dans ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.
- [0016] Ledit modèle cinématique préopératoire est construit par simulation biomécanique par éléments finis ou par simulation biomécanique géométrique à partir des formes des surfaces osseuses de ladite articulation identifiées.
- [0017] Ledit modèle cinématique préopératoire est construit par simulation biomécanique géométrique à partir des formes des surfaces osseuses de ladite articulation identifiées, l'étape (b) comprenant la modification des formes des surfaces osseuses de ladite articulation, pour les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, et construction dudit modèle cinématique postopératoire par simulation biomécanique géométrique à partir des formes modifiées des surfaces osseuses.
- [0018] L'étape (a1) comprend l'acquisition de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation par un dispositif d'imagerie médicale.
- [0019] L'étape (d) compare les valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles et des valeurs cibles de l'ensemble de métriques fonctionnelles.
- [0020] L'étape (a) comprend une étape (a3) d'estimation des valeurs préopératoires dudit ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique préopératoire, lesdites valeurs cibles étant les valeurs préopératoires estimées.
- [0021] Les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse sont validées lorsqu'elles minimisent une fonction de coût comparant les valeurs postopératoires prédites et les valeurs cibles de l'ensemble de métriques fonctionnelles, les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse étant modifiées à l'étape (e) par un

algorithme de type descente de gradient sur ladite fonction de coût.

[0022] Ledit ensemble de métriques fonctionnelles définit une balance ligamentaire de ladite articulation, les métriques fonctionnelles étant en particulier des profils de variation des longueurs des ligaments de ladite articulation, dits anisométries.

[0023] Ladite fonction de coût est

$$F(P_1 \dots P_N) = \sum_i \sum_{\alpha} [L_{POST}(P_1 \dots P_N, i, \alpha) - L_{PRE}(i, \alpha)]^2$$
, où $L_{PRE}(i, \alpha)$ et $L_{POST}(P_1 \dots P_N, i, \alpha)$ sont respectivement les longueurs préopératoire et postopératoire du i-ème ligament de ladite articulation pour un angle α de flexion de ladite articulation.

[0024] Selon un deuxième aspect, l'invention concerne un serveur de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur une articulation d'un patient, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de traitement de données configurés pour :

- Obtenir un modèle cinématique de ladite articulation avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique préopératoire ;
- Construire un modèle cinématique de ladite articulation après pose de la prothèse, dit modèle cinématique postopératoire, pour des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit modèle cinématique préopératoire ;
- Prédire des valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique postopératoire ;
- Valider ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse en fonction desdites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles ;
- Si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées, modifier les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, mettre à jour le modèle cinématique postopératoire, puis répéter les étapes consistant à prédire les valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation, et valider ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, sur la base du modèle cinématique postopératoire mis à jour.

[0025] Selon un troisième aspect, l'invention concerne un système comprenant un serveur selon le deuxième aspect et un dispositif d'imagerie médicale, les moyens de traitement de données étant en outre configurés pour :

- Obtenir depuis ledit dispositif d'imagerie médicale au moins une image médicale tridimensionnelle de ladite articulation ;
- Construire ledit modèle cinématique préopératoire à partir de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.

[0026] Selon un quatrième et un cinquième aspects, l'invention concerne un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code pour l'exécution d'un procédé selon le premier aspect de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient ; et un moyen de stockage lisible par un équipement informatique sur lequel est enregistré un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code pour l'exécution d'un procédé selon le premier aspect de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient.

PRÉSENTATION DES FIGURES

[0027] D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la description qui va suivre d'un mode de réalisation préférentiel. Cette description sera donnée en référence aux dessins annexés dans lesquels :

[0028] [Fig.1] la [Fig.1] est un schéma d'un système pour la mise en œuvre du procédé selon l'invention ;

[0029] [Fig.2] la [Fig.2] est un logigramme illustrant les étapes d'un mode de réalisation du procédé selon l'invention ;

[0030] [Fig.3a] la [Fig.3a] représente une vue du condyle postérieur interne du fémur portant la trace du point de contact du tibia sur le fémur au cours de la flexion dans un exemple de construction d'un modèle cinématique préopératoire par simulation biomécanique géométrique ;

[0031] [Fig.3b] la [Fig.3b] représente la discrétisation du contour ouvert Γ définissant ladite trace du point de contact du tibia sur le fémur au cours de la flexion de la [Fig.3a] ;

[0032] [Fig.4] la [Fig.4] représente un exemple de modèle cinématique postopératoire dans lequel on voit la prothèse posée et les ligaments (les 3 fibres des ligaments collatéraux internes sont représentés volontairement par-dessus l'os) ;

[0033] [Fig.5a] la [Fig.5a] est un graphique représentant les anisométries préopératoires estimées pour un exemple d'articulation lorsque ledit modèle cinématique préopératoire est construit par simulation biomécanique par éléments finis ;

[0034] [Fig.5b] la [Fig.5b] est un graphique représentant les anisométries préopératoires estimées pour ledit exemple d'articulation lorsque ledit modèle cinématique préopératoire est construit par simulation biomécanique géométrique (utilisé pour les figures suivantes) ;

[0035] [Fig.5c] la [Fig.5c] est un graphique représentant les anisométries postopératoires prédites pour ledit exemple d'articulation pour le modèle cinématique postopératoire construit pour les valeurs initiales des paramètres de pose de ladite prothèse ;

[0036] [Fig.5d] la [Fig.5d] est un graphique représentant les anisométries postopératoires prédites pour ledit exemple d'articulation pour le modèle cinématique postopératoire construit pour les valeurs optimales déterminées des paramètres de pose de ladite

prothèse.

DESCRIPTION DÉTAILLÉE

[0037] *Architecture*

[0038] La présente invention concerne un procédé de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur une articulation d'un patient dans un système tel que représenté sur la [Fig.1]. L'articulation, ou jointure, est un élément anatomique du corps du patient formant zone de jonction entre une pluralité d'extrémités osseuses et formant au moins un degré de liberté. Ladite articulation 1 est typiquement le genou (qui met en jeu le fémur, le tibia et la patella), mais ce peut être également la hanche, la cheville, le coude, le poignet, l'épaule, etc. En particulier, l'articulation peut prendre une posture (ou pose) parmi une pluralité de postures possibles, typiquement définie par un ou plusieurs paramètres - dits "degrés de liberté" - tels que des angles chacun correspondant à un mouvement possible de l'articulation. Par exemple, le genou peut ainsi produire les mouvements suivants :

- Extension/flexion de la jambe sur la cuisse (environ 160° d'amplitude) ;
- Rotation interne/externe de la jambe sur la cuisse (environ 20° d'amplitude genou fléchi) ;
- Translation antéro-postérieure du plateau tibial (environ 10 mm d'amplitude au cours du mouvement d'extension/flexion).

[0039] Dans la suite de la présente description, on prendra l'exemple du mouvement d'extension/flexion du genou, mais l'homme du métier pourra transposer l'invention à d'autres articulations et d'autres mouvements.

[0040] La prothèse concernée est typiquement une prothèse totale du genou, dite PTG.

[0041] Par « paramètre de pose d'une prothèse », on entend de manière large tout paramètre numérique permettant de définir le résultat final après pose de la prothèse dans l'articulation lors une intervention chirurgicale sur ladite articulation, notamment une épaisseur, une position, un angle, un décalage, etc. Ces paramètres sont « internes », c'est-à-dire portant sur le choix et le design de la prothèse (par exemple une épaisseur, un paramètre peut même être l'identifiant d'un modèle de prothèse parmi plusieurs modèles possibles), et/ou « externes » c'est-à-dire portant uniquement sur les conditions de pose, indépendamment du design (par exemple un décalage). On parle également de « planning ».

[0042] Par exemple dans le cas d'une PTG, ces paramètres de pose sont par exemple les suivants : épaisseurs des résections distale et postérieure, rotations axiales, rotations frontales en varus ou valgus, pentes postérieures, et autres offsets possibles selon les trois axes.

[0043] Naturellement, chaque prothèse aura ses propres paramètres de pose et l'homme du

métier pourra appliquer la présente invention à toute prothèse de toute articulation avec tout paramètre de pose de choix. Il est par ailleurs tout à fait possible de déterminer manuellement certains paramètres de pose, et donc de n'appliquer la présente invention qu'à certains autres paramètres.

- [0044] Le présent procédé est mis en œuvre par un serveur 1 disposant de moyens de traitement de données 11 (typiquement un processeur), et généralement de moyens de stockage de données 12 (une mémoire, par exemple un disque dur) et d'une interface 13 (par exemple un écran, un clavier, un port d'entrée, etc.).
- [0045] De manière préférée, est également appliqué un système d'imagerie médicale 10 permettant d'acquérir des images médicales de ladite articulation.
- [0046] Ce système 10 peut être directement ou indirectement (par exemple via un réseau 20 tel qu'internet) connecté audit serveur 1 de sorte à ce que ce dernier soit capable de recevoir lesdites images médicales. L'interface 13 du serveur 1 peut en outre servir d'interface du système 10 (pour le contrôler et obtenir les images médicales acquises).
- [0047] Lesdites images médicales sont typiquement des images 3D volumétriques, le cas échéant reconstruites à partir de coupes 2D, i.e. des tomographies ou « CT-scans » (le système 10 est typiquement un scanner à rayons-X – TDM (tomodensitométrie)). A noter que l'on n'est pas limité à une technologie particulière et le système 10 pourrait être un IRM, un échographe, un scanner TEP, etc.
- [0048] *Procédé*
- [0049] En référence à la [Fig.2], le présent procédé est mis en œuvre par les moyens de traitement de données 11 du serveur 1, et commence par une étape (a) d'obtention d'un modèle cinématique de ladite articulation avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique préopératoire.
- [0050] Par « modèle biomécanique d'une articulation », ou « jumeau numérique », on entend un objet multidimensionnel (en particulier bidimensionnel ou tridimensionnel et préférentiellement tridimensionnel) articulé, c'est-à-dire mobile de la même manière que l'articulation modélisée (et comprenant tout ou partie des degrés de liberté de l'articulation). Le modèle comprend optionnellement des parties déformables (correspondant notamment à la graisse, aux muscles ou aux ligaments qui peuvent être représentées par des maillages volumétriques (par exemples discrétisations par éléments finis), et des parties non-déformables (correspondant en particulier aux os) qui peuvent être représentées par des maillages 3D surfaciques.
- [0051] Dans le cadre de la présente invention, le modèle cinématique de ladite articulation peut être directement fourni aux moyens 11, mais alternativement il est généré.
- [0052] L'étape (a) comprend alors une sous-étape (a1) d'obtention d'au moins une image médicale tridimensionnelle de ladite articulation ; et (a2) de construction dudit modèle cinématique préopératoire à partir de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite

articulation.

[0053] L'étape (a1) peut elle-même comprendre l'acquisition de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation (et en particulier un ensemble d'images, préférentiellement représentant ladite articulation dans une pluralité de postures comme évoqué ci-avant) par le dispositif d'imagerie médicale 10.

[0054] L'étape (a2) peut comprendre la localisation de points et directions anatomiques remarquables (ou « landmarks », voir à nouveau la demande FR2300597 à ce sujet). Typiquement dans le cas du genou il est possible de recourir à tout ou partie des points suivants, en utilisant toute analyse morphologique de l'os connue de l'homme du métier :

- Le milieu des épines tibiales, dit centre tibia, noté « TibCenter » ;
- Le centre des deux malléoles, dit centre cheville, noté « AnkleCenter » ;
- L'extrémité antérieure de la tubérosité tibiale antérieure, notée « TTA » ;
- Les fonds des glènes tibiales gauche et droite, notés « TibGlen_L et _R » ;
- Le centre hanche noté « HipCenter » ;
- Le centre de l'arche fémorale, dit centre fémur, noté « FemCenter » ;
- l'insertion interne du ligament collatéral médial sur le fémur, noté « FemMCL » ;
- Les insertions des trois fibres (antérieure, postérieure et intermédiaire) du ligament collatéral latéral sur le fémur, notées « FemLCL_A, _P et _I » ;
- L'insertion interne du ligament collatéral médial sur le tibia, noté « TibMCL » ;
- Les insertions des trois fibres (antérieure, postérieure et intermédiaire) du ligament collatéral latéral sur le tibia, notées « TibLCL_A, _P et _I » ;
- Les condyles fémoraux postérieurs du côté droit et gauche notés « LeftPostCond » et « RightPostCond ».

[0055] Selon un mode de réalisation préféré, la sous-étape (a2) comprend en complément l'identification des surfaces osseuses de ladite articulation (dont les surfaces articulaires, c'est-à-dire les parties des surfaces osseuses qui sont recouvertes par le cartilage et qui viennent en contact avec un autre os pour former une articulation) dans ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation. On comprend l'intérêt de disposer de ces surfaces articulaires et osseuses, puisque c'est à leur niveau que la prothèse sera posée.

[0056] Pour ce faire, partant d'une image médicale tridimensionnelle, on peut mettre en œuvre un procédé de segmentation et générer un maillage (constituées de facettes en particulier triangulaires) représentant la surface externe des os (dont les surfaces articulaires sont les parties accouplées). Une phase de normalisation du maillage est avantageusement mise en œuvre afin d'en éliminer les artefacts topologiques (trous ou in-

cohérences liés aux connections entre les sommets du maillage) ou géométriques (incohérences d'orientation des normales, inversions des facettes ou croisements des arêtes du maillage).

- [0057] On pourra utiliser pour la construction du modèle toute technique connue, et notamment utiliser la technique définie dans la demande FR2300597 dans laquelle la cinématique articulaire est réellement observée via l'utilisation d'une pluralité d'images médicales associées à une pluralité de postures. Alternativement, la cinématique peut être simulée et on va à présent décrire deux techniques possibles.
- [0058] Ledit modèle cinématique préopératoire est ainsi préférentiellement construit par :
- simulation biomécanique par éléments finis ou
 - simulation biomécanique géométrique à partir des formes des surfaces osseuses de ladite articulation identifiées, cette dernière étant particulièrement préférée.
- [0059] La simulation biomécanique par éléments finis est une méthode de référence. Elle permet de simuler un mouvement actif de l'articulation telle qu'il serait produit par une contraction consciente des muscles du membre, mais elle est complexe car elle recourt pour cela à un environnement de simulation numérique afin de mettre en présence les structures anatomiques étudiées (os, ligaments et muscles) au sein du modèle biomécanique du patient et d'y reproduire les conditions aux limites qui engendreront le mouvement.
- [0060] Il est ainsi possible de simuler les interactions entre structures indéformables (ou « corps rigides ») soumises à des forces produites par des contractions musculaires, et contraintes dans leur mouvement par la géométrie des surfaces articulaires du patient et par les tensions ligamentaires. Avant de démarrer la simulation, le positionnement des ligaments et tendons sur le sujet étudié est réalisé par pointage de points anatomiques (les « landmarks » évoqués avant). Un modèle de Hill (voir le document « *M. Millard, T. Uchida, A. Seth and S. L. Delp, "Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics", Journal of biomechanical engineering, 135 (2), 2013* ») est par exemple ensuite utilisé pour décrire les fibres musculaires permettant de produire le mouvement (quadriceps et ses antagonistes ischio-jambiers pour une flexion de la jambe) dont le parcours s'appuie sur les landmarks.
- [0061] Le résultat de la simulation est avantageusement une série temporelle de matrices de transformations rigides 4x4, exprimées en coordonnées homogènes, donnant à chaque pas de temps, dans le cas d'un mouvement de flexion/extension, la position du tibia par rapport au fémur au cours du mouvement. La flexion est simulée par exemple pour des angles fémur-tibia variant de 0° et 85° (mesurés dans le plan sagittal). En plus de ces matrices dites de « pose », l'analyse par éléments finis produit également des champs de valeurs numériques (ou champs tensoriels) permettant de quantifier l'état de

contrainte interne des tissus biologiques ou des structures mécaniques (prothèse) modélisés.

- [0062] La simulation géométrique est une alternative astucieuse à la simulation biomécanique car elle s'affranchit des paramètres rhéologiques et des méthodes numériques complexes que cette dernière nécessite.
- [0063] En effet l'approche géométrique considère uniquement les formes des surfaces articulaires et formule des hypothèses sur le contact entre les solides en leur point de tangence au cours du mouvement. Les calculs qui en résultent sont donc plusieurs ordres de magnitude plus rapides que ceux requis par une modélisation biomécanique (moins d'une minute au lieu de plusieurs heures), ce qui fait que l'approche géométrique est particulièrement adaptée pour une exploration interactive des paramètres de planning. De plus, cette efficacité rend le procédé compatible avec les contraintes de mise en œuvre au bloc opératoire, et de ce fait exploitable au cours d'une intervention chirurgicale.
- [0064] L'algorithme de construction du modèle cinématique par simulation biomécanique géométrique est préférentiellement divisé en deux parties : une partie de précalcul visant à définir un référentiel anatomique à partir des formes des surfaces osseuses identifiées de ladite articulation, et une partie de calcul de la cinématique, qu'on va à présent décrire pour l'exemple de la cinématique du tibia par rapport au fémur, et que l'homme du métier saura adapter à toute autre articulation.
- [0065] Précalcul
- [0066] 1) Construction du référentiel anatomique sur le tibia noté « TibRef » à l'aide des points anatomiques identifiés sur l'os, avec : $TibRef = (TibCenter, \vec{X}_T, \vec{Y}_T, \vec{Z}_T)$
- $$\vec{X}_T = \overline{AnkleCenter - TibCenter} / \parallel \overline{AnkleCenter - TibCenter} \parallel$$
- $$\vec{Z}_T = \prod_{X_T=0} (TTA - TibCenter) / \parallel \prod_{X_T=0} (TTA - TibCenter) \parallel \quad \vec{Y}_T = \vec{Z}_T \times \vec{X}_T$$
- [0067] L'opérateur $\prod$ projette le vecteur sur un plan dont la normale est X_T . A l'issue de ce calcul, TibRef est centré sur le milieu des épines tibiales, X_T pointe vers le centre cheville et définit le sens « proximal vers distal », Y_T pointe vers la gauche du patient et définit le sens « droite vers gauche » et Z_T point vers l'avant du patient et définit le sens « postérieur vers antérieur ». Pour tous les référentiels décrits ici, le nommage des axes et les conventions de constructions du référentiel peuvent varier, dès lors qu'il est possible d'attacher de manière non ambiguë et reproductible un référentiel 3D à l'os modélisé.
- [0068] 2) Construction du référentiel anatomique sur le fémur noté « FemRef » à l'aide des points anatomiques identifiés sur l'os, avec, de manière similaire au tibia :
- $$FemRef = (FemCenter, \vec{X}_F, \vec{Y}_F, \vec{Z}_F)$$

$$\vec{X}_F = \overline{HipCenter - FemCenter} / \|\overline{HipCenter - FemCenter}\|$$

$$\vec{Z}_F = \vec{X}_F \times \overline{RightPostCond - LeftPosCond} / \|\vec{X}_F \times \overline{RightPostCond - LeftPosCond}\|$$

$$\vec{Y}_F = \vec{Z}_F \times \vec{X}_F$$

- [0069] A l'issue de ce calcul, FemRef est centré sur le centre de l'arche fémorale, X_F pointe vers le centre hanche et définit le sens « distal vers proximal », Y_F pointe vers la droite du patient et définit le sens « gauche vers droite » et Z_F point vers l'avant du patient et définit le sens « postérieur vers antérieur ».
- [0070] 3) Calcul du point le plus distal sur le condyle interne du fémur, noté de FemDistPt, qui est le point interne de contact entre le tibia et le fémur, genou en extension. Ce calcul se fait dans FemRef en cherchant le point de coordonnée X minimale et dont la coordonnée Y est négative (pour un genou droit) ou positive (pour un genou gauche).
- [0071] 4) Extraction du contour fermé 2D correspondant à l'intersection entre le maillage triangulaire du fémur (voir [Fig.3a]) et le plan passant par FemDistPt et dont la normale est Y_F . Cet algorithme repose sur une analyse des formes des surfaces osseuses de ladite articulation identifiées, en particulier ici l'ensemble des facettes du maillage fémoral.
- [0072] 5) Extraction du sous-contour ouvert Γ définissant la trace du point de contact du tibia sur le fémur au cours de la flexion. Ce sous-contour est défini comme la partie du contour fermé extrait à l'étape 3, qui : 1) commence au point distal FemDistPt, 2) atteint le point de coordonnée minimale selon Z_F , et 3) se termine lorsque ce contour remonte au-dessus du plan $Z_F = 0$.
- [0073] 6) Rectification de Γ afin d'en garantir la convexité. Le calcul de l'angle de flexion du genou repose sur l'hypothèse que Γ est convexe afin de garantir l'unicité du point de contact pour un angle de flexion donné. La convexité est corrigée en projetant tous les sommets S de Γ qui engendrent une concavité sur l'enveloppe convexe locale définie par le segment reliant le sommet qui précède S au sommet qui le suit. Cette opération est réalisée itérativement jusqu'à stabilisation du contour. La [Fig.3b] illustre ce calcul.
- [0074] 8) Chaque sommet du contour Γ est alors muni d'une normale sortante calculée par différences finies sur le contour discrétisé (voir par exemple les points B et C munis de leurs normales NB et NC sur la [Fig.3b]). Le contour ouvert Γ ainsi produit porte au cours du mouvement de flexion-extension un référentiel de Frenet glissant noté « FlexRef » qui nous permet de positionner le tibia par rapport au fémur à chaque angle de flexion, i.e. à chaque posture.
- [0075] Calcul de la cinématique (pose relative du tibia par rapport au fémur pour un angle de flexion donné)
- [0076] En référence à la [Fig.3b], la partie de l'algorithme décrite ici permet de calculer

pour tout angle de flexion α en entrée, la position du référentiel de Frenet glissant FlexRef qui correspond, sur le contour Γ , au point de contact entre le tibia et le fémur.

- [0077] 1) L'intervalle $[B, C]$ contenant FlexPt, l'origine du référentiel FlexRef, est défini comme celui où les angles entre l'axe « proximal vers distal » et les normales en B et C encadrent la valeur de α . La position de FlexPt peut être calculée par interpolation linéaire entre ces trois valeurs.
- [0078] 2) Le vecteur N (« normal ») de FlexRef est l'interpolation linéaire entre les deux normales aux sommets de Γ qui l'encadrent. Le vecteur T (« tangentiel ») de FlexRef est orthogonal à N et contenu dans le plan sagittal, qui est le plan contenant également Γ . Le vecteur S (« sagittal ») de FlexRef (non visible sur la [Fig.3b] car dans le plan vertical) est calculé par produit vectoriel.
- [0079] 3) L'hypothèse cinématique est alors la suivante : pour tout angle α , le fond de glène tibiale interne est en contact tangentiel en FlexPt avec le contour Γ .
- [0080] 4) Le tibia est alors muni d'un référentiel FlexRef qui lui est propre, centré sur le fond de la glène tibiale interne, et dont les axes sont orientés de manière cohérente avec ceux de son homologue fémoral (en vertu de l'hypothèse cinématique précédente).
- [0081] 5) Enfin la matrice qui positionne le tibia par rapport au fémur en flexion de α degrés est calculée comme le produit matriciel suivant :
- [0082] $M_{TibFem} = P_{FemRefW} \times P_{FlexRefFemRef} \times P_{TibRefFlexRef} \times P_{WTibRef}$, où M_{TibFem} est la matrice de déplacement qui positionne le tibia par rapport au fémur dans le repère monde noté « W » ; $P_{FemRefW}$ est une matrice de passage qui convertit les coordonnées du référentiel anatomique FemRef vers le référentiel monde W ; $P_{FlexRefFemRef}$ est la seule des quatre matrices de passage qui dépend de α et elle permet de passer du référentiel glissant FlexRef vers le référentiel anatomique FemRef ; $P_{TibRefFlexRef}$ est la matrice de passage fixe qui passe du référentiel anatomique TibRef vers le référentiel tibial fixe FlexRef qui, au cours du mouvement, est superposé avec son homologue mobile sur le fémur ; enfin $P_{WTibRef}$ est la matrice de passage qui convertit les coordonnées anatomiques du patient, exprimées dans le référentiel monde W, vers le référentiel anatomique TibRef. Les quatre matrices de passage peuvent être calculées aisément à partir des points et vecteurs définis plus haut.
- [0083] 6) La matrice de positionnement M_{TibFem} ainsi obtenue pour chaque angle de flexion α peut alors être utilisée pour positionner les insertions tibiales au cours du mouvement et calculer les valeurs de tout ensemble de métriques fonctionnelles telles que les variations de longueurs des ligaments collatéraux (anisométries), ou bien les contraintes au sein de ces ligaments (calculées par le biais d'un modèle par éléments finis couplé au modèle géométrique, par exemple).
- [0084] En effet, l'étape (a) comprend préférentiellement dans une sous-étape (a3)

l'estimation des valeurs préopératoires (i.e. en l'état, avant la pose de la prothèse) d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique préopératoire.

- [0085] Par ensemble de métriques fonctionnelles, on entend un groupe d'une ou plusieurs métriques biomécaniques (l'ensemble peut contenir une seule métrique fonctionnelle, bien que ce soit généralement une pluralité) décrivant fonctionnellement un aspect de l'articulation.
- [0086] Certaines métriques fonctionnelles sont dites « morphologiques » en ce qu'elles permettent de caractériser la forme d'un os avant et après pose de prothèse afin de quantifier l'écart géométrique entre les surfaces articulaires natives (preopératoires) et prothétiques (postopératoires). Les métriques morphologiques peuvent ainsi considérer des écarts en distance entre les deux surfaces ou bien des écarts en volume par comparaison du volume de l'os enlevé avec le volume de prothèse qui lui a été substitué. On comprend qu'il s'agit bien de métriques fonctionnelles car la morphologie des articulations contraint leur fonction.
- [0087] Selon un mode de réalisation préféré, en particulier dans le cas du genou, ledit ensemble de métriques fonctionnelles définit une balance ligamentaire de ladite articulation, l'ensemble de métriques fonctionnelles étant en particulier l'ensemble des profils de variation des longueurs des ligaments de ladite articulation, dits anisométries. La balance ligamentaire représente en effet « l'équilibre » dans la tension bilatérale des ligaments, et doit être le moins perturbée possible par la pose de la prothèse.
- [0088] Selon un mode de réalisation préféré, ledit ensemble de métriques fonctionnelles définit des trajectoires de l'articulation telles que la course rotulienne, et ledit ensemble est alors les valeurs des 6 degrés de liberté (3 rotations d'Euler et 3 translations) à tout moment du mouvement. Une autre façon de définir ces poses successives est de choisir 3 points (non alignés) à la surface du modèle osseux (triangulaire) et comparer à tout instant la position de ces 3 points sur l'os « cible » avec la position de ces mêmes 3 points sur l'os dont la trajectoire est en cours d'optimisation. Une troisième façon consiste à ne pas se restreindre à 3 points mais à considérer au contraire l'ensemble des points du maillage comme des points de référence. L'optimisation de la trajectoire consistera alors à trouver la pose de la prothèse permettant de s'approcher au mieux, à chaque instant des positions de tous les points du maillage cible à l'instant considéré.
- [0089] On pourra choisir d'autres ensembles de métriques fonctionnelles, notamment en fonction des risques et objectifs de la pose de la prothèse. On pourra même choisir plusieurs ensembles de métriques fonctionnelles et les combiner, par exemple à la mesure à chaque instant du taux d'élongation de fibres ligamentaire, ou bien la mesure à chaque instant des contraintes internes au sein de tissus dont on souhaite limiter

l'exposition à des efforts internes trop importants. De manière générale : toute grandeur reflétant un degré d'adéquation ou d'inadéquation entre l'état courant du modèle et un objectif fonctionnel peut être utilisée. Les mesures d'inadéquation devront alors être minimisées tandis qu'on maximisera les mesures d'adéquation.

[0090] Dans tous les cas, les valeurs préopératoires de métriques fonctionnelles peuvent être facilement lues sur le modèle préopératoire, et sont préférentiellement utilisées comme valeurs « cibles », i.e. valeurs à approcher au maximum dans l'état postopératoire (ce qui témoignerait d'une absence de perturbation excessive des tissus mous environnants du genou entre l'avant et l'après chirurgie). Alternativement, on peut souhaiter améliorer une situation existante (si par exemple l'articulation présente une pathologie) via la pose de la prothèse, et donc on a des valeurs calculées à partir des valeurs préopératoires, mais différentes de ces dernières, voire avoir des valeurs cibles prédéterminées et éviter cette étape d'estimation de valeurs préopératoires. On peut encore alternativement les mesurer sur le patient au moyen d'ancillaires ou d'appareillages de suivi 3D.

[0091] *Prédiction postopératoire*

[0092] L'idée à la base de la présente invention est, au lieu de tenter de déterminer directement des valeurs optimales des paramètres de pose de la prothèse, ce qui s'avère en pratique impossible, de procéder par itérations et de converger vers ces valeurs optimales (au sein d'un ensemble cliniquement admissible de valeurs).

[0093] A ce titre, dans une étape (b), les moyens 11 construisent un modèle cinématique de ladite articulation après pose de la prothèse, dit modèle cinématique postopératoire, pour des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit modèle cinématique préopératoire. Pour reformuler, on va simuler la pose de la prothèse grâce audit modèle cinématique préopératoire. Pour ce faire, on peut simplement mettre en œuvre une substitution d'une partie de la surface osseuse du modèle préopératoire par un volume représentant la prothèse, de façon déterminée par lesdits paramètres de pose, comme l'on voit par exemple sur la [Fig.4]. Lesdites valeurs « courantes » visent à initialiser le procédé et sont typiquement soit des valeurs par défaut, soit des valeurs candidates proposées par le chirurgien, potentiellement déjà proches des valeurs optimales, ce qui raccourcit le procédé, mais ce pourrait tout à fait être des valeurs arbitraires.

[0094] L'étape (b) peut ainsi passer par une nouvelle modélisation biomécanique traditionnelle, par exemple par éléments finis, ou bien, avantageusement, recourir à la modélisation géométrique dont les principes ont été décrits plus haut et qui se transpose immédiatement à l'état post-opératoire, en remplaçant tout simplement les surfaces articulaires préopératoires du patient par les surfaces articulaires prothétiques. Pour reformuler, on détermine des surfaces osseuses « modifiées » de ladite articulation pour

les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, correspondant aux surfaces osseuses équipées de la prothèse. Ledit modèle cinématique postopératoire est alors construit par nouvelles simulation biomécanique géométrique à partir des formes des surfaces osseuses modifiées. On comprend qu'il y a construction d'un nouveau modèle cinématique complet (en réutilisant éventuellement tout ou partie des précalculs des déplacements relatifs entre les entités osseuses, tissulaires et/ou prothétiques modélisées), mais dans la mesure où la simulation biomécanique géométrique est très rapide, il n'y a aucun problème à la répéter complètement sur la base des surfaces osseuses modifiées.

- [0095] Ensuite, dans une étape (c), on vient prédire des valeurs postopératoires dudit ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique postopératoire. Cette étape est typiquement mise en œuvre de la même façon que l'éventuelle étape (a3) d'estimation des valeurs préopératoires dudit ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique préopératoire, la différence est qu'on travaille sur le modèle modifié qui inclut la prothèse.
- [0096] On désigne cette étape comme une prédiction puisque le modèle cinématique postopératoire reste théorique, même si des techniques dites de validation et de vérification permettent aux modèles employés d'être étalonnés et certifiés afin de garantir une grande fiabilité dans la représentation des structures modélisées.
- [0097] Ensuite, dans une étape (d), les moyens 11 valident ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse en fonction desdites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles. L'idée est que les valeurs courantes des paramètres de pose sont acceptables si les valeurs postopératoires des métriques sont elles-mêmes acceptables.
- [0098] Typiquement, l'étape (d) compare les valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles et les valeurs cibles, en particulier lesdites valeurs préopératoires ou des valeurs prédéfinies.
- [0099] On peut recourir pour cette mesure d'écart entre les valeurs courantes et les valeurs cibles à tout critère mathématiquement pertinent, par exemple un taux d'erreur, une distance quadratique maximale, etc. On verra plus loin un mode de réalisation préféré.
- [0100] Si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse sont validées (par exemple parce que les valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles sont suffisamment proches des valeurs cibles), alors le procédé peut s'arrêter. Le procédé peut par exemple comprendre une étape (f) d'utilisation des valeurs validées des paramètres de pose, dans une application médicale (par exemple une navigation chirurgicale passive ou bien une réalisation du geste chirurgical robotisée). L'étape (f) peut comprendre par exemple l'affichage desdites valeurs

courantes validées sur l'interface 13, à destination du chirurgien, qui sait alors qu'il peut les appliquer, et/ou l'envoi des paramètres à des moyens de génération de la prothèse (par exemple une imprimante 3D, un équipement d'usinage, etc.) sur la base des paramètres.

- [0101] L'étape (f) peut également comprendre la pose effective de la prothèse sur le patient, lors d'une opération chirurgicale.
- [0102] Dans le cas contraire, si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées, le procédé comprend une étape (e) de modification des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse (le cas échéant avec possibilité de verrouillage de certains paramètres, soit parce que leur valeur courante est celle qui est souhaitable, soit parce qu'on ne souhaite pas que l'algorithme propose des valeurs en dehors d'un domaine de valeurs acceptables prédéterminées), de mise à jour du modèle cinématique postopératoire, puis de répétition des étapes (c) et (d) sur la base du modèle cinématique postopératoire mis à jour.
- [0103] En d'autres termes, on recommence l'étape (b) non pas sur la base du modèle préopératoire, mais sur la base du modèle postopératoire « non validé », sur la base de nouveaux paramètres, et on répète les étapes (c) et (d), et ce jusqu'à trouver des valeurs des paramètres de pose qui soient validés (et mettre en œuvre l'étape (f)).
- [0104] Pour atteindre des paramètres de pose « optimaux », on peut mettre en œuvre tout algorithme d'optimisation connu : descentes de gradient, méthodes stochastiques, algorithmes génétiques, etc. On pourrait même, de manière naïve, tester aléatoirement de nouvelles valeurs des paramètres de pose.
- [0105] Selon un mode particulièrement préféré, les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse sont validées lorsqu'elles minimisent une fonction de coût comparant les valeurs postopératoires prédites et les valeurs cibles de l'ensemble de métriques fonctionnelles.
- [0106] Cela permet que les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse puissent être modifiées à l'étape (e) par un algorithme de descente de gradient sur ladite fonction de coût, ce qui garantit un comportement convergent.
- [0107] Par exemple, dans le cas où ledit ensemble de métriques fonctionnelles définit une balance ligamentaire, ladite fonction de coût est avantageusement la somme sur tous les ligaments de ladite articulation des écarts quadratiques entre les valeurs postopératoires prédites et les valeurs cibles des anisométries, et en particulier, dans le cas du genou, conformément à la formule :
- $$F(P_1 \dots P_N) = \sum_L \sum_a [L_{Post}(P_1 \dots P_N, L, a) - L_{Pré}(L, a)]^2, \text{ où } P_1, \dots, P_N$$
- désignent les paramètres de pose, L=1,2,3 ou 4 désigne les quatre ligaments collatéraux, α un indice qui désigne la posture (ou directement un angle de flexion –

typiquement de 0° à 70°), $L_{\text{Pré}}(L, \alpha)$ la longueur préopératoire du ligament L à la posture α et $L_{\text{Post}}(P_1 \dots P_N, L, \alpha)$ la longueur postopératoire correspondante pour les paramètres de pose $P_1, \dots, P_N$.

- [0108] A noter que dans l'exemple de mise en œuvre donné ici, pour arriver à quatre ligaments collatéraux du genou, en pratique le ligament collatéral latéral (LCL) est représenté par une unique fibre, tandis que le ligament collatéral médial (MCL) est divisé en trois fibres, antérieure (aMCL), intermédiaire (iMCL) et postérieure (pMCL), qui présentent des tendances anisométriques distinctes.
- [0109] Alternativement, dans le cas où ledit ensemble de métriques fonctionnelles définit la cinématique rotulienne, ladite fonction de coût peut être la somme quadratique des écarts entre les valeurs des degrés de liberté (translations et rotations spatiales) postopératoires prédites et les valeurs cibles de ces degrés de liberté. Une autre formulation possible pourrait reposer sur le calcul d'une distance de Hausdorff (symétrique ou non) entre un modèle surfacique 3D de la rotule dans sa pose postopératoire prédite et le même modèle dans la pose postopératoire cible.
- [0110] *Résultats*
- [0111] Les figures 5a à 5d démontrent l'efficacité du présent procédé sur un exemple de pose de PTG. La comparaison qualitative consiste à valider les tendances d'allongement ou de raccourcissement des quatre fibres des ligaments collatéraux susmentionnées (LCL, aMCL, iMCL et pMCL) afin de valider que le modèle prédit une tendance cohérente.
- [0112] La [Fig.5a] et la [Fig.5b] représentent tout d'abord les anisométries préopératoires estimées pour un exemple d'articulation lorsque ledit modèle cinématique préopératoire est respectivement construit par simulation biomécanique par éléments finis et par simulation biomécanique géométrique, exprimées en fonction de l'angle α en pourcentage d'allongement par rapport à la longueur de référence du ligament (lorsque le genou est en extension, i.e. $\alpha=0^\circ$).
- [0113] Les résultats des deux modèles ne sont pas identiques mais montrent exactement les mêmes tendances d'allongement ou de raccourcissement.
- [0114] Sur la base du modèle cinématique préopératoire construit par simulation biomécanique géométrique (celui de la [Fig.5b]) on a d'abord mis en œuvre la première itération de construction du modèle cinématique postopératoire, i.e. l'étape (b), sur la base de valeurs initiales des paramètres de pose de la prothèse, fournies par un opérateur expert, en tant que valeurs courantes, et la prédiction des valeurs postopératoires correspondantes des anisomères (première occurrence de l'étape (c)). Le résultat, visible sur la [Fig.5c], **montre des tendances anisométriques initialement peu physiologiques (gros écarts avec la [Fig.5b])**, de sorte que ces valeurs courantes ne sont pas validées (étape (d)).

- [0115] Conformément à l'étape (e), les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse sont optimisées, le modèle cinématique postopératoire est mis à jour, et les étapes (c) et (d) sont répétées sur la base du modèle cinématique postopératoire mis à jour.
- [0116] Après quelques itérations, on voit clairement une évolution des tendances anisométriques qui, à l'issue de l'optimisation sont très proches des anisométries naturelles du genou, voir la [Fig.5d] (comparer avec la [Fig.5b]). L'erreur résiduelle est de 2.51 mm en moyenne sur les quatre points d'insertion et sur toute l'amplitude du mouvement. Ce résidu est principalement dû au design mécanique de la prothèse et il est de ce fait difficilement réductible.
- [0117] En matière de performances, les précalculs nécessaires à la construction des modèles cinématiques pré et postopératoires prennent environ 2 secondes. La cinématique du genou préopératoire ou postopératoire peut ensuite être simulée en 1.5 millisecondes. Une optimisation par descente de gradient de 2000 itérations aboutit à des valeurs optimales des paramètres de pose où l'écart moyen sur la position des insertions tibiales sur l'ensemble du mouvement de flexion extension de 2.51 mm comme expliqué avant). Avec un modèle biomécanique géométrique ce calcul nécessite l'évaluation des anisométries pour environ 20000 ensembles de valeurs courantes des paramètres de pose (afin de calculer à chaque pas le gradient par différences finies) mais prend seulement 30 secondes.
- [0118] *Serveur*
- [0119] Selon un deuxième aspect, l'invention concerne le serveur 1 pour la mise en œuvre du procédé selon le premier aspect.
- [0120] Ainsi, ce serveur 1 comprend comme expliqué au moins des moyens de traitement de données 11 et une mémoire 12. Le serveur peut en outre comprend une interface 13 telle qu'un écran. Il s'agit typiquement d'un serveur de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient.
- [0121] Les moyens de traitement de données 11 sont configurés pour mettre en œuvre des étapes consistant à :
- Obtenir un modèle cinématique de ladite articulation avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique préopératoire ;
 - Construire un modèle cinématique de ladite articulation après pose de la prothèse, dit modèle cinématique postopératoire, pour des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit modèle cinématique préopératoire ;
 - Prédire des valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique postopératoire ;
 - Valider ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse

en fonction desdites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles ;

- Si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées, modifier les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, mettre à jour le modèle cinématique postopératoire, puis répéter les étapes consistant à mettre à jour le modèle cinématique postopératoire, puis répéter les étapes consistant à prédire les valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation, et valider ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, sur la base du modèle cinématique postopératoire mis à jour

[0122] Selon un troisième aspect, l'invention propose un système comprenant ledit serveur 1, ainsi qu'un dispositif d'imagerie médicale 10 connecté (via le réseau 20).

[0123] Les moyens de traitement de données 11 sont alors en outre configurés pour :

- Obtenir depuis ledit dispositif d'imagerie médicale 10 au moins une image médicale tridimensionnelle de ladite articulation ;
- Construire ledit modèle cinématique préopératoire à partir de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.

[0124] Les moyens de traitement de données 11 peuvent par ailleurs être configurés pour :

- Estimer des valeurs préopératoires dudit ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique préopératoire ; ou encore
- utiliser les valeurs des paramètres de pose validées, par exemple pour fabriquer la prothèse par impression 3D.

[0125] *Produit programme d'ordinateur*

[0126] Selon un quatrième et un cinquième aspect, l'invention concerne un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code pour l'exécution (sur les moyens de traitement de données 11 du serveur 1) d'un procédé selon le premier aspect de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient, ainsi que des moyens de stockage lisibles par un équipement informatique (par exemple les moyens de stockage de données 12 du serveur 1) sur lequel on trouve ce produit programme d'ordinateur.

Revendications

- [Revendication 1] Procédé de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient, le procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend la mise en œuvre par des moyens de traitement de données (11) d'un serveur (1) d'étapes de :
- a. Obtention d'un modèle cinématique de ladite articulation avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique pré-opératoire ;
 - b. Construction d'un modèle cinématique de ladite articulation après pose de la prothèse, dit modèle cinématique post-opératoire, pour des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit modèle cinématique pré-opératoire ;
 - c. Prédiction des valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique postopératoire ;
 - d. Validation ou non des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse en fonction desdites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles ;
 - e. Si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées, modification des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, mise à jour du modèle cinématique postopératoire, puis répétition des étapes (c) et (d) sur la base du modèle cinématique post-opératoire mis à jour.
- [Revendication 2] Procédé selon la revendication 1, dans lequel l'étape (a) comprend une sous-étape (a1) d'obtention d'au moins une image médicale tridimensionnelle de ladite articulation ; et (a2) de construction dudit modèle cinématique préopératoire à partir de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.
- [Revendication 3] Procédé selon la revendication 2, dans lequel la sous-étape (a2) comprend l'identification des surfaces osseuses de ladite articulation dans ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.
- [Revendication 4] Procédé selon la revendication 3, dans lequel ledit modèle cinématique préopératoire est construit par simulation biomécanique par éléments

- finis ou par simulation biomécanique géométrique à partir des formes des surfaces osseuses de ladite articulation identifiées.
- [Revendication 5] Procédé selon la revendication 4, dans lequel ledit modèle cinématique préopératoire est construit par simulation biomécanique géométrique à partir des formes des surfaces osseuses de ladite articulation identifiées, l'étape (b) comprenant la modification des formes des surfaces osseuses de ladite articulation, pour les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, et construction dudit modèle cinématique post-opératoire par simulation biomécanique géométrique à partir des formes modifiées des surfaces osseuses.
- [Revendication 6] Procédé selon l'une des revendications 2 à 5, dans lequel l'étape (a1) comprend l'acquisition de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation par un dispositif d'imagerie médicale (10).
- [Revendication 7] Procédé selon l'une des revendications 1 à 6, dans lequel l'étape (d) compare les valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles et des valeurs cibles de l'ensemble de métriques fonctionnelles.
- [Revendication 8] Procédé selon la revendication 7, dans lequel l'étape (a) comprend une sous-étape (a3) d'estimation des valeurs préopératoires dudit ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique préopératoire, lesdites valeurs cibles étant les valeurs préopératoires estimées.
- [Revendication 9] Procédé selon l'une des revendications 7 et 8, dans lequel les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse sont validées lorsqu'elles minimisent une fonction de coût comparant les valeurs postopératoires prédites et les valeurs cibles de l'ensemble de métriques fonctionnelles, les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse étant modifiées à l'étape (e) par un algorithme de type descente de gradient sur ladite fonction de coût.
- [Revendication 10] Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, dans lequel ledit ensemble de métriques fonctionnelles définit une balance ligamentaire de ladite articulation, les métriques fonctionnelles étant en particulier des profils de variation des longueurs des ligaments de ladite articulation, dits anisométries.
- [Revendication 11] Procédé selon les revendications 7 et 8 en combinaison, dans lequel ladite fonction de coût est la somme sur tous les ligaments de ladite articulation des écarts quadratiques entre les valeurs postopératoires prédites et les valeurs cibles des anisométries.

- [Revendication 12] Serveur (1) de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de traitement de données (11) configurés pour :
- Obtenir un modèle cinématique de ladite articulation avant pose de la prothèse, dit modèle cinématique préopératoire ;
 - Construire un modèle cinématique de ladite articulation après pose de la prothèse, dit modèle cinématique postopératoire, pour des valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, en modifiant ledit modèle cinématique préopératoire ;
 - Prédire des valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation en fonction dudit modèle cinématique postopératoire ;
 - Valider ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse en fonction desdites valeurs postopératoires prédites de l'ensemble de métriques fonctionnelles ;
 - Si les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse ne sont pas validées, modifier les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, mettre à jour le modèle cinématique postopératoire, puis répéter les étapes consistant à prédire les valeurs postopératoires d'un ensemble de métriques fonctionnelles de ladite articulation, et valider ou non les valeurs courantes des paramètres de pose de ladite prothèse, sur la base du modèle cinématique postopératoire mis à jour.
- [Revendication 13] Système comprenant un serveur (1) selon la revendication 12 et un dispositif d'imagerie médicale (10), les moyens de traitement de données (11) étant en outre configurés pour :
- Obtenir depuis ledit dispositif d'imagerie médicale (10) au moins une image médicale tridimensionnelle de ladite articulation ;
 - Construire ledit modèle cinématique préopératoire à partir de ladite image médicale tridimensionnelle de ladite articulation.
- [Revendication 14] Produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code

pour l'exécution d'un procédé selon l'une des revendications 1 à 12 de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient, lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

[Revendication 15] Moyen de stockage lisible par un équipement informatique sur lequel est enregistré un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code pour l'exécution d'un procédé selon l'une des revendications 1 à 12 de détermination de paramètres de pose d'une prothèse sur d'une articulation d'un patient.

[Fig. 1]

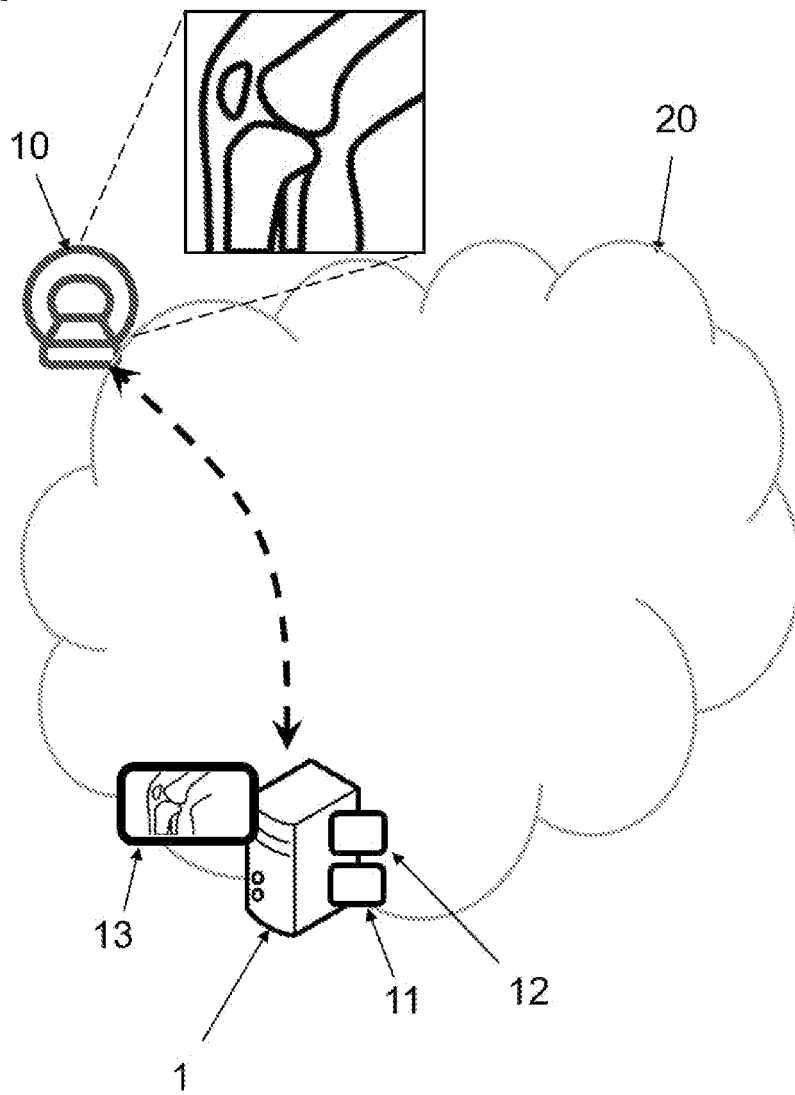


FIG. 1

[Fig. 2]

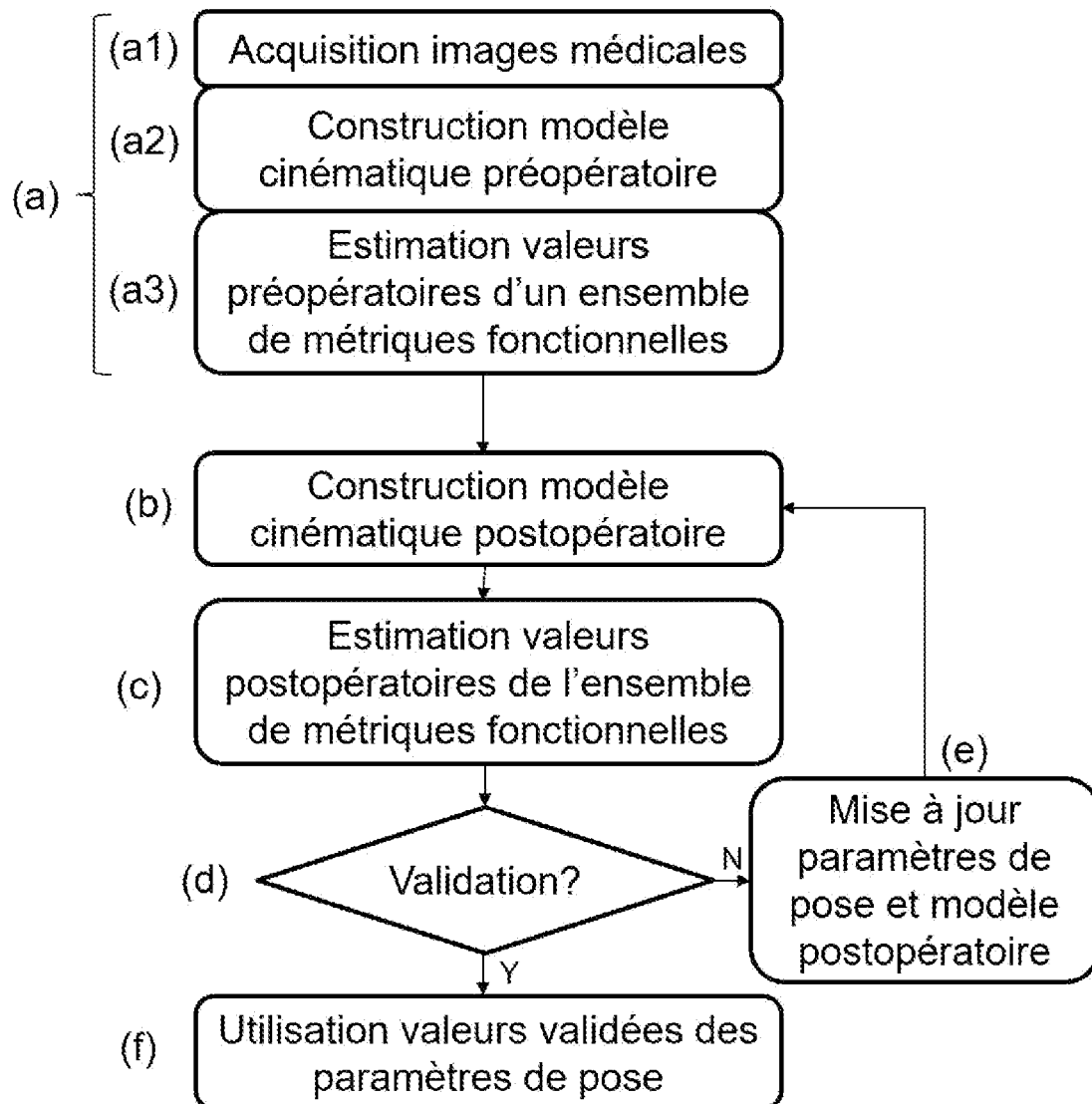
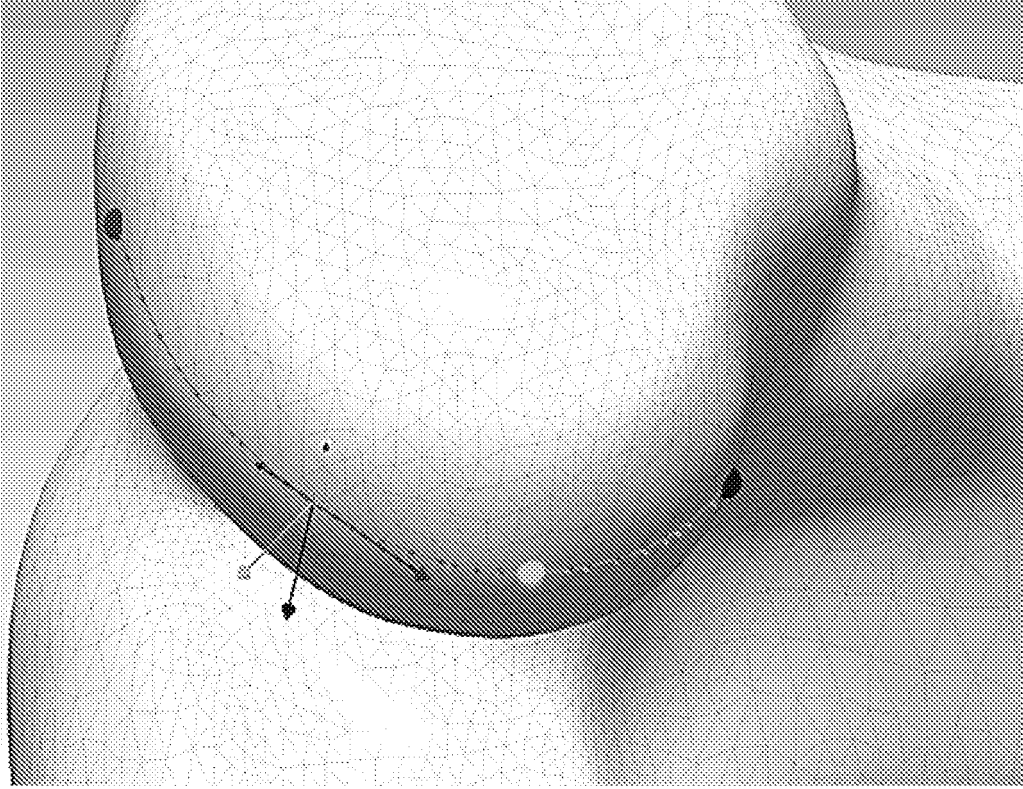


FIG. 2

[Fig. 3a]

**FIG. 3a**

[Fig. 5a]

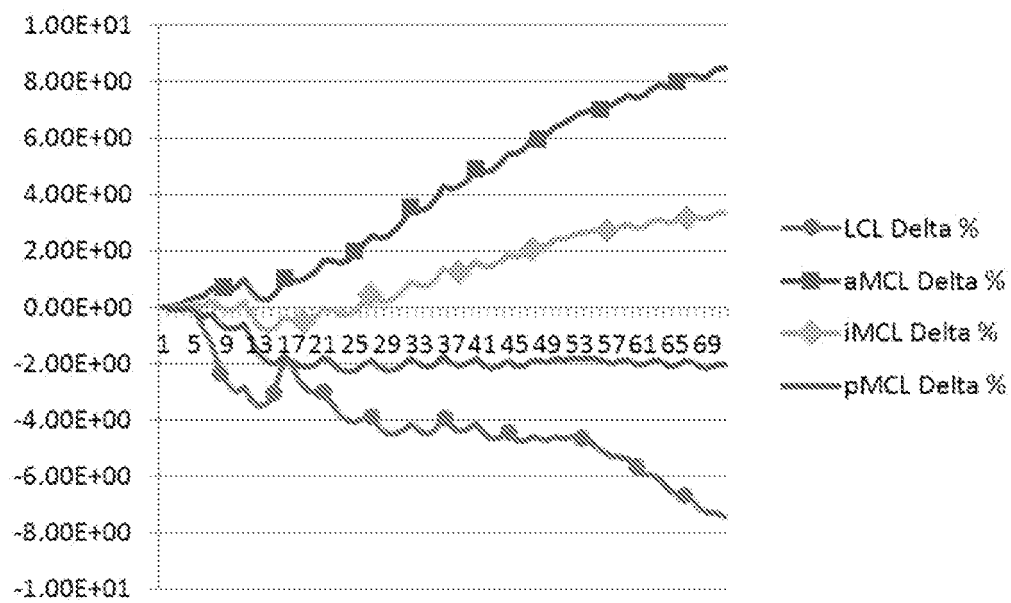


FIG. 5a

[Fig. 5b]

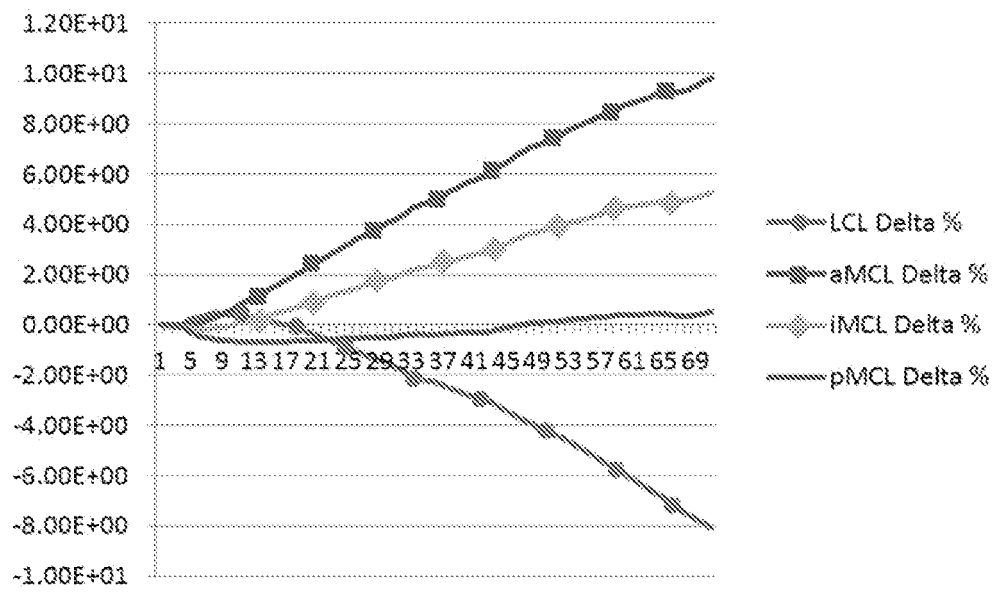


FIG. 5b

[Fig. 5c]

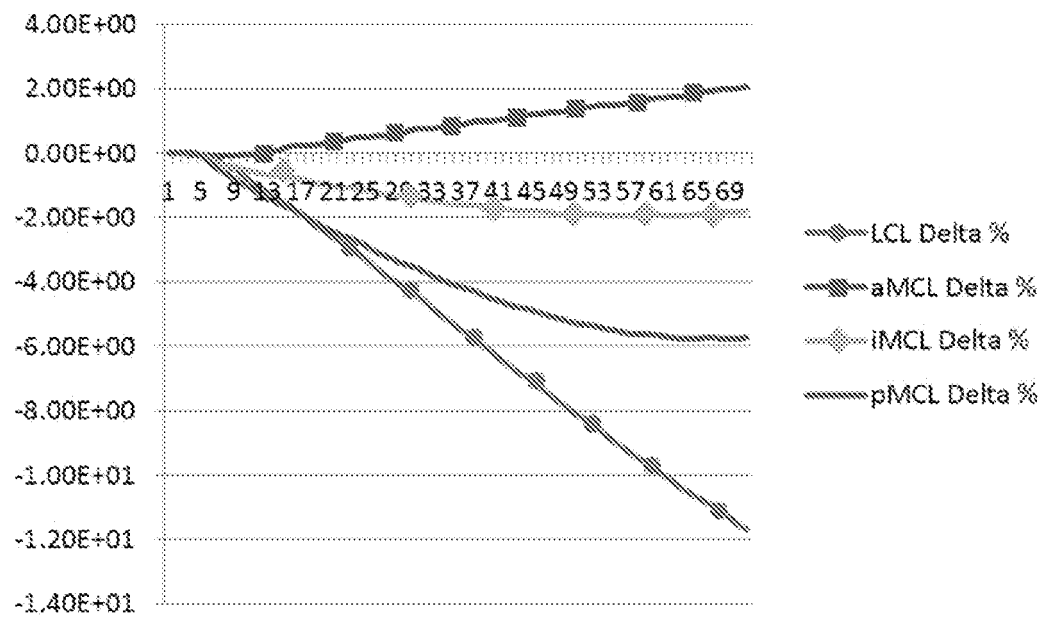


FIG. 5c

[Fig. 5d]

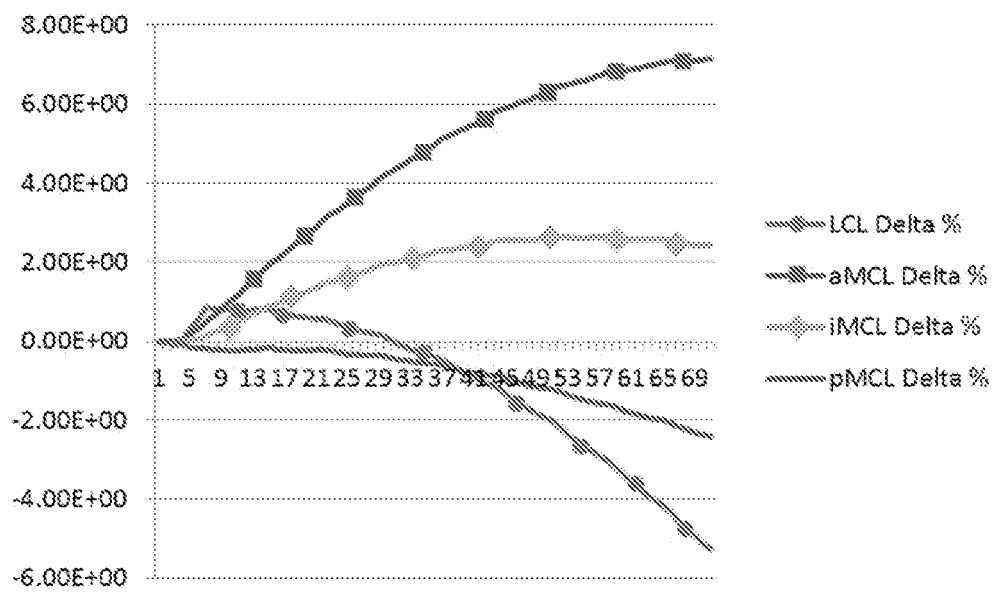


FIG. 5d

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

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

N° d'enregistrement
national

FA 921115
FR 2305146

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	WO 2020/163324 A1 (SMITH & NEPHEW INC [US]; SMITH & NEPHEW ORTHOPAEDICS AG [CH] ET AL.) 13 août 2020 (2020-08-13) * alinéas [0023], [0046], [0082], [0083], [0117], [0119], [0154], [0176] - [0186], [0317], [0323], [0334], [0348]; figures 1, 2C, 3E, 5A, 6 * -----	1-6, 10, 12-15	A61B 17/56 A61F 2/30 G16H 50/50
X	US 2022/087822 A1 (RADERMACHER KLAUS [DE] ET AL) 24 mars 2022 (2022-03-24) * alinéas [0027], [0030], [0055], [0113], [0116], [0118], [0119], [0145], [0195] * -----	1-15	
X	AU 2021 356 545 A1 (SMITH & NEPHEW INC; SMITH & NEPHEW ORTHOPAEDICS AG ET AL.) 13 avril 2023 (2023-04-13) * alinéas [0075], [0079], [0147], [0159], [0207], [0208]; figure 5C * -----	1-15	
X	US 8 521 492 B2 (OTTO JASON K [US]; MCKINNON BRIAN W [US] ET AL.) 27 août 2013 (2013-08-27) * colonnes 8-10; figure 1 * -----	1-15	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61B
X	US 2005/119661 A1 (HODGSON ANTONY J [GB] ET AL) 2 juin 2005 (2005-06-02) * alinéas [0002], [0003], [0011], [0091]; figures 8, 9 * -----	1-15	
A	US 9 788 781 B2 (ADVANCED MECH TECH INC [US]) 17 octobre 2017 (2017-10-17) * abrégé * -----	1, 12	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
23 janvier 2024		Assion, Jean-Charles	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 2305146 FA 921115

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **23-01-2024**
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2020163324 A1	13-08-2020	CN 113382691 A	10-09-2021
		CN 113395944 A	14-09-2021
		CN 113454696 A	28-09-2021
		CN 113473936 A	01-10-2021
		CN 113473937 A	01-10-2021
		CN 113613577 A	05-11-2021
		CN 113631115 A	09-11-2021
		CN 113660913 A	16-11-2021
		CN 113892146 A	04-01-2022
		CN 114269277 A	01-04-2022
		EP 3920820 A1	15-12-2021
		EP 3920822 A1	15-12-2021
		EP 3920823 A1	15-12-2021
		EP 3920824 A1	15-12-2021
		EP 3920825 A1	15-12-2021
		EP 3920826 A1	15-12-2021
		EP 3920827 A1	15-12-2021
		EP 3920830 A1	15-12-2021
		EP 3921823 A1	15-12-2021
		EP 3921837 A1	15-12-2021
		US 2020275976 A1	03-09-2020
		US 2020405396 A1	31-12-2020
		US 2021315642 A1	14-10-2021
		US 2022079678 A1	17-03-2022
		US 2022110685 A1	14-04-2022
		US 2022117663 A1	21-04-2022
		US 2022117669 A1	21-04-2022
		US 2022117755 A1	21-04-2022
		US 2022125515 A1	28-04-2022
		US 2022148454 A1	12-05-2022
		US 2022148739 A1	12-05-2022
		US 2023000556 A1	05-01-2023
		US 2023181257 A1	15-06-2023
		US 2023285084 A1	14-09-2023
		WO 2020163314 A1	13-08-2020
		WO 2020163316 A1	13-08-2020
		WO 2020163317 A1	13-08-2020
		WO 2020163318 A1	13-08-2020
		WO 2020163324 A1	13-08-2020
		WO 2020163328 A1	13-08-2020
		WO 2020163330 A1	13-08-2020
		WO 2020163352 A1	13-08-2020
		WO 2020163355 A1	13-08-2020
		WO 2020163358 A1	13-08-2020

US 2022087822 A1	24-03-2022	EP 2967813 A1	20-01-2016

EPO FORM P0465

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE **RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 2305146 FA 921115**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
 Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **23-01-2024**
 Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
		HK 1220346 A1	05-05-2017
		US 2016045317 A1	18-02-2016
		US 2018235762 A1	23-08-2018
		US 2020214843 A1	09-07-2020
		US 2022087822 A1	24-03-2022
		US 2023233329 A1	27-07-2023
		WO 2014145267 A1	18-09-2014

AU 2021356545 A1	13-04-2023	AU 2021356545 A1	13-04-2023
		CN 116348055 A	27-06-2023
		EP 4225193 A1	16-08-2023
		JP 2023545257 A	27-10-2023
		US 2023372015 A1	23-11-2023
		WO 2022076773 A1	14-04-2022

US 8521492 B2	27-08-2013	US 2010076563 A1	25-03-2010
		US 2012130687 A1	24-05-2012
		US 2014019110 A1	16-01-2014
		US 2016217268 A1	28-07-2016
		US 2020219626 A1	09-07-2020
		US 2023034795 A1	02-02-2023

US 2005119661 A1	02-06-2005	AU 2002346407 A1	26-05-2003
		US 2005119661 A1	02-06-2005
		WO 03041566 A2	22-05-2003

US 9788781 B2	17-10-2017	AU 2015231264 A1	13-10-2016
		CA 2944945 A1	24-09-2015
		CN 106462659 A	22-02-2017
		DK 3120275 T3	30-11-2020
		EP 3120275 A1	25-01-2017
		JP 6532934 B2	19-06-2019
		JP 2017512616 A	25-05-2017
		KR 20160135782 A	28-11-2016
		US 2015265363 A1	24-09-2015
		US 2017258394 A1	14-09-2017
		WO 2015143131 A1	24-09-2015

EPO FORM P0465

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82