

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
18 octobre 2012 (18.10.2012)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2012/139999 A1

(51) Classification internationale des brevets :
A61C 7/00 (2006.01) A61C 11/00 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/EP2012/056427

(22) Date de dépôt international :

10 avril 2012 (10.04.2012)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
1153194 12 avril 2011 (12.04.2011) FR

(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) : **UNIVERSITE PAUL SABATIER TOULOUSE III** [FR/FR]; 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse cedex 9 (FR). **CHU DE TOULOUSE** [FR/FR]; 2 rue Viguerie, F-31059 Toulouse cedex 9 (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **GIL CANO, Julio, Daniel** [CO/FR]; 24 rue Alfred de Musset, F-29200 Brest (FR). **JALBERT, Florian** [FR/FR]; 34 bis chemin de mange-pommes, F-31520 Ramonville-St-Agne (FR).

SWIDER, Pascal [FR/FR]; 26 rue des Agudes, F-31500 Toulouse (FR). **BOUTAULT, Franck** [FR/FR]; 22 rue des Fourgères, F-31170 Tournefeuille (FR).

(74) Mandataires : **JACOBSON, Claude** et al.; Cabinet Lavoix, 2 place d'Estienne d'Orves, F-75009 Paris (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : METHOD FOR DESIGNING AND MANUFACTURING A POSITIONING GROOVE INTENDED FOR USE IN REPOSITIONING THE MAXILLA OF A PATIENT DURING ORTHOGNATHIC SURGERY

(54) Titre : PROCÉDÉ DE CONCEPTION ET DE FABRICATION D'UNE GOUTTIÈRE DE POSITIONNEMENT DESTINÉE À ÊTRE UTILISÉE POUR REPOSITIONNER LE MAXILLAIRE D'UN PATIENT LORS D'UNE OPÉRATION DE CHIRURGIE ORTHOGNATHIQUE

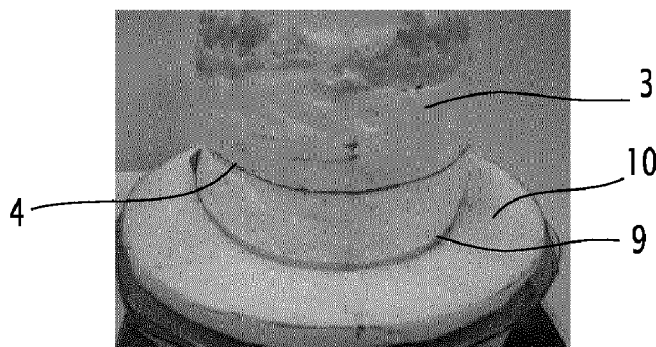


FIG.5

(57) Abstract : The invention relates to a method for designing and manufacturing a positioning groove intended for use in repositioning the maxilla (1) of a patient during orthognathic surgery, characterized in that a dental reference system (SRD) is defined, thereby enabling the movements and rotations of the bone structures to be estimated from imaging the patient's anatomy, which is produced either in 2-D or in 3-D, by choosing said dental reference system (SRD) using the sagittal plane of the articulator and the following three points: * the interincisal point (Ii) of the maxilla (1), which will preferably form the origin of the reference system; * the vestibular mesial cuspid point of the first left molar (m1G); * the vestibular mesial cuspid point of the first right molar (M1D); and in that particular processing of the resulting data is carried out using these points and data acquired from the plaster model of the patient's (5) maxilla.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2012/139999 A1



LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, **Publiée :**
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, — *avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))*
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Procédé de conception et de fabrication d'une gouttière de positionnement destinée à être utilisée pour repositionner le maxillaire (1) d'un patient lors d'une opération de chirurgie orthognathique, caractérisé en ce qu'on définit un référentiel dentaire (SRD) permettant d'estimer les déplacements et les rotations des structures osseuses à partir d'une imagerie de l'anatomie du patient, réalisée soit en 2D, soit en 3D, en choisissant ledit référentiel dentaire (SRD) à partir du plan sagittal de l'articulateur et des trois points suivants : *le point interincisif (Ii) du maxillaire (1) qui va constituer, de préférence, l'origine du référentiel; * le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire gauche (M1G); * le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire droite (M1D); et en ce qu'on réalise un traitement particulier des données obtenues à partir de ces points et des données acquis sur le modèle maxillaire en plâtre du patient (5).

Procédé de conception et de fabrication d'une gouttière de positionnement destinée à être utilisée pour repositionner le maxillaire d'un patient lors d'une opération de chirurgie orthognathique

La présente invention concerne le domaine de la chirurgie orthognathique. Plus précisément, elle concerne la réalisation de gouttières de positionnement utilisées pour repositionner les os des mâchoires du patient, après une opération par laquelle le praticien a découpé des fractions des maxillaires (mâchoire supérieure) et/ou de la mandibule (mâchoire inférieure). Après ce découpage et ce repositionnement, on obtient des configurations et des positionnements respectifs du maxillaire et de la mandibule qui ne présentent plus le décalage des mâchoires qui a motivé l'opération pour des raisons fonctionnelles (comme remédier à une mauvaise mastication) ou esthétiques.

La chirurgie orthognathique est pratiquée lorsqu'un traitement d'orthodontie serait, à lui seul, inefficace pour corriger une anomalie dento-squelettique sévère. Elle consiste à réaliser une ostéotomie des bases osseuses maxillaires et mandibulaires selon divers procédés pouvant être associés :

- l'ostéotomie maxillaire de « Lefort 1 maxillaire », qui consiste à séparer complètement l'arcade dentaire supérieure et le palais du reste de la face, en sectionnant l'arcade au-dessus des racines des dents supérieures, puis à mobiliser l'arcade en la plaçant dans sa position idéale et en réalisant une ostéosynthèse au moyen de plaques et de vis ;

- le clivage sagittal des branches montantes du ramus mandibulaire, qui consiste à déplacer la mandibule selon les besoins du patient dans les trois directions de l'espace pour obtenir une avancée, un recul, une dérotation (avancée d'un côté, recul de l'autre), une élévation ou un abaissement ;

- une génioplastie osseuse qui vise à corriger les anomalies de position et de morphologie de la symphyse mentonnière dans le sens frontal, vertical ou sagittal.

Le traitement chirurgical orthognathique est, de préférence, précédé par un traitement orthodontique pour réaliser un bon alignement dentaire garantissant l'obtention de corrections précises dans toutes les directions, notamment dans le sens vertical. Un traitement orthodontique post-opératoire peut aussi être pratiqué pour parfaire le résultat du traitement.

Le chirurgien fonde la prédiction de ses gestes opératoires sur une analyse osseuse basée sur des téléradiographies de face et de profil, ou sur une image traditionnellement réalisée au scanner, et sur l'examen des parties molles du visage. Les objectifs de traitement qu'il déduit de ses analyses sont retranscrits sur des modèles en plâtre au laboratoire de prothèse, de manière à disposer de guides occlusaux en

préopératoire permettant de placer les éléments osseux dans leurs positions optimales désirées. Mais le positionnement, notamment vertical, des segments osseux comporte différents degrés d'imprécision dus aux imprécisions s'accumulant lors des nombreuses étapes de la procédure.

5 La chirurgie assistée par ordinateur a apporté des progrès sensibles dans la mise en œuvre de ces techniques, notamment l'ostéotomie maxillaire Lefort 1 dans le cadre des ostéotomies bimaxillaires.

10 Une technique fréquemment utilisée par les chirurgiens est celle dite du « planning bidimensionnel ». La chirurgie est simulée par ordinateur sur la téléradiographie de profil, en s'aidant éventuellement de la téléradiographie de face. Le mouvement donné est transcrit sur des modèles en plâtre des mâchoires du patient, et on réalise une gouttière de positionnement permettant de placer, en premier lieu, le maxillaire préalablement détaché du reste du massif facial, en se basant sur la mandibule non ostéotomisée. C'est plus particulièrement à ce procédé que la présente invention s'adresse.

15 Les déplacements à imposer aux objets concernés doivent être définis par rapport à un référentiel.

20 Le choix des axes de référence peut être divers. Le plan dit « de Francfort » peut être utilisé à cet effet. Il s'agit du plan passant par les deux conduits auditifs externes et les deux rebords sous-orbitaires. Dans ce cas, l'axe des X du repère est inclus dans le plan de transfert et est parallèle aux dites droites, l'axe des Y est aussi dans le plan de Francfort et est perpendiculaire à l'axe des X, et l'axe des Z est perpendiculaire au plan de Francfort. La position du point d'origine du repère est sans importance.

25 Le déplacement des éléments osseux peut être représenté en indiquant sur un rectangle (représentant le plateau palatin) le mouvement antéropostérieur et vertical de l'épine nasale antérosupérieure (ENA) et le mouvement vertical de l'épine nasale postérieure (ENP). On a ainsi une bonne idée du mouvement réalisé au niveau du trait d'ostéotomie.

Egalement, on réalise des moulages dentaires en plâtre du patient qui vont permettre de simuler l'intervention en préopératoire sur ces moulages.

30 Les moulages sont montés sur un articulateur censé reproduire l'occlusion du patient, ainsi que la cinétique mandibulaire par rotation condylienne, au moins dans les premiers degrés de l'ouverture buccale. Le référentiel du patient (tel que le référentiel de Francfort décrit plus haut) est reproduit sur l'articulateur, de même que la relation entre les deux arcades dentaires. Les moulages sont positionnés par rapport au référentiel qui est reproduit sur l'articulateur, de même que la relation entre les deux arcades dentaires.

35

On simule ensuite, par une découpe du plâtre selon des lignes de repérage et des mesures diverses, les opérations d'ostéotomie qui seraient nécessaires pour restaurer un positionnement correct des arcades.

Il n'existe pas de méthodologie très standardisée à cet effet, le savoir-faire du chirurgien intervenant de façon cruciale à ce stade.

Puis on confectionne une fine gouttière de positionnement en résine qui aidera, en cours de chirurgie, à obtenir le positionnement relatif désiré des arcades dans la position occlusale visée. Le maxillaire est alors ostéosynthésé dans la position ainsi déterminée, et sert de référence au positionnement ultérieur de la mandibule.

Cette méthode est simple à mettre en œuvre. Elle est peu coûteuse, le seul matériau consommable étant la résine constituant la gouttière. Elle permet de vérifier avec précision dans l'espace les rapports occlusaux, notamment l'occlusion finale en ajustant les arcades dentaires des moulages. Elle permet des mouvements tridimensionnels. Si nécessaire on peut rajouter à la simulation sur plâtre une translation latérale ou une rotation frontale pour aligner des points interincisifs ou rétablir une bascule du plan occlusal. On peut associer au mouvement global du maxillaire une chirurgie segmentaire avec correction de la dimension transversale par disjonction maxillaire réalisée sur le plâtre. Enfin, l'ergonomie lors de la chirurgie est parfaite, avec un maxillaire fixé à la mandibule dans le rapport occulal guidé par la gouttière. Il n'est nécessaire que d'impacter l'ensemble maxillomandibulaire vers le haut pour assurer une position stable propice à ostéosynthésé le maxillaire dans de bonnes conditions, sans mouvements parasites.

Les opérations comportant cependant de multiples facteurs d'imprécisions :

- possibilité d'écarts d'inclinaison de plusieurs degrés entre le référentiel de la téléradiographie et le référentiel de l'articulateur ;

- quantification difficilement reproductible et insuffisamment fiable des mouvements entre la position de départ et la position finale, notamment sur la dimension verticale ;

- imprécisions liées à l'opération de téléradiographie elle-même : agrandissement parfois insuffisamment uniforme, rayonnement pas assez ou trop pénétrant pour obtenir une image précise des organes à considérer, mauvaise orientation possible de la tête du patient dans le céphalostat ; également les chirurgiens peuvent se tromper dans le choix des points de référence ;

- imprécision sur la réalisation des empreintes en cire des maxillaires à partir desquelles les moulages en plâtre seront réalisés ;

- approximation dans le positionnement des moulages sur l'articulateur ;

- erreurs lors de la chirurgie préparatoire effectuée sur les modèles en plâtre, dont la réalisation est artisanale, sans protocole rigoureusement standardisé, donc extrêmement dépendante du savoir-faire de l'opérateur ; ces erreurs peuvent porter sur le placement des lignes de référence sur le moulage, qui serviront de points de repères quant à la reproduction du mouvement quantifié dans le planning préopératoire, mais ne correspondent ni à des lignes céphalométriques, ni aux traits d'ostéotomie ou à un quelconque repère chirurgical ; le plan de coupe du moulage est défini avec une certaine approximation, du fait notamment que l'ENA et l'ENP ne sont pas matérialisés sur le moulage ;

- enfin, la réalisation de la gouttière de positionnement, qui est en résine auto- ou photopolymérisable, peut être imprécise si la gouttière est retirée trop tôt des moulages ; une détérioration du moulage risque également de créer des points en suroccclusion poussant les rapports intermaxillaires lors de sa mise en place en post-opératoire.

Enfin, des imprécisions de positionnement peuvent se produire lors de l'opération elle-même.

Il peut aussi y avoir des interférences osseuses dans la partie postérieure du maxillaire non prévues dans la phase préopératoire, qui peuvent entraîner une décooptation des condyles de la fosse glénoïde et aboutir à un positionnement erroné du maxillaire lors de l'exécution de la technique Lefort 1.

Le trait d'ostéotomie n'est pas réalisé dans un plan unique mais a plutôt un aspect « en pente de toit » dont le faite serait parallèle au plateau palatin. Les contacts postérieurs en cas d'avancée maxillaire sont faibles et il peut donc y avoir des mouvements parasites de rotation sagittale lors du positionnement.

La rotation mandibulaire autour d'un axe bicondylien, qui est le mouvement théoriquement effectué par la mandibule lors de son repositionnement, est parasitée par des autorotations possibles autour de divers points, et l'articulateur semi-adaptable ne va donner qu'une approximation grossière du mouvement d'autorotation par rapport au mouvement réel en préopératoire.

Pour réduire ou compenser ces erreurs qui se cumulent, la dextérité et l'expérience du chirurgien et des autres intervenants sont évidemment fondamentales pour la réussite de l'opération.

Des améliorations à cette technique ont, entre autres, consisté à réaliser les gouttières de positionnement par conception assistée par ordinateur (CAO). Mais il subsiste toujours une absence de possibilité de réglage dans la dimension verticale.

L'utilisation de repères internes ou externes peut être pratiquée, sans constituer une solution idéale par les techniques connues.

Les techniques utilisant la « navigation chirurgicale » (branche de la chirurgie assistée par ordinateur) ont constitué un progrès significatif pour la réussite des opérations maxillo-faciales. L'outil informatique va, en temps réel en préopératoire, aider l'opérateur en lui apportant divers types d'informations quant à son geste (guidage anatomique...) et à une éventuelle planification opératoire. Les interfaces entre le chirurgien et l'opérateur permettent de réparer de manière précise dans l'espace par rapport au patient des instruments spécifiques utilisés lors de l'opération. Des systèmes de localisation par suivi optique sont le plus souvent utilisés.

Une technique de mesure simple et originale a été mise en au point et est décrite dans le document « Intérêt de la navigation en chirurgie orthognathique : évaluation de la précision préopératoire, développement d'une aide en positionnement », thèse de F.JALBERT, Université de Toulouse III, soutenue le 7.10.2008, auquel le lecteur pourra se reporter pour plus d'informations. Elle est basée sur l'identification spatiale de différents points caractéristiques et sur la mesure tridimensionnelle des déplacements relatifs des structures étudiées. Elle nécessite un système de navigation optique basé sur la triangulation de deux images 2D.

Les deux caméras infrarouges du système de localisation, placées côte à côte, captent chacune une vue en 2D de la réflexion de flashes infrarouges émis par le système et envoyés par des marqueurs réfléchissants. Grâce à un traitement informatique de ces images, le système évalue le positionnement des capteurs avec une précision inférieure à 1mm.

Il faut d'abord établir le référentiel dentaire du maxillaire par rapport auquel les mouvements en translation et en rotation des différents éléments des mâchoires pourront être planifiés et réalisés. Ce référentiel doit permettre de définir spatialement l'objet, et les trois points nécessaires et suffisants à cet effet qui sont choisis sont :

- le point Ii (interincisif) ;
- le point M1G (cuspidé vestibulomésial de la première molaire gauche) ;
- le point M1D (cuspidé vestibulomésial de la première molaire droite).

Le maxillaire est donc représenté par un dièdre dont le sommet est le point Ii.

Le maxillaire ainsi défini subit un déplacement entre une position initiale et une position finale par l'application d'une transformation combinant pour chaque point caractéristique une translation et une rotation, soit au total six degrés de liberté. Cette transformée est quantifiée par rapport à un référentiel fixe orienté par rapport aux plans crâniens du patient. Lors de la planification opératoire, sur chaque point on considère une translation antérieure A exprimée en mm, une translation verticale V

exprimée en mm et une rotation sagittale RS exprimée en degrés. Ce planning est une traduction des objectifs calculés sur la téléradiographie du profil.

Grâce au logiciel associé, on visualise le déplacement du maxillaire par juxtaposition des dièdres correspondant aux différentes compositions. On peut aussi
5 comparer en temps réel les positions obtenues aux différents temps de la procédure chirurgicale : position de départ, planification théorique, déplacement lors de la simulation sur moulage, et enfin déplacement réellement effectué.

La procédure débute au laboratoire de prothèse par la création d'une gouttière individuelle, par exemple en résine photopolymérisable, et comportant une tige en acier
10 inoxydable chirurgical. Cette gouttière comporte l'empreinte des dents maxillaires et, avant de durcir la résine, des trous de repère sont ménagés en regard des points Ii, M1D et M1G. Une broche est incluse dans la résine.

On crée ensuite un fichier patient où les données de la planification sont entrées dans le logiciel en coordonnées dentaires dans le plan sagittal. A cet effet, on attache un
15 référentiel M à la gouttière sous forme d'un corps rigide de repérage, et on palpe les trois points Ii, M1G et M1D de manière à monter le maxillaire dans le repère M (O, x, y, z). On enregistre ensuite la position du moulage de l'arcade maxillaire dans la position de départ sur l'articulateur, et ainsi repérer les points Ii, M1D et M1G dans le référentiel crânien du patient. A cet effet, il n'est nécessaire de connaître que le plan sagittal, que l'articulateur
20 peut donner d'une façon suffisamment fiable. La mesure permettant de le déterminer consiste à palper quatre points de repère bien définis, symétriques au niveau supérieur de l'arc facial, de manière à définir le plan sagittal médian.

Une fois ce repérage effectué et la position de départ connue, on effectue la procédure classique de « chirurgie des modèles » en sectionnant le moulage en plâtre
25 des maxillaires après avoir préalablement défini des lignes de coupe sur celui-ci. Le moulage ainsi découpé et réassemblé est ensuite remis en place sur l'articulateur.

Enfin, une deuxième série de mesures est réalisée en palpant exactement les mêmes quatre points de repère précédents, à la partie supérieure de l'articulateur. On obtient une situation intermédiaire, où ces points apparaissent dans des positions
30 différentes de leurs positions d'origine puisque le référentiel de mesure est attaché au maxillaire par la gouttière de navigation. Les points maxillaires Ii, M1G et M1D sont dans la même position et c'est l'articulateur qui paraît avoir été déplacé.

On recalcule ensuite, au moyen du logiciel de repérage, un recalage rigide des quatre points de repère précédents, avant et après le déplacement du moulage sans
35 modifier leur géométrie, de manière à les associer et à les confondre au mieux. Cette étape est nécessaire pour connaître le déplacement du maxillaire. Le décalage observé

sur les positions des trois points dentaires avant (Ii, M1G et M1D) et après la procédure de découpage et de remplacement du modèle, leurs positions après la procédure étant désignées par Ii', M1G' et M1D' respectivement.

L'opération de recalage logiciel vise à superposer les quatre points de repère du maxillaire en amenant les points depuis leurs positions initiales jusqu'à leurs positions finales. Cela entraîne le décalage des points Ii, M1D et M1G dans leurs positions Ii', M1G' et M1D' dont on a parlé, et la transformée entre les deux repères maxillaires associés à Ii et Ii' permet de calculer les différents degrés de translation et de rotation qui ont été appliquées suite à la chirurgie des modèles effectuée sur le moulage du maxillaire.

La chirurgie peut ensuite être effectuée sur le patient.

Après avoir exposé le maxillaire et avant de réaliser les traits d'ostéotomie, l'opérateur effectue un léger partage osseux pour constituer les quatre points de repère dont on a parlé, situés au-dessus du trait d'ostéotomie, et représentant ainsi le référentiel crânien fixe par rapport auquel sera finalement mesuré le mouvement du maxillaire.

Puis il enregistre la position initiale du maxillaire par palpation des trois points Ii, M1G et M1D au moyen du corps rigide de repérage M, ce qui permet de calibrer la gouttière sur laquelle le corps M est fixé. La gouttière est mise en place en s'assurant du bon engrènement dentaire, et à ce moment les quatre points de repère maxillaires sont palpés. La gouttière peut alors être retirée.

Puis on réalise l'ostéotomie de Lefort 1, on repositionne les éléments du maxillaire à l'aide d'une gouttière intermédiaire, et on réalise une ostéosynthèse par des plaques rigides. Une deuxième série de mesures indique, directement pendant l'opération, le remplacement réalisé au niveau du maxillaire par rapport au point interincisif Ii, et le compare en temps réel au planning théorique, au mouvement sur le moulage et à la position initiale de manière visuelle suivant les trois axes du référentiel associé à Ii, au moyen de valeurs chiffrées.

Un des facteurs qui peut affecter la réussite de l'opération est la précision et la reproductibilité de la construction de la gouttière de positionnement en préopératoire. Les inventeurs se sont aperçus que la différence entre le déplacement effectué sur le moulage ayant permis la confection de la gouttière et celui effectué en préopératoire était, certes, identifiée par les praticiens comme représentant un problème significatif, mais que son importance était sous-évaluée.

Les interférences entrant en jeu sont principalement une simulation impropre de l'autorotation mandibulaire lors de la conception de la gouttière, une malposition des condyles dans la fosse glénoïde lors de l'ostéosynthèse, la présence d'interférences

osseuses mal évaluées gênant et modifiant le mouvement lors de l'impaction du bloc maxillo-mandibulaire.

L'erreur en translation peut ainsi atteindre ± 4 mm environ, aussi bien en translation antérieure qu'en translation verticale, et l'erreur en rotation peut atteindre $\pm 5^\circ$ environ, voire davantage.

Les erreurs se situent principalement dans le plan sagittal avec un repositionnement aléatoire du point incisif Ii et une bascule du plateau palatin importante. Les dispositifs réalisés en CAO (gouttières stéréolithographiques de positionnement) mis sur le marché par les sociétés commercialisant les logiciels de simulation ne s'avèrent pas toujours suffisamment fiables pour assumer la précision demandée.

Le but de l'invention est de proposer une méthode aboutissant à la fabrication d'une gouttière de positionnement présentant une meilleure précision que les méthodes classiquement employées, donc assurant de meilleures chances de réussite à la chirurgie maxillo-faciale subie par le patient.

A cet effet, l'invention a pour objet un procédé de conception et de fabrication d'une gouttière de positionnement destinée à être utilisée pour repositionner le maxillaire (1) d'un patient lors d'une opération de chirurgie orthognathique, caractérisé en ce qu'on définit un référentiel dentaire (SRD) permettant d'estimer les déplacements et les rotations des structures osseuses à partir d'une imagerie de l'anatomie du patient, réalisée soit en 2D, soit en 3D, en choisissant ledit référentiel dentaire (SRD) à partir du plan sagittal de l'articulateur et des trois points suivants :

- * le point interincisif (Ii) du maxillaire (1) qui va constituer, de préférence, l'origine du référentiel ;

- * le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire gauche (M1G) ;

- * le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire droite (M1D) ;

et en ce qu'on réalise un traitement des données obtenues à partir de ces points comportant les étapes suivantes :

- si on dispose d'une imagerie 2D, on détermine un référentiel (Ii, $\vec{A}$, $\vec{L}$, $\vec{V}$) :

- * en sélectionnant sur la radiographie les points (Ii, M1G et M1D) ;

- * en prenant le point interincisif (Ii) comme origine du référentiel ;

- * en définissant le vecteur antéropostérieur ($\vec{A}$) par $\vec{A} = \overline{Ii - \left(\frac{M1G + M1D}{2} \right)}$;

- * en définissant le vecteur latéral ($\vec{L}$) comme étant perpendiculaire au plan de la radiographie ;

- * en définissant le vecteur vertical ($\vec{V}$) comme étant perpendiculaire à ($\vec{A}$) ;

* et en normalisant ces trois vecteurs ($\vec{A}$, $\vec{L}$, $\vec{V}$) ;

- si on dispose d'une reconstruction 3D du maxillaire (1), on détermine un référentiel (I_i , $\vec{A}$, $\vec{L}$, $\vec{V}$) :

* en générant le plan sagittal de la tête à partir de plusieurs points sélectionnés sur le modèle virtuel (2) de la tête du patient ;

* en sélectionnant sur la reconstitution 3D lesdits points (I_i , M1G et M1D) ;

* en projetant ces points sur le plan sagittal de la tête, pour créer des nouveaux points (I_{ip} , M1G_p, et M1D_p) ;

* en définissant I_i comme l'origine du référentiel ;

* en définissant le vecteur antéropostérieur ($\vec{A}$) comme

$$\vec{A} = I_{ip} - \left(\frac{M1G_p + M1D_p}{2} \right) ;$$

* en définissant le vecteur latéral ($\vec{L}$) comme étant perpendiculaire au plan sagittal de la tête ;

* en définissant le vecteur vertical ($\vec{V}$) par $\vec{V} = \vec{A} \times \vec{L}$;

* et en normalisant les vecteurs ($\vec{V}$, $\vec{L}$ et $\vec{A}$) ;

- on simule sur la représentation informatique du maxillaire (1) le geste opératoire par rapport au référentiel dentaire préalablement déterminé, en calculant la position et l'orientation relative du référentiel dentaire après simulation (SRD₁) par rapport au référentiel dentaire avant simulation (SRD₀) ;

- on définit un nouveau référentiel (SRD₁₋₀) comme :

$$SRD_{1-0} = (\vec{P}_{1-0}, (\vec{A}_{1-0}, \vec{L}_{1-0}, \vec{V}_{1-0})),$$

$\vec{P}_{1-0}$ étant le vecteur position dont les coordonnées (A, L, V) correspondent respectivement aux déplacements sur les axes antéropostérieur, latéral et vertical, et $(\vec{A}_{1-0}, \vec{L}_{1-0}, \vec{V}_{1-0})$ étant les trois vecteurs unitaires orthogonaux ;

- à partir de ces trois vecteurs unitaires orthogonaux, on génère une matrice de rotation $\begin{bmatrix} \vec{A}_{1-0} & \vec{L}_{1-0} & \vec{V}_{1-0} \end{bmatrix}$ utilisée pour calculer les angles d'Euler (R_L , R_A et R_V), correspondant aux rotations autour de chaque axe. Les valeurs par défaut des constantes L , R_V et R_A seront zéro si on part d'une imagerie 2D, mais il est possible de changer ces paramètres en s'appuyant sur les modèles en plâtre du maxillaire et de la mandibule ;

- on trace et marque sur le modèle en plâtre (3) du maxillaire du patient des lignes et des points de référence :

* une première ligne de coupe (4), parallèle à la base du modèle (9). Ce tracé servira de repère au prothésiste pour effectuer la première coupe ;

5 * quatre lignes perpendiculaires à la base du modèle (9), partant de points situés à la base et sur un même plan parallèle au plan coronal de l'articulateur, respectivement une ligne (5) sur le bord le plus à droite, une ligne (6) sur le côté antérieur, une ligne (7) sur le bord le plus à gauche, et une ligne (8) sur le côté postérieur, les lignes (6, 8) tracées sur les bords antérieur et postérieur du modèle (3) partant chacune d'un point
10 situé sur le plan sagittal de l'articulateur ;

- on marque douze points de référence sur le modèle, situés sur chacune des lignes précédentes (5, 6, 7, 8) à la base du modèle (9), à l'intersection avec la première ligne de coupe (4) et au-dessus de la première ligne de coupe (4), quatre desdits points (p1, p4 p7, p10) étant situés sur un même plan au niveau de la base et permettant de
15 définir les plans coronal sagittal et frontal associés à l'articulateur, quatre autres desdits points (p2, p5, p8, p11) étant situés sur la ligne de coupe, quatre autres desdits points (p3, p6, p9, p12) étant situés au dessus de la ligne de coupe ;

- on numérise à l'aide d'un système de localisation 3D tous les points de référence du modèle, ainsi que le point interincisif (ii), le point cuspidé vestibulomésial de la
20 première molaire gauche (m1g) et le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire droite (m1d) du modèle, et on génère un modèle numérique 3D du modèle en plâtre ;

- on calcule un système de référence associé à l'articulateur (SRA), selon :

$$\overrightarrow{tmp_z} = ((p4 - p10) \times (p1 - p10)) + ((p7 - p10) \times (p4 - p10))$$

$$\overrightarrow{ea_x} = (p4 - p10)$$

$$25 \quad \overrightarrow{ea_y} = \overrightarrow{tmp_z} \times \overrightarrow{ea_x}$$

$$\overrightarrow{ea_z} = \overrightarrow{ea_x} \times \overrightarrow{ea_y}$$

$$\overrightarrow{pa} = (p4 + p10) * 0.5 - 0$$

- on normalise $\overrightarrow{ea_x}$, $\overrightarrow{ea_y}$ et $\overrightarrow{ea_z}$, qui correspondent aux trois vecteurs unitaires du référentiel (SRA), $\overrightarrow{pa}$ correspondant au vecteur position ;

30 - on définit les plans sagittal, coronal et frontal de l'articulateur par les vecteurs $\overrightarrow{ea_y}$, $\overrightarrow{ea_z}$ et $\overrightarrow{ea_x}$ perpendiculaires aux plans respectifs, et on définit la position des plans

par le point pa dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{pa}$;

- on calcule ensuite le premier plan de coupe (PPC) en ajustant à un plan les points p2, p5, p8 et p11, le vecteur $\overrightarrow{vppc}$ perpendiculaire au plan de coupe obtenu et le barycentre m des quatre points, en définissant le premier plan de coupe (PPC) comme étant le plan passant par m et auquel $\overrightarrow{vppc}$ est perpendiculaire ;

-on modifie ensuite l'orientation de $\overrightarrow{vppc}$ de façon à l'orienter vers les dents du modèle en plâtre, en effectuant le produit scalaire entre $\overrightarrow{vppc}$ et $\overrightarrow{ea_z}$;

* si ce produit scalaire est positif, $\overrightarrow{vppc}$ n'est pas modifié par rapport à la détermination précédente, de même, donc, que PPC ;

* si ce produit scalaire est négatif, on modifie $\overrightarrow{vppc}$ en le multipliant par un facteur (-1,0), et on modifie PPC en conséquence ;

* on estime ensuite l'épaisseur de coupe « ec » ;

- on génère ensuite huit axes de référence, calculés à partir des points de référence p1 à p12, lesdits axes étant représentés par un vecteur indiquant la direction de l'axe et un point sur l'axe, et étant :

$$\text{AxInfD "Axe Inférieur Droit"} : \text{AxInfD} = (\overrightarrow{p2 - p1}, p1)$$

$$\text{AxInfA "Axe Inférieur Antérieur"} : \text{AxInfA} = (\overrightarrow{p5 - p4}, p4)$$

$$\text{AxInfG "Axe Inférieur Gauche"} : \text{AxInfG} = (\overrightarrow{p8 - p7}, p7)$$

$$\text{AxInfP "Axe Inférieur Postérieur"} : \text{AxInfP} = (\overrightarrow{p11 - p10}, p10)$$

$$\text{AxSupD "Axe Supérieur Droit"} : \text{AxSupD} = (\overrightarrow{p3 - p2}, p2)$$

$$\text{AxSupA "Axe Supérieur Antérieur"} : \text{AxSupA} = (\overrightarrow{p6 - p5}, p5)$$

$$\text{AxSupG "Axe Supérieur Gauche"} : \text{AxSupG} = (\overrightarrow{p9 - p8}, p8)$$

$$\text{AxSupP "Axe Supérieur Postérieur"} : \text{AxSupP} = (\overrightarrow{p12 - p11}, p11)$$

- on génère ensuite des points d'intersection associés au plan coronal de l'articulateur (PCA), en calculant l'intersection entre le plan coronal de l'articulateur PCA = $(\overrightarrow{ea_z}, pa)$ et les axes AxInfA, AxInfP, AxInfD et AxInfG, les quatre points obtenus étant nommés respectivement piaa « point d'intersection articulateur antérieur », piap « point

d'intersection articulateur postérieur », piad « point d'intersection articulateur droit » et piag « point d'intersection articulateur gauche »

- on simule ensuite la première coupe effectuée sur le modèle en plâtre et on génère des référentiels et des points d'intersection associés à cette coupe, en utilisant le

5 plan de coupe $PPC = (\overrightarrow{vppc}, m)$, l'épaisseur de coupe « ec » et les huit axes calculés

précédemment pour générer deux référentiels, l'un $SRS = (\overrightarrow{ps}, (\overrightarrow{es_x}, \overrightarrow{es_y}, \overrightarrow{es_z}))$ situé au-

dessus du plan de coupe, l'autre $SRI = (\overrightarrow{pi}, (\overrightarrow{ei_x}, \overrightarrow{ei_y}, \overrightarrow{ei_z}))$ situé en-dessous du plan de coupe, et huit points d'intersection, en calculant ces paramètres de la façon suivante :

* pour SRS on pose :

10
$$\overrightarrow{ps} = \overrightarrow{m} - \overrightarrow{0} + \overrightarrow{vppc} * (ec * 0.5)$$

puis on calcule les points d'intersection entre les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG et le plan $(\overrightarrow{vppc}, ps)$, ps étant le point dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{ps}$, en nommant les points d'intersection respectivement pisa « point d'intersection supérieur antérieur », pisp « point d'intersection supérieur postérieur », pisd « point d'intersection supérieur droit » et pisp « point d'intersection supérieur gauche », et en définissant, puis en normalisant les vecteurs :

$$\overrightarrow{es_x} = (\overrightarrow{pisa} - \overrightarrow{pisp})$$

$$\overrightarrow{es_y} = \overrightarrow{vppc} \times \overrightarrow{es_x}$$

$$\overrightarrow{es_z} = \overrightarrow{es_x} \times \overrightarrow{es_y} ;$$

20 * pour SRI, on pose :

$$\overrightarrow{pi} = \overrightarrow{m} - \overrightarrow{0} - \overrightarrow{vppc} * (ec * 0.5)$$

puis on calcule les points d'intersection entre les axes AxInfA, AxInfP, AxInfD, AxInfG et le plan $(\overrightarrow{vppc}, pi)$, pi étant le point dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{pi}$, en nommant les points d'intersection respectivement

25 piia "point d'intersection inférieur antérieur", piip "point d'intersection inférieur postérieur", piid "point d'intersection inférieur droit" et piig "point d'intersection inférieur gauche", et en définissant, puis en normalisant les vecteurs :

$$\overrightarrow{ei_x} = (\overrightarrow{piia} - \overrightarrow{piip})$$

$$\overrightarrow{ei_y} = \overrightarrow{vppc} \times \overrightarrow{ei_x}$$

$$\overrightarrow{ei_z} = \overrightarrow{ei_x} \times \overrightarrow{ei_y} ;$$

- on détermine le rectangle qui englobe les points d'intersection et dont les côtés sont parallèles aux vecteurs $\overrightarrow{es_x}$ et $\overrightarrow{es_y}$, en nommant les sommets du rectangle pad "point antérieur droit", pag "point antérieur gauche", ppd "point postérieur droit", et ppg "point postérieur gauche" ;

- on génère le référentiel dentaire $SRD = (\overrightarrow{pdt}, (\overrightarrow{edt_x}, \overrightarrow{edt_y}, \overrightarrow{edt_z}))$ et quatre points d'intersection associés au plan dentaire, en utilisant le référentiel $SRA = (\overrightarrow{pa}, (\overrightarrow{ea_x}, \overrightarrow{ea_y}, \overrightarrow{ea_z}))$ associé à l'articulateur, les points ii, m1g, m1d acquis sur les dents du modèle en plâtre, et les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG :

* pour générer SRD on pose $\overrightarrow{pdt} = \overrightarrow{ii} - \vec{0}$, puis on définit le plan sagittal de l'articulateur comme $PSA = (\overrightarrow{ea_y}, pa)$;

* on projette les points ii, m1g et m1d sur le plan PSA ; les nouveaux points ainsi obtenus sont dénommés iip, m1gp et m1dp ;

* puis on définit et normalise les vecteurs suivants :

$$\overrightarrow{edt_x} = \overrightarrow{iip} - \left(\frac{m1gp + m1dp}{2} \right)$$

$$\overrightarrow{edt_z} = \overrightarrow{edt_x} \times \overrightarrow{ea_y}$$

$$\overrightarrow{edt_y} = \overrightarrow{edt_z} \times \overrightarrow{edt_x}$$

$\overrightarrow{edt_x}$, $\overrightarrow{edt_y}$ et $\overrightarrow{edt_z}$ correspondant respectivement aux vecteur antéro-postérieur, latéral et vertical ;

* pour générer les points d'intersection, on les calcule entre les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG et le plan dentaire PDent = $(\overrightarrow{edt_z}, ii)$, en nommant les points d'intersection respectivement pida «point d'intersection dentaire antérieur », pidp « point d'intersection dentaire postérieur », pidd « point d'intersection dentaire droit » et pidg « point d'intersection dentaire gauche » ;

- on génère deux référentiels de contrôle, l'un dit « système de référence de contrôle supérieur » $SRCS = (\overrightarrow{pcs}, (\overrightarrow{ecs_x}, \overrightarrow{ecs_y}, \overrightarrow{ecs_z}))$ pour les structures (points, référentiels et axes) situées au-dessus de la ligne de coupe, et l'autre dit « système de référence de contrôle inférieur » $SRCI = (\overrightarrow{pci}, (\overrightarrow{eci_x}, \overrightarrow{eci_y}, \overrightarrow{eci_z}))$;

* pour SRCS on définit ses différents vecteurs comme suit et on les normalise :

$$\overrightarrow{pcs} = \overrightarrow{p6} - \overrightarrow{0}$$

$$\overrightarrow{ecs_x} = \overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p6}$$

$$\overrightarrow{ecs_z} = \overrightarrow{ecs_x} \times (\overrightarrow{p9} - \overrightarrow{p6})$$

$$\overrightarrow{ecs_y} = \overrightarrow{ecs_z} \times \overrightarrow{ecs_x}$$

- 5 * pour SRCI, on définit ses différents vecteurs comme suit et on les normalise :

$$\overrightarrow{pci} = \overrightarrow{p4} - \overrightarrow{0}$$

$$\overrightarrow{eci_x} = \overrightarrow{p1} - \overrightarrow{p4}$$

$$\overrightarrow{eci_z} = \overrightarrow{eci_x} \times (\overrightarrow{p7} - \overrightarrow{p4})$$

$$\overrightarrow{eci_y} = \overrightarrow{eci_z} \times \overrightarrow{eci_x}$$

- 10 - on génère une représentation 3D numérique du modèle en plâtre ;
 - on réalise une simulation numérique des opérations à effectuer sur le modèle en plâtre pour obtenir les mouvements osseux planifiés par le chirurgien, par :

- a) calcul de la transformation en translation et en rotation pour la simulation des mouvements, en utilisant les valeurs de déplacement (A,L,V) sur les axes antéro-postérieur, latéral et vertical et les angles de rotation (R_A , R_L et R_V) autour de ces mêmes axes, la transformation étant définie comme $TR_{xyz} = (T_{xyz}, R_{zxy})$, où $T_{xyz} = (A, L, V)$ et R_{zxy} correspondent à la matrice de rotation dans l'ordre de rotation y-x-z obtenue par :

$$R_{zxy} = \begin{bmatrix} \cos\theta_y \cos\theta_z - \sin\theta_x \sin\theta_y \sin\theta_z & -\cos\theta_x \sin\theta_z & \cos\theta_z \sin\theta_y + \cos\theta_y \sin\theta_x \sin\theta_z \\ \cos\theta_z \sin\theta_x \sin\theta_y + \cos\theta_y \sin\theta_z & \cos\theta_x \cos\theta_z & -\cos\theta_y \cos\theta_z \sin\theta_x + \sin\theta_y \sin\theta_z \\ -\cos\theta_x \sin\theta_y & \sin\theta_x & \cos\theta_x \cos\theta_y \end{bmatrix}$$

- 20 où θ_x , θ_y et θ_z correspondent respectivement à R_A , R_L et R_V .

- b) simulation des mouvements, lors de laquelle tous les paramètres situés au-dessus de la coupe sont d'abord référencés dans le référentiel SRD, puis la transformation TR_{xyz} est appliquée au référentiel dentaire SRD pour obtenir ainsi le référentiel dentaire simulé SRD_S ; la transformation associée à SRD_S (translation et matrice de rotation) est ensuite appliquée aux paramètres référencés à SRD ;

- c) optimisation de la représentation 3D du modèle et calcul de la hauteur de la deuxième ligne de coupe éventuelle ;

- *dans le cas où la partie supérieure de la représentation 3D coupe la partie inférieure dans des zones diverses, l'optimisation est réalisée par :

- 30 sélection du point situé le plus en-dessous du plan xy du référentiel SRI ;

puis génération d'un axe en utilisant le point obtenu précédemment et le vecteur unitaire en z du référentiel SRS_S ;

puis calcul du point d'intersection pd_c "point de référence pour la deuxième coupe" entre l'axe calculé précédemment et le plan xy du référentiel SRI

5 puis génération d'un plan P parallèle au plan xy du référentiel SRS_S au niveau du point pd_c ;

10 puis coupage de la partie supérieure de la représentation 3D en utilisant le plan P obtenu précédemment, suivi de l'élimination de la portion située en-dessous de ce plan P, en remplaçant les points pis_{AS} , $pisp_S$, $pisd_S$ et $pisg_S$ respectivement par l'intersection entre les axes $AxSupA_S$, $AxSupP_S$, $AxSupD_S$, $AxSupG_S$ et le plan P ;

puis calcul de la distance entre le point pd_c et le plan xy du référentiel SRS_S , cette distance correspondant à la hauteur de la deuxième coupe " hdc " (15) qui sera effectuée par le prothésiste par rapport à la première ligne de coupe (4) marquée sur le modèle en plâtre (3) ;

15 puis traçage de la deuxième ligne de coupe " $hdlc$ " sur le modèle en plâtre (3), $hdlc$ étant obtenue selon l'équation $hdlc = hdc - ec * 0.5$ où ec correspond à l'épaisseur de la coupe ;

20 * dans le cas, où il n'est pas nécessaire d'effectuer une deuxième coupe, les valeurs de hdc "hauteur de la deuxième coupe" et $hdlc$ "hauteur de la deuxième ligne de coupe" sont prises égales à zéro ;

- on génère le document d'instructions pour le prothésiste, à partir de neuf paramètres associés au marquage effectué sur le modèle en plâtre :

* $hdlc$;

* ha "hauteur du côté antérieur du modèle en plâtre" ;

25 * hp "hauteur du côté postérieure du modèle en plâtre" ;

* hd "hauteur du côté droit du modèle en plâtre" ;

* hg "hauteur du côté gauche droit du modèle en plâtre" ;

* dla "déplacement latéral du côté antérieur du modèle en plâtre" ;

* dlp "déplacement latéral du côté postérieur du modèle en plâtre" ;

30 * dad "déplacement antéro-postérieur du côté droit du modèle en plâtre" ;

* dag "déplacement antéro-postérieur du côté gauche du modèle en plâtre" ;

- on effectue un changement de référentiel en utilisant $SRCI$ comme référentiel principal:

35 * on calcule le référentiel $SRCS$ par rapport au référentiel $SRCI$ et on obtient un nouveau référentiel SRM_I "système de référence maxillaire dans la position initiale" ;

* on calcule le référentiel $SRCS_S$ par rapport au référentiel $SRCI$ et on obtient un nouveau référentiel SRM_S "système de référence maxillaire dans la position simulée" ;

- on calcule le référentiel SRD par rapport au référentiel $SRCS$ et on obtient un nouveau référentiel $SRDR$ "système de référence dentaire relatif" égal au référentiel

5 SRD_S par rapport au référentiel $SRCS_S$;

- on calcule la position et l'orientation du référentiel dentaire SRD par rapport à $SRCI$ avant et après simulation, en appliquant à $SRDR$ la transformation associée à SRM_I et la transformation associée à SRM_S pour obtenir respectivement les référentiels $SRDI$ "système de référence dentaire initial" et $SRDS$ "système de référence dentaire simulé" ;

10 - on sauvegarde les paramètres calculés dans un fichier ;

- on procède à la construction de la gouttière en se fondant sur le document d'instructions généré précédemment et le modèle en plâtre.

On peut matérialiser lesdits points (p1-p12) par des trous.

Après la fabrication de la gouttière, on peut procéder au contrôle de sa conformité avec la commande par :

15 - palpation de points et génération des deux référentiels de contrôle en utilisant un système de localisation 3D pour effectuer l'acquisition numérique sur le modèle maxillaire en plâtre des six points de contrôle (p1, p4, p7, p3, p6 et p9) ;

- utilisation de ces points de contrôle pour générer deux référentiels de contrôle $SRCS_O$ "système de référence de contrôle supérieur obtenu" pour la partie du modèle en
20 plâtre au-dessus de la coupe et $SRCI_O$ "système de référence de contrôle inférieur obtenu" pour la partie en-dessous de la coupe.

- quantification des mouvements effectués par le prothésiste en utilisant les référentiels $SRCS_O$ et $SRCI_O$, pour obtenir un référentiel $SRDO$ "système de référence dentaire obtenu" et un référentiel $SRDI$ "système de référence dentaire initial" ;

25 - calcul du référentiel $SRDO$ par rapport au référentiel $SRDI$, pour obtenir un nouveau référentiel SRG "système de référence de la gouttière" dont les axes (x, y, z) correspondent respectivement aux axes antéro-postérieur, latéral et vertical ;

- définition des mouvements effectués par le prothésiste par les coordonnées du vecteur position du référentiel SRG pour ce qui est du déplacement, et par les angles
30 d'Euler dans l'ordre de rotation y-x-z de la matrice de rotation associée au référentiel SRG ;

- comparaison des mouvements effectués par le prothésiste avec ceux qui avaient été planifiés.

Les inventeurs ont travaillé simultanément sur trois points qui leur sont apparus
35 cruciaux pour la réussite de la conception de la gouttière :

- la correspondance entre le plan de la radiographie (en imagerie 2D) ou le plan sagittal de la tête (en imagerie 3D) et le plan sagittal de l'articulateur, obtenue grâce au dispositif dit « arc facial » utilisé pour construire le modèle en plâtre ;

- la facilité à identifier le plan sagittal de l'articulateur sur le modèle en plâtre de la morphologie du patient ;

- le parallélisme entre le plan supérieur coronal de l'articulateur et la base dudit modèle en plâtre.

Le procédé selon l'invention est basé sur l'utilisation du modèle maxillaire en plâtre du patient et sur le choix de trois points de référence particuliers de ce modèle à partir desquels on réalise un traitement des données adapté.

Un système de localisation tridimensionnel 3D est aussi utilisé.

On utilise, comme information d'entrée pour le traitement, des données issues d'une imagerie 2D ou 3D employée dans l'étape de planification de la procédure chirurgicale.

L'invention sera décrite en référence aux figures annexées suivantes :

- la figure 1 qui montre un maxillaire et situe les trois points de référence utilisés dans la construction du référentiel dentaire ;

- la figure 2 qui montre une radiographie de profil du crâne du patient, sur laquelle on a reporté le référentiel dentaire choisi ;

- la figure 3 qui montre une image de la génération 3D du référentiel maxillaire à partir d'un modèle virtuel issu d'une imagerie au scanner ;

- la figure 4 qui montre les mouvements possibles pour le référentiel dentaire ;

- la figure 5 qui montre un exemple de tracé de la première ligne de coupe sur le modèle en plâtre du maxillaire du patient ;

- les figures 6, 7, 8 et 9 qui montrent les quatre lignes et les emplacements de douze points de référence tracés sur le modèle en plâtre ;

- la figure 10 qui montre une représentation 3D simplifiée du modèle en plâtre et de plusieurs paramètres dans la position initiale après la première coupe ;

- la figure 11 qui montre une représentation 3D améliorée du modèle en plâtre et de plusieurs paramètres dans la position initiale après la première coupe ;

- la figure 12 qui montre un exemple d'une représentation 3D du modèle en plâtre et de plusieurs paramètres, avant et après la simulation des mouvements ;

- la figure 13 qui montre en vue sagittale des exemples de cas obtenus après simulation numérique des mouvements, lorsqu'il y a intersection entre les parties supérieure et inférieure du modèle ;

- la figure 14 qui montre en vue sagittale des exemples de cas obtenus après simulation numérique des mouvements, lorsqu'il n'y a pas intersection entre les parties supérieure et inférieure du modèle ;

- la figure 15 qui montre des exemples d'optimisation de la représentation 3D dans des cas où il y a intersection entre les parties supérieure et inférieure du modèle ;

- la figure 16 qui montre la méthodologie pour le calcul des paramètres devant figurer dans le document destiné au prothésiste.

- la figure 17 qui montre la méthodologie pour le changement du référentiel principal avant et après la simulation numérique.

- les figures 18 et 19 montrent la méthodologie pour quantifier les mouvements effectués par le prothésiste sur le modèle en plâtre.

- la figure 20 qui présente un exemple de document d'instructions envoyé au prothésiste.

Le procédé selon l'invention comporte les étapes suivantes ;

Dans l'étape 1, on définit d'abord un référentiel permettant d'estimer les déplacements et les rotations des structures osseuses à partir de l'imagerie de l'anatomie du patient, réalisée soit en 2D (notamment par radiographie), soit en 3D (notamment par scanner ou IRM).

Le référentiel à définir doit être facilement identifiable sur l'imagerie 2D ou 3D et aussi sur le modèle maxillaire en plâtre du patient.

Comme exposé précédemment, on choisit ledit référentiel à partir du plan sagittal de l'articulateur et de trois points, illustrés sur la figure 1 :

- le point interincisif I_i du maxillaire 1 qui va constituer, de préférence, l'origine du référentiel ;

- le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire gauche M1G ;

- le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire droite M1D.

Si on dispose seulement d'une imagerie 2D, comme représenté sur la figure 2, on détermine un référentiel $(I_i, \vec{A}, \vec{L}, \vec{V})$:

- en sélectionnant sur la radiographie les points I_i , M1G et M1D ;

- en prenant le point I_i comme origine du référentiel ;

- en définissant le vecteur antéropostérieur $\vec{A}$ par $\vec{A} = I_i - \overline{\left(\frac{M1G + M1D}{2}\right)}$.

- en définissant le vecteur latéral $\vec{L}$ comme étant perpendiculaire au plan de la radiographie (donc non visible sur la figure 2) ;

- et en définissant le vecteur vertical $\vec{V}$ comme étant perpendiculaire à $\vec{A}$.

Les trois vecteurs sont ensuite normalisés.

Dans le cas où on dispose d'une reconstruction 3D de la structure osseuse de la tête (figure 3) issue d'une imagerie 3D, on détermine un référentiel $(I_i, \vec{A}, \vec{L}, \vec{V})$ en :

- générant le plan sagittal de la tête à partir de plusieurs points sélectionnés par le chirurgien sur le modèle virtuel 2 de la tête du patient ; le plan peut être calculé en ajustant à un plan les points acquis, par une méthode des moindres carrés ;
- sélectionnant sur la reconstitution 3D les points I_i , M1G et M1D comme sur la figure 1 ;
- projetant ces points sur le plan sagittal de la tête, pour créer des nouveaux points qui seront par la suite dénommés I_{ip} , M1G_p, et M1D_p ;
- définissant I_i comme l'origine du référentiel ;

$$\text{- définissant le vecteur antéropostérieur } \vec{A} \text{ comme } \vec{A} = I_{ip} - \left(\frac{M1G_p + M1D_p}{2} \right) ;$$

- définissant le vecteur latéral $\vec{L}$ comme étant perpendiculaire au plan sagittal de la tête ; dans l'exemple décrit et représenté, sa direction est positive du côté droit de la tête sur le modèle virtuel ;

- définissant le vecteur vertical $\vec{V}$ par $\vec{V} = \vec{A} \times \vec{L}$; il a donc sa direction positive vers le bas dans l'exemple représenté ;

- normalisant les vecteurs $\vec{V}$, $\vec{L}$ et $\vec{A}$ comme montré sur la figure 3.

Dans l'étape 2, le chirurgien simule sur la radiographie (figure 2) ou sur la reconstruction 3D (figure 3) le geste opératoire (ostéotomies et mouvements de translation et/ou rotation des structures osseuses) par rapport au référentiel dentaire préalablement déterminé.

La quantification des mouvements est effectuée en calculant la position et l'orientation relative du référentiel dentaire après simulation SRD_1 par rapport au référentiel dentaire avant simulation SRD_0 .

On obtient un nouveau référentiel SRD_{1-0} qui est défini comme :

$$SRD_{1-0} = (\vec{P}_{1-0}, (\vec{A}_{1-0}, \vec{L}_{1-0}, \vec{V}_{1-0}))$$

$\vec{P}_{1-0}$ est le vecteur position dont les coordonnées (A, L, V) correspondent respectivement aux déplacements sur les axes antéropostérieur, latéral et vertical, et $(\vec{A}_{1-0}, \vec{L}_{1-0}, \vec{V}_{1-0})$ sont les trois vecteurs unitaires orthogonaux. A partir de ces derniers, on génère une matrice de rotation $\begin{bmatrix} \vec{A}_{1-0} & \vec{L}_{1-0} & \vec{V}_{1-0} \end{bmatrix}$ utilisée pour calculer les angles d'Euler

R_L , R_A et R_V (dans cet ordre), correspondant aux rotations autour de chaque axe. La figure 4 schématise ces déplacements et rotations.

Dans le cas où on dispose seulement d'une imagerie 2D, on prend par défaut des constantes L , R_V et R_A égales à zéro. Mais le chirurgien peut, s'il le désire, modifier ces paramètres en se fondant, pour l'estimation de leurs valeurs, sur les modèles en plâtre du maxillaire et de la mandibule.

Dans l'étape 3, le chirurgien trace et marque sur le modèle en plâtre 3 du maxillaire du patient les lignes et les points de référence. Ces lignes et points vont permettre de générer une représentation numérique avec la quelle on pourra définir et quantifier les gestes à effectuer sur le modèle en plâtre 3 du maxillaire du patient pour fabriquer la gouttière de positionnement :

1) Le chirurgien trace le contour de la première ligne de coupe 4, parallèle à la base du modèle 3. Le tracé 4 sert de repère au prothésiste pour effectuer la première coupe. Le tracé 4 peut être effectué au moyen d'un dispositif faisant tourner sur une platine 10 le modèle 3 face au crayon qui appuie sur la surface du modèle 3. La hauteur du crayon est réglable pour que le tracé s'effectue à la hauteur voulue quelle que soit la dimension en hauteur du modèle 3. On s'assure aussi de la parfaite inscription du tracé 4 dans le plan adéquat. La figure 5 montre un exemple de résultat de ce tracé 4.

2) Le chirurgien trace quatre lignes perpendiculaires à la base du modèle 3 partant de points situés à la base du modèle 3 et sur un même plan parallèle au plan coronal de l'articulateur. Ces lignes sont tracées respectivement sur les bords le plus à droite, le plus à gauche, antérieur et postérieur du modèle 3. Les lignes tracées sur les bords antérieur et postérieur du modèle 3 partent chacune d'un point situé sur le plan sagittal de l'articulateur qui est facilement identifiable sur le modèle 3. Les figures 6, 7, 8, 9 montrent ces quatre lignes : celle 5 du côté droit, celle 6 du côté antérieur, celle 7 du côté gauche et celle 8 du côté postérieur du modèle 3.

3) Le chirurgien marque douze points de référence sur le modèle, qui sont également visibles sur les figures 6 à 9. Les points sont situés sur chacune des lignes précédentes 5 (points p_1 , p_2 , p_3), 6 (points p_4 , p_5 , p_6), 7 (points p_7 , p_8 , p_9), 8 (points p_{10} , p_{11} , p_{12}) respectivement à la base du modèle, à l'intersection avec la première ligne de coupe 4 et au-dessus de la première ligne de coupe 4. Ces points sont avantageusement matérialisés par des petits trous pour faciliter leur identification. Les points p_1 , p_4 , p_7 et p_{10} doivent être situés sur un même plan à niveau de la base ils vont permettre entre autres de définir les plans coronal sagittal et frontal associés à l'articulateur, les points p_2 , p_5 , p_8 et p_{11} doivent être situés sur la ligne de coupe, les

points p3, p6, p9 et p12 sont situés au dessus de la ligne de coupe et n'ont pas besoin d'être sur un même plan.

Dans l'étape 4, tous les points de référence sont numérisés et on génère un modèle numérique 3D du modèle en plâtre 3. Un système de localisation 3D est utilisé pour effectuer l'acquisition numérique sur le modèle 3 des points p1 à p12 et des points Ii, M1G et M1D.

Puis un système de référence associé à l'articulateur (SRA) est calculé, selon :

$$\overrightarrow{tmp_z} = \left((\overrightarrow{p4 - p10}) \times (\overrightarrow{p1 - p10}) \right) + \left((\overrightarrow{p7 - p10}) \times (\overrightarrow{p4 - p10}) \right)$$

$$\overrightarrow{ea_x} = \overrightarrow{p4 - p10}$$

$$\overrightarrow{ea_y} = \overrightarrow{tmp_z} \times \overrightarrow{ea_x}$$

$$\overrightarrow{ea_z} = \overrightarrow{ea_x} \times \overrightarrow{ea_y}$$

$$\overrightarrow{pa} = (\overrightarrow{p4 + p10}) * 0.5 - 0$$

$\overrightarrow{ea_x}$, $\overrightarrow{ea_y}$ et $\overrightarrow{ea_z}$ sont ensuite normalisés. Ils correspondent aux trois vecteurs

unitaires du référentiel SRA et $\overrightarrow{pa}$ correspond au vecteur position. Les plans sagittal, coronal et frontal de l'articulateur sont définis par les vecteurs $\overrightarrow{ea_y}$, $\overrightarrow{ea_z}$ et $\overrightarrow{ea_x}$ (vecteurs perpendiculaires aux plans respectifs). La position des plans est définie par le point pa dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{pa}$.

On calcule ensuite le premier plan de coupe en ajustant à un plan les points p2, p5, p8 et p11, le vecteur $\overrightarrow{vppc}$ perpendiculaire au plan de coupe obtenu et le barycentre m des quatre points. Le premier plan de coupe PPC est ainsi défini comme étant le plan passant par m et auquel $\overrightarrow{vppc}$ est perpendiculaire.

On modifie ensuite l'orientation de $\overrightarrow{vppc}$ de façon à l'orienter vers les dents du modèle en plâtre, en effectuant le produit scalaire entre $\overrightarrow{vppc}$ et $\overrightarrow{ea_z}$.

Si ce produit scalaire est positif, $\overrightarrow{vppc}$ n'est pas modifié par rapport à la détermination précédente, de même, donc, que PPC.

En revanche, si ce produit scalaire est négatif, on modifie $\overrightarrow{vppc}$ en le multipliant par un facteur (-1,0). PPC est modifié en conséquence.

Ce produit scalaire n'est jamais nul.

On estime ensuite l'épaisseur de coupe « ec ». Celle-ci est associée au type d'outil utilisé par le prothésiste pour couper le modèle en plâtre. Si le prothésiste utilise une scie d'un modèle classiquement employé pour cet usage, on peut estimer ec à 1,0 mm.

On génère ensuite huit axes de référence : ces axes sont calculés à partir des points p1 à p12. Ils sont représentés par un vecteur (indiquant la direction de l'axe) et un point sur l'axe. Les axes sont :

$$\text{AxInfD "Axe Inférieur Droit"} : \text{AxInfD} = (\overrightarrow{p2 - p1}, p1)$$

$$\text{AxInfA "Axe Inférieur Antérieur"} : \text{AxInfA} = (\overrightarrow{p5 - p4}, p4)$$

$$\text{AxInfG "Axe Inférieur Gauche"} : \text{AxInfG} = (\overrightarrow{p8 - p7}, p7)$$

$$10 \quad \text{AxInfP "Axe Inférieur Postérieur"} : \text{AxInfP} = (\overrightarrow{p11 - p10}, p10)$$

$$\text{AxSupD "Axe Supérieur Droit"} : \text{AxSupD} = (\overrightarrow{p3 - p2}, p2)$$

$$\text{AxSupA "Axe Supérieur Antérieur"} : \text{AxSupA} = (\overrightarrow{p6 - p5}, p5)$$

$$\text{AxSupG "Axe Supérieur Gauche"} : \text{AxSupG} = (\overrightarrow{p9 - p8}, p8)$$

$$\text{AxSupP "Axe Supérieur Postérieur"} : \text{AxSupP} = (\overrightarrow{p12 - p11}, p11)$$

15 On génère ensuite des points d'intersection associés au plan coronal de l'articulateur. Ces points sont générés en calculant l'intersection entre le plan coronal de l'articulateur $\text{PCA} = (\overrightarrow{ea_z}, pa)$ et les axes AxInfA, AxInfP, AxInfD et AxInfG. Les quatre points obtenus sont nommés respectivement piaa « point d'intersection articulateur antérieur », piap « point d'intersection articulateur postérieur », piad « point d'intersection articulateur droit » et piag « point d'intersection articulateur gauche ».

20 On simule ensuite la première coupe effectuée sur le modèle en plâtre et on génère des référentiels et des points d'intersection associés à cette coupe. Dans cette étape, le plan de coupe $\text{PPC} = (\overrightarrow{vppc}, m)$, l'épaisseur de coupe « ec » et les huit axes calculés précédemment sont utilisés pour générer deux référentiels, l'un

25 $\text{SRS} = (\overrightarrow{ps}, (\overrightarrow{es_x}, \overrightarrow{es_y}, \overrightarrow{es_z}))$ situé au-dessus du plan de coupe, l'autre

$\text{SRI} = (\overrightarrow{pi}, (\overrightarrow{ei_x}, \overrightarrow{ei_y}, \overrightarrow{ei_z}))$ situé en-dessous du plan de coupe, et huit points d'intersection.

Ces paramètres sont calculés de la façon suivante.

Pour SRS, on pose :

$$\overrightarrow{ps} = \overrightarrow{m} - \vec{0} + \overrightarrow{vppc} * (\text{ec} * 0.5)$$

puis on calcule les points d'intersection entre les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG et le plan $(\overrightarrow{vppc}, ps)$, ps étant le point dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{ps}$, en nommant les points d'intersection respectivement pisa « point d'intersection supérieur antérieur », pisp « point d'intersection supérieur postérieur », pisd « point d'intersection supérieur droit » et pisp « point d'intersection supérieur gauche ».

Puis on définit les vecteurs :

$$\overrightarrow{es_x} = (\overrightarrow{pisa} - \overrightarrow{pisp})$$

$$\overrightarrow{es_y} = \overrightarrow{vppc} \times \overrightarrow{es_x}$$

$$10 \quad \overrightarrow{es_z} = \overrightarrow{es_x} \times \overrightarrow{es_y} ;$$

$\overrightarrow{es_x}$, $\overrightarrow{es_y}$ et $\overrightarrow{es_z}$ sont ensuite normalisés.

Pour SRI, on pose :

$$\overrightarrow{pi} = \overrightarrow{m} - \overrightarrow{0} - \overrightarrow{vppc} * (ec * 0.5)$$

15 puis on calcule les points d'intersection entre les axes AxInfA, AxInfP, AxInfD, AxInfG et le plan $(\overrightarrow{vppc}, pi)$, pi étant le point dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{pi}$, en nommant les points d'intersection respectivement piia "point d'intersection inférieur antérieur", piip "point d'intersection inférieur postérieur", piid "point d'intersection inférieur droit" et piig "point d'intersection inférieur gauche".

Puis on définit les vecteurs :

$$20 \quad \overrightarrow{ei_x} = (\overrightarrow{piia} - \overrightarrow{piip})$$

$$\overrightarrow{ei_y} = \overrightarrow{vppc} \times \overrightarrow{ei_x}$$

$$\overrightarrow{ei_z} = \overrightarrow{ei_x} \times \overrightarrow{ei_y}$$

$\overrightarrow{ei_x}$, $\overrightarrow{ei_y}$ et $\overrightarrow{ei_z}$ sont ensuite normalisés.

25 Puis on détermine le rectangle qui englobe les points d'intersection et dont les côtés sont parallèles aux vecteurs $\overrightarrow{es_x}$ et $\overrightarrow{es_y}$. Les sommets du rectangle sont nommés pad "point antérieur droit", pag "point antérieur gauche", ppd "point postérieur droit", et ppg "point postérieur gauche".

Puis on génère le référentiel dentaire et les points d'intersection associés au plan dentaire : dans cette partie, le référentiel $SRA = (\overrightarrow{pa}, (\overrightarrow{ea_x}, \overrightarrow{ea_y}, \overrightarrow{ea_z}))$ associé à l'articulateur, les points ii, m1g, m1d acquis sur les dents du modèle en plâtre, et les axes

AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG sont utilisés pour générer le référentiel dentaire $SRD = (\overrightarrow{pdt}, (\overrightarrow{edt_x}, \overrightarrow{edt_y}, \overrightarrow{edt_z}))$ et quatre points d'intersection. Ces paramètres sont calculés de la façon suivante.

Pour SRD on pose $\overrightarrow{pdt} = \overrightarrow{ii - 0}$, puis on définit le plan sagittal de l'articulateur

5 comme $PSA = (\overrightarrow{ea_y}, pa)$.

on projette les points ii, m1g et m1d sur le plan PSA ; les nouveaux points ainsi obtenus sont dénommés ii_p , $m1g_p$ et $m1d_p$.

Puis on définit les vecteurs suivants :

$$\overrightarrow{edt_x} = \overrightarrow{ii_p} - \left(\frac{m1g_p + m1d_p}{2} \right)$$

10

$$\begin{aligned} \overrightarrow{edt_z} &= \overrightarrow{edt_x} \times \overrightarrow{ea_y} \\ \overrightarrow{edt_y} &= \overrightarrow{edt_z} \times \overrightarrow{edt_x} \end{aligned}$$

$\overrightarrow{edt_x}$, $\overrightarrow{edt_y}$ et $\overrightarrow{edt_z}$ sont ensuite normalisés

$\overrightarrow{edt_x}$, $\overrightarrow{edt_y}$ et $\overrightarrow{edt_z}$ correspondent respectivement aux vecteur antéro-postérieur,

latéral et vertical.

15

Pour les points d'intersection, on les calcule entre les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG et le plan dentaire $PDent = (\overrightarrow{edt_z}, ii)$, en nommant les points d'intersection respectivement $pida$ «point d'intersection dentaire antérieur », $pidp$ « point d'intersection dentaire postérieur », $pidd$ « point d'intersection dentaire droit » et $pidg$ « point d'intersection dentaire gauche ».

20

Puis on génère les référentiels de contrôle. L'objectif de cette opération est de créer les outils pour pouvoir quantifier le travail effectué par le prothésiste ou la personne qui construit la gouttière de repositionnement et de le comparer à ce qui a été planifié par le chirurgien auparavant. Pour cela, deux référentiels sont générés, l'un dit « système de référence de contrôle supérieur » $SRCS = (\overrightarrow{pcs}, (\overrightarrow{ecs_x}, \overrightarrow{ecs_y}, \overrightarrow{ecs_z}))$ pour les structures

25

(points, référentiels et axes) situées au-dessus de la ligne de coupe et l'autre dit « système de référence de contrôle inférieur » $SRCI = (\overrightarrow{pci}, (\overrightarrow{eci_x}, \overrightarrow{eci_y}, \overrightarrow{eci_z}))$ pour les structures situées en-dessous de la ligne de coupe.

Pour SRCS on définit ses différents vecteurs comme suit :

$$\overrightarrow{pcs} = \overrightarrow{p6 - 0}$$

$$\overrightarrow{ecs_x} = \overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p6}$$

$$\overrightarrow{ecs_z} = \overrightarrow{ecs_x} \times (\overrightarrow{p9} - \overrightarrow{p6})$$

$$\overrightarrow{ecs_y} = \overrightarrow{ecs_z} \times \overrightarrow{ecs_x}$$

$\overrightarrow{ecs_x}$, $\overrightarrow{ecs_y}$ et $\overrightarrow{ecs_z}$ sont ensuite normalisés.

5 Pour SRCI, on définit ses différents vecteurs comme suit :

$$\overrightarrow{pci} = \overrightarrow{p4} - \overrightarrow{0}$$

$$\overrightarrow{eci_x} = \overrightarrow{p1} - \overrightarrow{p4}$$

$$\overrightarrow{eci_z} = \overrightarrow{eci_x} \times (\overrightarrow{p7} - \overrightarrow{p4})$$

$$\overrightarrow{eci_y} = \overrightarrow{eci_z} \times \overrightarrow{eci_x}$$

10 $\overrightarrow{eci_x}$, $\overrightarrow{eci_y}$ et $\overrightarrow{eci_z}$ sont ensuite normalisés.

Enfin, on effectue une génération d'une représentation 3D numérique du modèle en plâtre. On vise ainsi à permettre à l'utilisateur de visualiser une représentation numérique du modèle en plâtre. Le degré de complexité de cette représentation dépend des paramètres utilisés dans sa conception et des paramètres calculés précédemment (référentiels, points, épaisseur de la première coupe...). Cette représentation permet aussi de visualiser les deux structures rigides obtenues après avoir simulé la première coupe.

La figure 10 montre un exemple de représentation 3D simplifiée du modèle en plâtre et de plusieurs paramètres dans la position initiale, après la première coupe, et la figure 11 montre une représentation 3D améliorée du même modèle.

Dans l'étape 5 on réalise une simulation numérique des opérations à effectuer sur le modèle en plâtre pour obtenir les mouvements osseux planifiés par le chirurgien. Cette simulation est effectuée en utilisant comme données d'entrée les paramètres obtenus dans l'étape 4 et les valeurs de déplacement et de rotation obtenues dans l'étape 2. Les procédures effectuées à partir de ces informations sont :

a) Calcul de la transformation (translation et rotation) pour la simulation des mouvements. Cette transformation est obtenue en utilisant les valeurs de déplacement (A, L, V) sur les axes antéro-postérieur, latéral et vertical et les angles de rotation R_A , R_L et R_V autour de ces mêmes axes. La transformation est définie comme $TR_{xyz} = (T_{xyz}, R_{zxy})$ où $T_{xyz} = (A, L, V)$ et R_{zxy} correspondent à la matrice de rotation dans l'ordre de rotation y-x-z. Elle est obtenue de la façon suivante :

$$R_{xyz} = \begin{bmatrix} \cos\theta_y \cos\theta_z - \sin\theta_x \sin\theta_y \sin\theta_z & -\cos\theta_x \sin\theta_z & \cos\theta_z \sin\theta_y + \cos\theta_y \sin\theta_x \sin\theta_z \\ \cos\theta_z \sin\theta_x \sin\theta_y + \cos\theta_y \sin\theta_z & \cos\theta_x \cos\theta_z & -\cos\theta_y \cos\theta_z \sin\theta_x + \sin\theta_y \sin\theta_z \\ -\cos\theta_x \sin\theta_y & \sin\theta_x & \cos\theta_x \cos\theta_y \end{bmatrix}$$

où θ_x , θ_y et θ_z correspondent respectivement à R_A , R_L et R_V .

b) Simulation des mouvements. Pour effectuer la simulation des mouvements, tous les paramètres (points, référentiels et axes) situés au-dessus de la coupe, comme le montrent les figures 10 et 11, sont d'abord référencés au référentiel SRD. Ensuite, la transformation TR_{xyz} est appliquée au référentiel dentaire SRD pour obtenir ainsi le référentiel dentaire simulé SRD_S . La transformation associée à SRD_S (translation et matrice de rotation) est ensuite appliquée aux paramètres référencés à SRD. La figure 12 montre une représentation 3D du modèle en plâtre et de plusieurs paramètres, avant et après la simulation des mouvements.

c) Optimisation de la représentation 3D du modèle et calcul de la hauteur de la deuxième ligne de coupe. Suite à la simulation des mouvements précédente, deux situations peuvent se présenter. La première, comme le montre la figure 13 en vue sagittale, quand la partie supérieure de la représentation 3D coupe la partie inférieure dans des zones diverses et dans des proportions plus ou moins importantes, comme le montrent les trois cas représentés, et la deuxième, comme le montre la figure 14 en vue sagittale, quand les deux parties ne se coupent pas.

Le premier cas est identifié quand au moins un des points pad_S , pag_S , ppd_S ou ppg_S est en-dessous du plan xy du référentiel SRI, et le deuxième cas quand ces quatre points sont au-dessus de ce même plan.

Dans le deuxième cas, une optimisation n'est pas nécessaire car les deux portions ne se coupent pas, et il n'est donc pas nécessaire d'effectuer une deuxième coupe sur la représentation 3D ni, par conséquent, sur le modèle en plâtre.

Dans le premier cas cité plus haut, il faut donc optimiser la partie supérieure de façon à ce que celle-ci ne coupe pas la partie inférieure. Pour cela, il faut effectuer les procédures suivantes :

- a) sélection du point situé le plus en-dessous du plan xy du référentiel SRI ;
- b) génération d'un axe en utilisant le point obtenu précédemment et le vecteur unitaire en z du référentiel SRS_S ;
- c) calcul du point d'intersection entre l'axe calculé précédemment et le plan xy du référentiel SRI ; ce point sera nommé pdc "point de référence pour la deuxième coupe" (figure 15 côté gauche) ;

- d) génération d'un plan P parallèle au plan xy du référentiel SRS_S au niveau du point pdc (figure 15 côté gauche) ;
- e) coupage de la partie supérieure de la représentation 3D en utilisant le plan P obtenu précédemment, suivi de l'élimination de la portion située en-dessous de ce plan P (figure 15 côté droit) ; les points $pisa_S$, $pisp_S$, $pisd_S$ et $pisg_S$ sont remplacés respectivement par l'intersection entre les axes $AxSupA_S$, $AxSupP_S$, $AxSupD_S$, $AxSupG_S$ et le plan P ;
- f) calcul de la distance entre le point pdc et le plan xy du référentiel SRS_S ; cette distance correspond à la hauteur de la deuxième coupe "hdc" (figure 15 côté gauche) qui sera effectuée par le prothésiste par rapport à la première ligne de coupe 4 marquée sur le modèle en plâtre 3. La hauteur de la deuxième ligne de coupe "hdlc" qui sera tracée sur le plâtre est obtenue selon l'équation $hdlc = hdc - ec * 0.5$ où ec correspond à l'épaisseur de la coupe.

La figure 15 montre les exemples d'optimisation de la représentation 3D dans les trois cas d'intersection représentés sur la figure 13.

Dans le deuxième cas, où il n'est pas nécessaire d'effectuer une deuxième coupe, les valeurs de hdc "hauteur de la deuxième coupe" et $hdlc$ "hauteur de la deuxième ligne de coupe" sont égales à zéro.

Dans l'étape 6 on réalise un marquage de la deuxième ligne de coupe $hdlc$ sur le modèle en plâtre 3, si cette deuxième ligne de coupe est nécessaire.

Dans l'étape 7 on génère le document d'instructions pour le prothésiste. Ce document, associé au marquage effectué sur le modèle en plâtre, permet de guider le prothésiste et d'améliorer la précision et la reproductibilité de la technique classique pour la construction de la gouttière. Pour générer ce document, neuf paramètres sont nécessaires. Ces paramètres sont associés au marquage effectué sur le modèle en plâtre 3. Le premier, $hdlc$ "hauteur de la deuxième ligne de coupe" a été présenté dans la partie 5) et les huit autres, présentés dans la figure 16, sont : ha "hauteur du côté antérieur", hp "hauteur du côté postérieur", hd "hauteur du côté droit", hg "hauteur du côté gauche", dla "déplacement latéral du côté antérieur", dlp "déplacement latéral du côté postérieur", dad "déplacement antéro-postérieur du côté droit" et dag "déplacement antéro-postérieur du côté gauche". La figure 16 montre la méthodologie de calcul de chacun des 8 paramètres et les combinaisons possibles pour chacun des côtés du modèle en plâtre 3.

On définit, comme cela est visible sur la figure 16, les différents paramètres autres que $hdlc$ par :

- ha "hauteur du côté antérieur du modèle en plâtre" ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens négatif de l'axe X du référentiel SRI , ha est

calculé comme la distance verticale (dans l'axe Z du référentiel SRI) entre le point $pisa_s$ et le plan X-Y de SRI ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens positif de l'axe X ou si son déplacement est nul sur cet axe, ha est calculé comme la distance verticale entre le point $piia$ et le plan P formé par les points $pisa_s$, $pisd_s$, $pisp_s$ et

5 $pisg_s$;

- hp "hauteur du côté postérieur du modèle en plâtre" ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens négatif de l'axe X du référentiel SRI, ha est calculé comme la distance verticale entre le point $piip$ et le plan P ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens positif de l'axe X ou si son déplacement est

10 nul sur cet axe, ha est calculé comme la distance verticale entre le point $pisp_s$ et le plan X-Y de SRI ;

- hd "hauteur du côté droit du modèle en plâtre" ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens positif de l'axe Y du référentiel SRI, hd est calculé comme la distance verticale entre le point $piid$ et le plan P ; si la partie supérieure du

15 modèle en plâtre se déplace dans le sens négative de l'axe Y ou si son déplacement est nul sur cet axe, hd est calculé comme la distance verticale entre le point $pisd_s$ et le plan X-Y de SRI ;

- hg "hauteur du côté gauche droit du modèle en plâtre" ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens positif de l'axe Y du référentiel SRI, hg est

20 calculé comme la distance verticale entre le point $pisg_s$ et le plan X-Y de SRI ; si la partie supérieure du modèle en plâtre se déplace dans le sens négatif de l'axe Y ou si son déplacement est nul sur cet axe, hg est calculé comme la distance verticale entre le point $piig$ et le plan P ;

- dla "déplacement latéral du côté antérieur du modèle en plâtre" ; on calcule la projection des points $piia$ et $pisa_s$ sur le référentiel SRI et ensuite on calcule dla comme la

25 différence entre la coordonnée Y de la projection de $pisa_s$ et la coordonnée Y de la projection de $piia$;

- dlp "déplacement latéral du côté postérieur du modèle en plâtre" ; on calcule la projection des points $piip$ et $pisp_s$ sur le référentiel SRI et ensuite on calcule dlp comme la

30 différence entre la coordonnée Y de la projection de $pisp_s$ et la coordonnée Y de la projection de $piip$;

- dad "déplacement antéro-postérieur du côté droit du modèle en plâtre" ; on calcule la projection des points $piid$ et $pisd_s$ sur le référentiel SRI et ensuite on calcule dad comme la différence entre la coordonnée X de la projection de $pisd_s$ et la coordonnée X

35 de la projection de $piid$;

- dag "déplacement antéro-postérieur du côté gauche du modèle en plâtre" ; on calcule la projection des points $piig$ et $pisg_s$ sur le référentiel SRI et ensuite on calcule dag comme la différence entre la coordonnée X de la projection de $pisg_s$ et la coordonnée X de la projection de $piig$.

5 A partir des neuf paramètres cités ci-dessus, le document d'instructions destiné au prothésiste peut être ainsi généré et transmis. La figure 20 montre un exemple d'un tel document envoyé au prothésiste.

10 Dans l'étape 8 on effectue un changement de référentiel et une sauvegarde des données. Les changements de référentiel s'effectuent, comme le montre la figure 17, en utilisant SRCI comme référentiel principal.

 On calcule le référentiel SRCS par rapport au référentiel SRCI. Le nouveau référentiel, qui est la projection de SRCS sur SRCI, est nommé SRM_i "système de référence maxillaire dans la position initiale".

15 On calcule le référentiel $SRCS_s$ par rapport au référentiel SRCI. Le nouveau référentiel, qui est la projection de $SRCS_s$ sur SRCI, est nommé SRM_s "système de référence maxillaire dans la position simulée".

20 On calcule le référentiel SRD par rapport au référentiel SRCS. Le nouveau référentiel, qui est la projection de SRD sur SRCI, est nommé SRDR "système de référence dentaire relatif". Il est aussi égal au référentiel SRD_s par rapport au référentiel $SRCS_s$.

 Pour calculer la position et l'orientation du référentiel dentaire par rapport au SRCI avant et après simulation, il suffit d'appliquer à SRDR la transformation associée à SRM_i et la transformation associée à SRM_s pour obtenir respectivement les référentiels SRDI "système de référence dentaire initial" et SRDS "système de référence dentaire simulé".

25 Enfin on sauvegarde les paramètres calculés dans un fichier.

 Dans l'étape 9 on procède à la construction de la gouttière. A cet effet, le document d'instructions généré précédemment et le modèle maxillaire en plâtre du patient sont transmis au prothésiste. Ce dernier construit donc la gouttière de façon classique sur la base des instructions présentées dans le document et en se guidant grâce aux tracés effectués sur le modèle en plâtre. Pour matérialiser la valeur des paramètres de hauteur présentés dans le document, le prothésiste peut utiliser des petites lames de différentes épaisseurs et choisir la combinaison la plus adaptée à la hauteur demandée pour chaque côté du modèle en plâtre.

35 Une fois la gouttière construite, elle est envoyée au chirurgien qui contrôle sa conformité avec la commande. A cet effet, il peut utiliser un logiciel qui gère les données stockées lors de l'étape 8) et qui gère aussi le système de localisation 3D pour palper des

points sur le modèle en plâtre au-dessus et en-dessous de la coupe effectuée par le prothésiste. Ces points vont permettre de quantifier les déplacements réellement effectués par le prothésiste et de les comparer aux déplacements planifiés lors de la simulation du geste opératoire. En cas de non-conformité, la gouttière devra être rectifiée ou refaite. Dans cette étape de contrôle, les procédures effectuées sont :

1) Palpation de points et génération des deux référentiels de contrôle. Dans cette partie, le système de localisation 3D est utilisé pour effectuer l'acquisition numérique sur le modèle maxillaire en plâtre des six points de contrôle facilement repérables p1, p4, p7, p3, p6 et p9. Ces points sont ensuite utilisés pour générer deux référentiels de contrôle selon la méthode décrite dans la partie 4) précédente. Ces deux référentiels seront nommés $SRCS_O$ "système de référence de contrôle supérieur obtenu" pour la partie du modèle en plâtre au-dessus de la coupe et $SRCI_O$ "système de référence de contrôle inférieur obtenu" pour la partie en-dessous de la coupe.

2) Quantification des mouvements effectués par le prothésiste. Pour quantifier ces mouvements, la méthodologie développée dans l'étape 8 est appliquée en utilisant les référentiels $SRCS_O$ et $SRCI_O$, ce qui permet d'obtenir la figure 18 où $SRDO$ est le "système de référence dentaire obtenu" et $SRDI$ est le "système de référence dentaire initial". Ensuite, on calcule le référentiel $SRDO$ par rapport au référentiel $SRDI$. Le nouveau référentiel est nommé SRG "système de référence de la gouttière" (figure 19). Les axes x, y, et z correspondent respectivement aux axes antéro-postérieur, latéral et vertical. Les mouvements effectués par le prothésiste sont définis par les coordonnées du vecteur position du référentiel SRG pour ce qui est du déplacement, et par les angles d'Euler dans l'ordre de rotation y-x-z de la matrice de rotation associée au référentiel SRG .

3) Comparaison des résultats et décision éventuelle de renvoi de la gouttière au prothésiste. Dans cette partie, le chirurgien peut comparer les mouvements effectués par le prothésiste avec ce qui a été planifié. Si les mouvements ne correspondent pas à la planification, le chirurgien peut renvoyer le plâtre au prothésiste pour correction ou réexécution de la gouttière. Dans le cas contraire, la gouttière correspond aux attentes du chirurgien, qui peut l'utiliser au cours de l'opération.

En plus de l'utilisation de la gouttière de repositionnement issue du procédé de conception selon l'invention dans des procédures conventionnelles de chirurgie orthognathique, on peut utiliser ce procédé pour concevoir une gouttière qui pourra être utilisée comme outil de suivi et de contrôle 3D du geste chirurgical en peropératoire. Cela est possible en combinant la gouttière ainsi obtenue et les informations issues des étapes de changement de référentiel et de contrôle avec la méthodologie présentée dans la

thèse de JALBERT citée en introduction. Cette application permet d'améliorer la précision et la reproductibilité du geste chirurgical en combinant une gouttière plus précise réalisée par le procédé selon l'invention avec un suivi et un contrôle 3D du geste chirurgical en peropératoire.

5

10

REVENDEICATIONS

1.- Procédé de conception et de fabrication d'une gouttière de positionnement destinée à être utilisée pour repositionner le maxillaire (1) d'un patient lors d'une opération de chirurgie orthognathique, caractérisé en ce qu'on définit un référentiel dentaire (SRD) permettant d'estimer les déplacements et les rotations des structures osseuses à partir d'une imagerie de l'anatomie du patient, réalisée soit en 2D, soit en 3D, en choisissant ledit référentiel dentaire (SRD) à partir du plan sagittal de l'articulateur et des trois points suivants :

* le point interincisif (Ii) du maxillaire (1) qui va constituer, de préférence, l'origine du référentiel ;

* le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire gauche (M1G) ;

* le point cuspidé vestibulomésial de la première molaire droite (M1D) ;

et en ce qu'on réalise un traitement des données obtenues à partir de ces points qui comporte les étapes suivantes :

- si on dispose d'une imagerie 2D, on détermine un référentiel (Ii, $\vec{A}$, $\vec{L}$, $\vec{V}$) :

* en sélectionnant sur la radiographie les points (Ii, M1G et M1D) ;

* en prenant le point interincisif (Ii) comme origine du référentiel ;

* en définissant le vecteur antéropostérieur ($\vec{A}$) par $\vec{A} = Ii - \overline{\left(\frac{M1G + M1D}{2} \right)}$;

* en définissant le vecteur latéral ($\vec{L}$) comme étant perpendiculaire au plan de la radiographie ;

* en définissant le vecteur vertical ($\vec{V}$) comme étant perpendiculaire à ($\vec{A}$) ;

* et en normalisant ces trois vecteurs ($\vec{A}$, $\vec{L}$, $\vec{V}$) ;

- si on dispose d'une reconstruction 3D du maxillaire (1), on détermine un référentiel (Ii, $\vec{A}$, $\vec{L}$, $\vec{V}$) :

* en générant le plan sagittal de la tête à partir de plusieurs points sélectionnés sur le modèle virtuel (2) de la tête du patient ;

* en sélectionnant sur la reconstitution 3D lesdits points (Ii, M1G et M1D) ;

* en projetant ces points sur le plan sagittal de la tête, pour créer des nouveaux points (Ii_p, M1G_p, et M1D_p) ;

* en définissant Ii comme l'origine du référentiel ;

* en définissant le vecteur antéropostérieur ($\vec{A}$) comme

$$\vec{A} = Ii_p - \overline{\left(\frac{M1G_p + M1D_p}{2} \right)};$$

* en définissant le vecteur latéral ($\vec{L}$) comme étant perpendiculaire au plan sagittal de la tête ;

* en définissant le vecteur vertical ($\vec{V}$) par $\vec{V} = \vec{A} \times \vec{L}$;

* et en normalisant les vecteurs ($\vec{V}$, $\vec{L}$ et $\vec{A}$) ;

5 - on simule sur la représentation informatique du maxillaire (1) le geste opératoire par rapport au référentiel dentaire préalablement déterminé, en calculant la position et l'orientation relative du référentiel dentaire après simulation (SRD_1) par rapport au référentiel dentaire avant simulation (SRD_0) ;

 - on définit un nouveau référentiel (SRD_{1-0}) comme :

10 $SRD_{1-0} = (\vec{P}_{1-0}, (\vec{A}_{1-0} \vec{L}_{1-0} \vec{V}_{1-0}))$, $\vec{P}_{1-0}$ étant le vecteur position dont les coordonnées (A, L, V) correspondent respectivement aux déplacements sur les axes antéropostérieur, latéral et vertical, et $(\vec{A}_{1-0}, \vec{L}_{1-0}, \vec{V}_{1-0})$ étant les trois vecteurs unitaires orthogonaux ;

 - à partir de ces trois vecteurs unitaires orthogonaux, on génère une matrice de rotation $\begin{bmatrix} \vec{A}_{1-0} & \vec{L}_{1-0} & \vec{V}_{1-0} \end{bmatrix}$ utilisée pour calculer les angles d'Euler (R_L , R_A et R_V),

15 correspondant aux rotations autour de chaque axe ;

 - on trace et marque sur le modèle en plâtre (3) du maxillaire du patient des lignes et des points de référence :

 * une première ligne de coupe (4), parallèle à la base du modèle (9) ;

20 * quatre lignes perpendiculaires à la base du modèle (3), partant de points situés à la base et sur un même plan parallèle au plan coronal de l'articulateur, respectivement une ligne (5) sur le bord le plus à droite, une ligne (6) sur le côté antérieur, une ligne (7) sur le bord le plus à gauche, et une ligne (8) sur le côté postérieur, les lignes (6, 8) tracées sur les bords antérieur et postérieur du modèle (3) partant chacune d'un point situé sur le plan sagittal de l'articulateur ;

25 - on marque douze points de référence sur le modèle, situés sur chacune des lignes précédentes (5, 6, 7, 8) à la base du modèle (9), à l'intersection avec la première ligne de coupe (4) et au-dessus de la première ligne de coupe (4), quatre desdits points (p1, p4 p7, p10) étant situés sur un même plan au niveau de la base et permettant de définir les plans coronal sagittal et frontal associés à l'articulateur, quatre autres desdits points
30 points (p2, p5, p8, p11) étant situés sur la ligne de coupe, quatre autres desdits points (p3, p6, p9, p12) étant situés au dessus de la ligne de coupe ;

 - on numérise tous les points de référence du modèle, ainsi que le point interincisif (ii), le point cuspide vestibulomésial de la première molaire gauche (m1g) et le point

cuspside vestibulomésial de la première molaire droite (m1d) du modèle, et on génère un modèle numérique 3D du modèle en plâtre (3) ;

- on calcule un système de référence associé à l'articulateur (SRA), selon :

$$\overrightarrow{tmp_z} = ((p4 - p10) \times (p1 - p10)) + ((p7 - p10) \times (p4 - p10))$$

$$5 \quad \overrightarrow{ea_x} = \overrightarrow{(p4 - p10)}$$

$$\overrightarrow{ea_y} = \overrightarrow{tmp_z} \times \overrightarrow{ea_x}$$

$$\overrightarrow{ea_z} = \overrightarrow{ea_x} \times \overrightarrow{ea_y}$$

$$\overrightarrow{pa} = \overrightarrow{(p4 + p10) * 0.5 - 0}$$

- on normalise $\overrightarrow{ea_x}$, $\overrightarrow{ea_y}$ et $\overrightarrow{ea_z}$, qui correspondent aux trois vecteurs unitaires du

10 référentiel (SRA), $\overrightarrow{pa}$ correspondant au vecteur position ;

- on définit les plans sagittal, coronal et frontal de l'articulateur par les vecteurs $\overrightarrow{ea_y}$, $\overrightarrow{ea_z}$ et $\overrightarrow{ea_x}$ perpendiculaires aux plans respectifs, et on définit la position des plans par le point pa dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{pa}$;

15 - on calcule ensuite le premier plan de coupe (PPC) en ajustant à un plan les points p2, p5, p8 et p11, le vecteur $\overrightarrow{vppc}$ perpendiculaire au plan de coupe obtenu et le barycentre m des quatre points, en définissant le premier plan de coupe (PPC) comme étant le plan passant par m et auquel $\overrightarrow{vppc}$ est perpendiculaire ;

-on modifie ensuite l'orientation de $\overrightarrow{vppc}$ de façon à l'orienter vers les dents du
20 modèle en plâtre, en effectuant le produit scalaire entre $\overrightarrow{vppc}$ et $\overrightarrow{ea_z}$;

* si ce produit scalaire est positif, $\overrightarrow{vppc}$ n'est pas modifié par rapport à la détermination précédente, de même, donc, que PPC ;

* si ce produit scalaire est négatif, on modifie $\overrightarrow{vppc}$ en le multipliant par un facteur (-1,0), et on modifie PPC en conséquence ;

25 * on estime ensuite l'épaisseur de coupe « ec » ;

- on génère ensuite huit axes de référence calculés à partir des points de référence (p1 à p12) et représentés par un vecteur indiquant la direction de l'axe et un point sur l'axe, lesdits axes étant :

$$AxInfD \text{ "Axe Inférieur Droit" : } AxInfD = (\overrightarrow{p2 - p1}, p1)$$

AxInfA "Axe Inférieur Antérieur" : $AxInfA = (\overrightarrow{p5 - p4}, p4)$

AxInfG "Axe Inférieur Gauche" : $AxInfG = (\overrightarrow{p8 - p7}, p7)$

AxInfP "Axe Inférieur Postérieur" : $AxInfP = (\overrightarrow{p11 - p10}, p10)$

AxSupD "Axe Supérieur Droit" : $AxSupD = (\overrightarrow{p3 - p2}, p2)$

5 AxSupA "Axe Supérieur Antérieur" : $AxSupA = (\overrightarrow{p6 - p5}, p5)$

AxSupG "Axe Supérieur Gauche" : $AxSupG = (\overrightarrow{p9 - p8}, p8)$

AxSupP "Axe Supérieur Postérieur" : $AxSupP = (\overrightarrow{p12 - p11}, p11)$

- on génère ensuite des points d'intersection associés au plan coronal de l'articulateur (PCA), en calculant l'intersection entre le plan coronal de l'articulateur PCA =
 10 $(\overrightarrow{ea_z}, pa)$ et les axes AxInfA, AxInfP, AxInfD et AxInfG, les quatre points obtenus étant nommés respectivement piaa « point d'intersection articulateur antérieur », piap « point d'intersection articulateur postérieur », piad « point d'intersection articulateur droit » et piag « point d'intersection articulateur gauche »

- on simule ensuite la première coupe effectuée sur le modèle en plâtre et on
 15 génère des référentiels et des points d'intersection associés à cette coupe, en utilisant le plan de coupe $PPC = (\overrightarrow{vppc}, m)$, l'épaisseur de coupe « ec » et les huit axes calculés précédemment pour générer deux référentiels, l'un $SRS = (\overrightarrow{ps}, (\overrightarrow{es_x}, \overrightarrow{es_y}, \overrightarrow{es_z}))$ situé au-dessus du plan de coupe, l'autre $SRI = (\overrightarrow{pi}, (\overrightarrow{ei_x}, \overrightarrow{ei_y}, \overrightarrow{ei_z}))$ situé en-dessous du plan de coupe, et huit points d'intersection, en calculant ces paramètres de la façon suivante :

20 * pour SRS on pose :

$$\overrightarrow{ps} = \overrightarrow{m - 0} + \overrightarrow{vppc} * (ec * 0.5)$$

puis on calcule les points d'intersection entre les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG et le plan $(\overrightarrow{vppc}, ps)$, ps étant le point dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{ps}$, en nommant les points d'intersection
 25 respectivement pisa « point d'intersection supérieur antérieur », pisp « point d'intersection supérieur postérieur », pisd « point d'intersection supérieur droit » et pisg « point d'intersection supérieur gauche », et en définissant, puis en normalisant les vecteurs :

$$\overrightarrow{es_x} = (\overrightarrow{pisa - pisp})$$

$$\overrightarrow{es_y} = \overrightarrow{vppc} \times \overrightarrow{es_x}$$

$$\overrightarrow{es_z} = \overrightarrow{es_x} \times \overrightarrow{es_y} ;$$

* pour SRI, on pose :

$$\overrightarrow{pi} = \overrightarrow{m} - \overrightarrow{0} - \overrightarrow{vppc} * (ec * 0.5)$$

- 5 puis on calcule les points d'intersection entre les axes AxInfA, AxInfP, AxInfD, AxInfG et le plan $(\overrightarrow{vppc}, pi)$, pi étant le point dont les coordonnées ont les mêmes valeurs que les composantes du vecteur $\overrightarrow{pi}$, en nommant les points d'intersection respectivement piia "point d'intersection inférieur antérieur", piip "point d'intersection inférieur postérieur", piid "point d'intersection inférieur droit" et piig "point d'intersection inférieur gauche", et en
- 10 définissant, puis en normalisant les vecteurs :

$$\overrightarrow{ei_x} = (\overrightarrow{piia} - \overrightarrow{piip})$$

$$\overrightarrow{ei_y} = \overrightarrow{vppc} \times \overrightarrow{ei_x}$$

$$\overrightarrow{ei_z} = \overrightarrow{ei_x} \times \overrightarrow{ei_y} ;$$

- on détermine le rectangle qui englobe les points d'intersection et dont les côtés
- 15 sont parallèles aux vecteurs $\overrightarrow{es_x}$ et $\overrightarrow{es_y}$, en nommant les sommets du rectangle pad "point antérieur droit", pag "point antérieur gauche", ppd "point postérieur droit", et ppg "point postérieur gauche" ;

- on génère le référentiel dentaire $SRD = (\overrightarrow{pdt}, (\overrightarrow{edt_x}, \overrightarrow{edt_y}, \overrightarrow{edt_z}))$ et quatre points d'intersection associés au plan dentaire, en utilisant le référentiel
- 20 $SRA = (\overrightarrow{pa}, (\overrightarrow{ea_x}, \overrightarrow{ea_y}, \overrightarrow{ea_z}))$ associé à l'articulateur, les points ii, m1g, m1d acquis sur les dents du modèle en plâtre, et les axes AxSupA, AxSupP, AxSupD, AxSupG :

* pour générer SRD on pose $\overrightarrow{pdt} = \overrightarrow{ii} - \overrightarrow{0}$, puis on définit le plan sagittal de l'articulateur comme $PSA = (\overrightarrow{ea_y}, pa)$;

- * on projette les points ii, m1g et m1d sur le plan PSA ; les nouveaux points ainsi
- 25 obtenus sont dénommés ii_p, m1g_p et m1d_p ;

* puis on définit et normalise les vecteurs suivants :

$$\overrightarrow{edt_x} = \overrightarrow{ii_p} - \left(\frac{m1g_p + m1d_p}{2} \right)$$

$$\overrightarrow{edt_z} = \overrightarrow{edt_x} \times \overrightarrow{ea_y}$$

$$\overrightarrow{edt_y} = \overrightarrow{edt_z} \times \overrightarrow{edt_x}$$

$\overrightarrow{edt_x}$, $\overrightarrow{edt_y}$ et $\overrightarrow{edt_z}$ correspondant respectivement aux vecteur antéro-postérieur,

latéral et vertical ;

* pour générer les points d'intersection, on les calcule entre les axes AxSupA,

- 5 AxSupP, AxSupD, AxSupG et le plan dentaire PDent = ($\overrightarrow{edt_z}$, ii), en nommant les points d'intersection respectivement pida «point d'intersection dentaire antérieur », pidp « point d'intersection dentaire postérieur », pidd « point d'intersection dentaire droit » et pidg « point d'intersection dentaire gauche » ;

- on génère deux référentiels de contrôle, l'un dit « système de référence de

- 10 contrôle supérieur » $SRCS = (\overrightarrow{pcs}, (\overrightarrow{ecs_x}, \overrightarrow{ecs_y}, \overrightarrow{ecs_z}))$ pour les structures (points, référentiels et axes) situées au-dessus de la ligne de coupe, et l'autre dit « système de référence de contrôle inférieur » $SRCI = (\overrightarrow{pci}, (\overrightarrow{eci_x}, \overrightarrow{eci_y}, \overrightarrow{eci_z}))$;

* pour SRCS on définit ses différents vecteurs comme suit et on les normalise :

$$\overrightarrow{pcs} = \overrightarrow{p6} - \overrightarrow{0}$$

15 $\overrightarrow{ecs_x} = \overrightarrow{p3} - \overrightarrow{p6}$

$$\overrightarrow{ecs_z} = \overrightarrow{ecs_x} \times (\overrightarrow{p9} - \overrightarrow{p6})$$

$$\overrightarrow{ecs_y} = \overrightarrow{ecs_z} \times \overrightarrow{ecs_x}$$

* pour SRCI, on définit ses différents vecteurs comme suit et on les normalise :

$$\overrightarrow{pci} = \overrightarrow{p4} - \overrightarrow{0}$$

20 $\overrightarrow{eci_x} = \overrightarrow{p1} - \overrightarrow{p4}$

$$\overrightarrow{eci_z} = \overrightarrow{eci_x} \times (\overrightarrow{p7} - \overrightarrow{p4})$$

$$\overrightarrow{eci_y} = \overrightarrow{eci_z} \times \overrightarrow{eci_x}$$

- on génère une représentation 3D numérique du modèle en plâtre ;

- on réalise une simulation numérique des opérations à effectuer sur le modèle en

- 25 plâtre pour obtenir les mouvements osseux planifiés par le chirurgien, par :

a) calcul de la transformation en translation et en rotation pour la simulation des mouvements, en utilisant les valeurs de déplacement (A,L,V) sur les axes antéro-postérieur, latéral et vertical et les angles de rotation (R_A , R_L et R_V) autour de ces mêmes axes, la transformation étant définie comme $TR_{xyz} = (T_{xyz}, R_{zxy})$, où $T_{xyz} = (A, L, V)$ et R_{zxy}

- 30 correspondent à la matrice de rotation dans l'ordre de rotation y-x-z obtenue par :

$$R_{xyz} = \begin{bmatrix} \cos\theta_y \cos\theta_z - \sin\theta_x \sin\theta_y \sin\theta_z & -\cos\theta_x \sin\theta_z & \cos\theta_z \sin\theta_y + \cos\theta_y \sin\theta_x \sin\theta_z \\ \cos\theta_z \sin\theta_x \sin\theta_y + \cos\theta_y \sin\theta_z & \cos\theta_x \cos\theta_z & -\cos\theta_y \cos\theta_z \sin\theta_x + \sin\theta_y \sin\theta_z \\ -\cos\theta_x \sin\theta_y & \sin\theta_x & \cos\theta_x \cos\theta_y \end{bmatrix}$$

où θ_x , θ_y et θ_z correspondent respectivement à R_A , R_L et R_V .

b) simulation des mouvements, lors de laquelle tous les paramètres situés au-dessus de la coupe sont d'abord référencés dans le référentiel SRD, puis la transformation TR_{xyz} est appliquée au référentiel dentaire SRD pour obtenir ainsi le référentiel dentaire simulé SRD_S ; la transformation associée à SRD_S (translation et matrice de rotation) est ensuite appliquée aux paramètres référencés à SRD ;

c) optimisation de la représentation 3D du modèle et calcul de la hauteur de la deuxième ligne de coupe éventuelle ;

*dans le cas où la partie supérieure de la représentation 3D coupe la partie inférieure dans des zones diverses, l'optimisation est réalisée par :

sélection du point situé le plus en-dessous du plan xy du référentiel SRI ;

puis génération d'un axe en utilisant le point obtenu précédemment et le vecteur unitaire en z du référentiel SRS_S ;

puis calcul du point d'intersection pdc "point de référence pour la deuxième coupe" entre l'axe calculé précédemment et le plan xy du référentiel SRI

puis génération d'un plan P parallèle au plan xy du référentiel SRS_S au niveau du point pdc ;

puis coupage de la partie supérieure de la représentation 3D en utilisant le plan P obtenu précédemment, suivi de l'élimination de la portion située en-dessous de ce plan P, en remplaçant les points $pisa_S$, $pisp_S$, $pisd_S$ et $pisg_S$ respectivement par l'intersection entre les axes $AxSupA_S$, $AxSupP_S$, $AxSupD_S$, $AxSupG_S$ et le plan P ;

puis calcul de la distance entre le point pdc et le plan xy du référentiel SRS_S , cette distance correspondant à la hauteur de la deuxième coupe "hdc" qui sera effectuée par le prothésiste par rapport à la première ligne de coupe (4) marquée sur le modèle en plâtre (3) ;

puis traçage de la deuxième ligne de coupe "hdlc" sur le modèle en plâtre (3), hdlc étant obtenue selon l'équation $hdlc = hdc - ec * 0.5$ où ec correspond à l'épaisseur de la coupe ;

*dans le cas, où il n'est pas nécessaire d'effectuer une deuxième coupe, les valeurs de hdc "hauteur de la deuxième coupe" et hdlc "hauteur de la deuxième ligne de coupe" sont prises égales à zéro ;

- on génère le document d'instructions pour le prothésiste, à partir de neuf paramètres associés au marquage effectué sur le modèle en plâtre (3) :

* hdlc ;

* ha "hauteur du côté antérieur du modèle en plâtre" ;

5 * hp "hauteur du côté postérieure du modèle en plâtre" ;

* hd "hauteur du côté droit du modèle en plâtre" ;

* hg "hauteur du côté gauche droit du modèle en plâtre" ;

* dla "déplacement latéral du côté antérieur du modèle en plâtre" ;

* dlp "déplacement latéral du côté postérieur du modèle en plâtre" ;

10 * dad "déplacement antéro-postérieur du côté droit du modèle en plâtre" ;

* dag "déplacement antéro-postérieur du côté gauche du modèle en plâtre" ;

- on effectue un changement de référentiel en utilisant SRCI comme référentiel principal:

15 * on calcule le référentiel SRCS par rapport au référentiel SRCI et on obtient un nouveau référentiel SRM_I "système de référence maxillaire dans la position initiale" ;

* on calcule le référentiel $SRCS_S$ par rapport au référentiel SRCI et on obtient un nouveau référentiel SRM_S "système de référence maxillaire dans la position simulée" ;

- on calcule le référentiel SRD par rapport au référentiel SRCS et on obtient un nouveau référentiel SRDR "système de référence dentaire relatif" égal au référentiel

20 SRD_S par rapport au référentiel $SRCS_S$;

- on calcule la position et l'orientation du référentiel dentaire SRD par rapport à SRCI avant et après simulation, en appliquant à SRDR la transformation associée à SRM_I et la transformation associée à SRM_S pour obtenir respectivement les référentiels SRDI "système de référence dentaire initial" et SRDS "système de référence dentaire simulé" ;

25 - on sauvegarde les paramètres calculés dans un fichier ;

- on procède à la fabrication de la gouttière en se fondant sur le document d'instructions généré précédemment et sur le modèle en plâtre (3) ;

2.- Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'on utilise une imagerie 2D et en ce qu'on prend par défaut les constantes (L , R_V , R_A) égales à zéro.

3.- Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce qu'on matérialise lesdits points (p1-p12) par des trous.

30 4.- Procédé selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que, après la fabrication de la gouttière, on procède au contrôle de sa conformité avec la commande par :

- palpation de points et génération des deux référentiels de contrôle en utilisant un système de localisation 3D pour effectuer l'acquisition numérique sur le modèle maxillaire en plâtre des six points de contrôle (p1, p4, p7, p3, p6 et p9) ;

- utilisation de ces points de contrôle pour générer deux référentiels de contrôle

5 SRCS_O "système de référence de contrôle supérieur obtenu" pour la partie du modèle en plâtre au-dessus de la coupe et SRCl_O "système de référence de contrôle inférieur obtenu" pour la partie en-dessous de la coupe.

10 - quantification des mouvements effectués par le prothésiste en utilisant les référentiels SRCS_O et SRCl_O, pour obtenir un référentiel SRDO "système de référence dentaire obtenu" et un référentiel SRDI "système de référence dentaire initial" (18);

- on calcule le référentiel SRDO par rapport au référentiel SRDI, pour obtenir un nouveau référentiel SRG "système de référence de la gouttière" dont les axes (x, y, z) correspondent respectivement aux axes antéro-postérieur, latéral et vertical (19) ;

15 - on définit les mouvements effectués par le prothésiste par les coordonnées du vecteur position du référentiel SRG pour ce qui est du déplacement, et par les angles d'Euler dans l'ordre de rotation y-x-z de la matrice de rotation associée au référentiel SRG ;

- on compare les mouvements effectués par le prothésiste avec ceux qui avaient été planifiés.

FIG.1

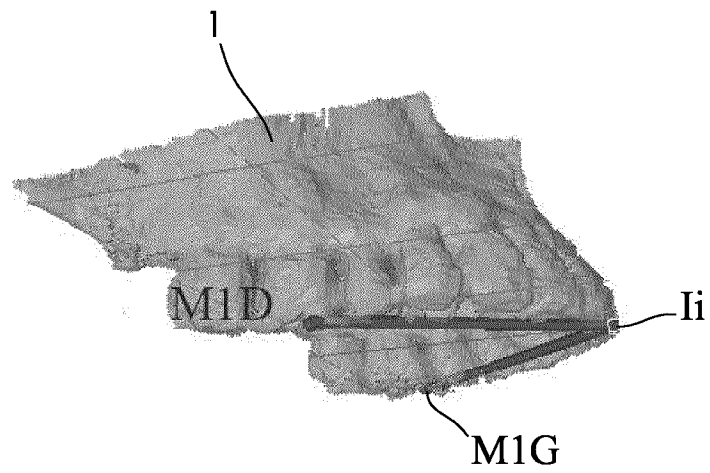


FIG.2

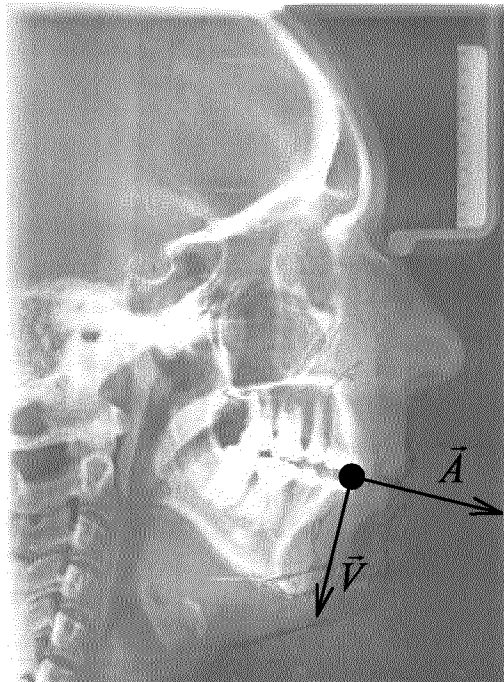
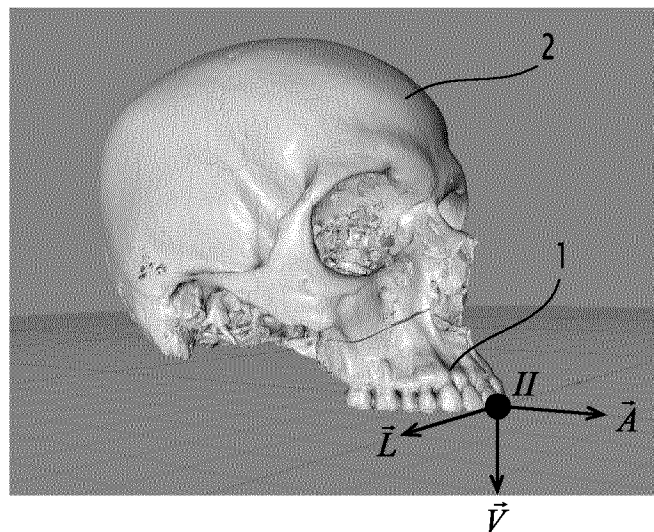


FIG.3



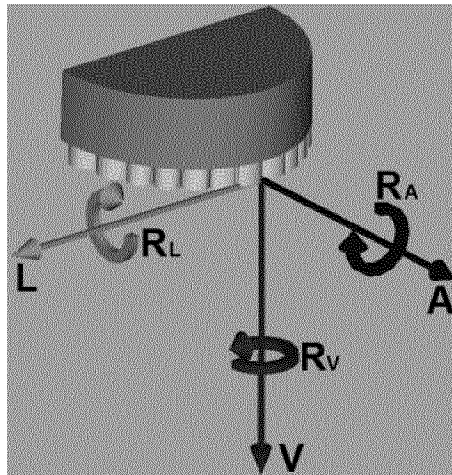


FIG. 4

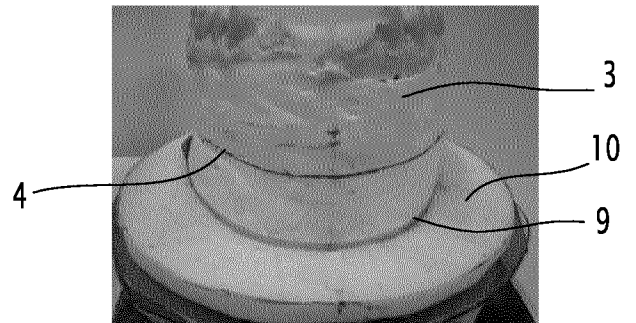


FIG. 5

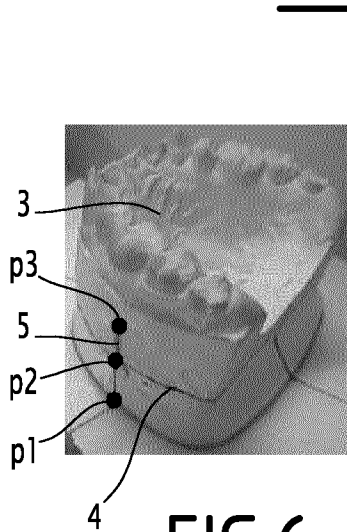


FIG. 6

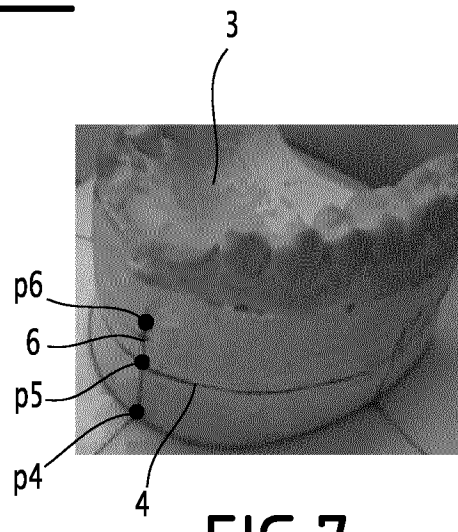


FIG. 7

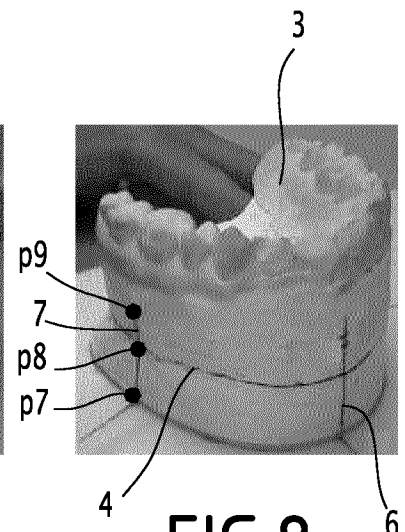


FIG. 8

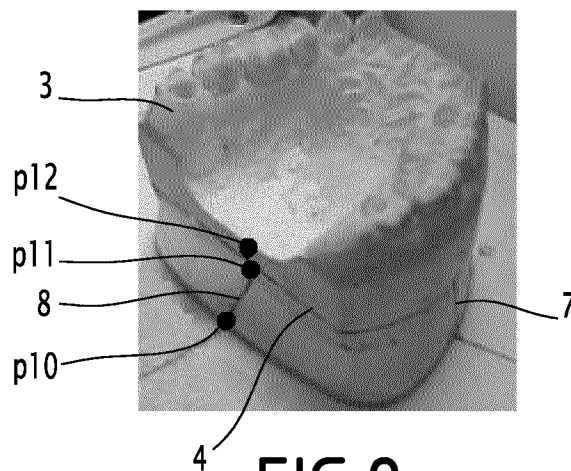


FIG. 9

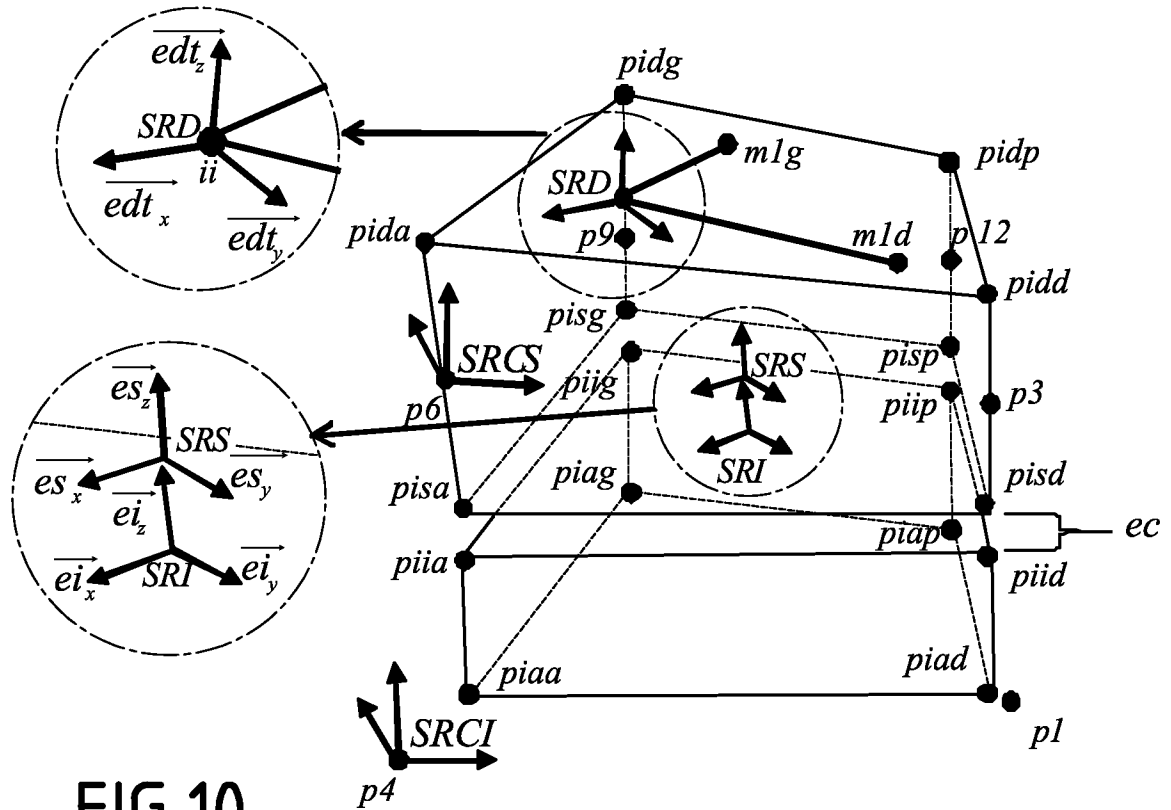


FIG. 10

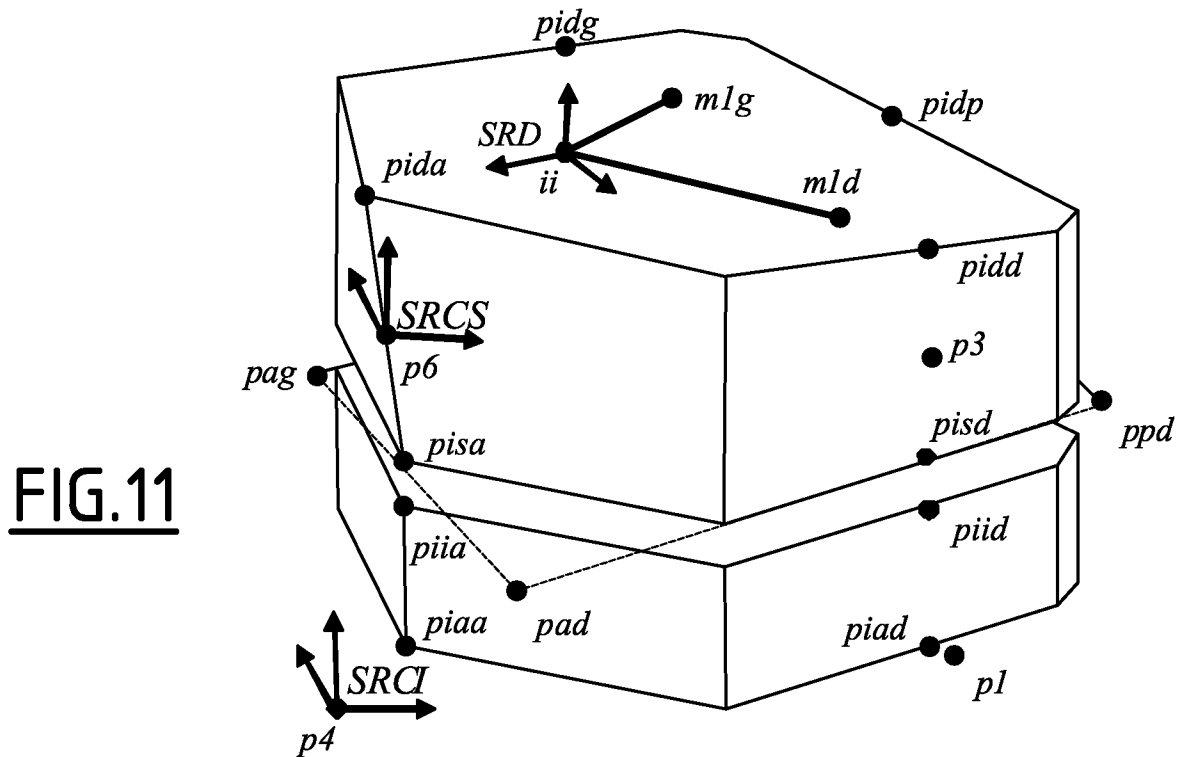


FIG. 11

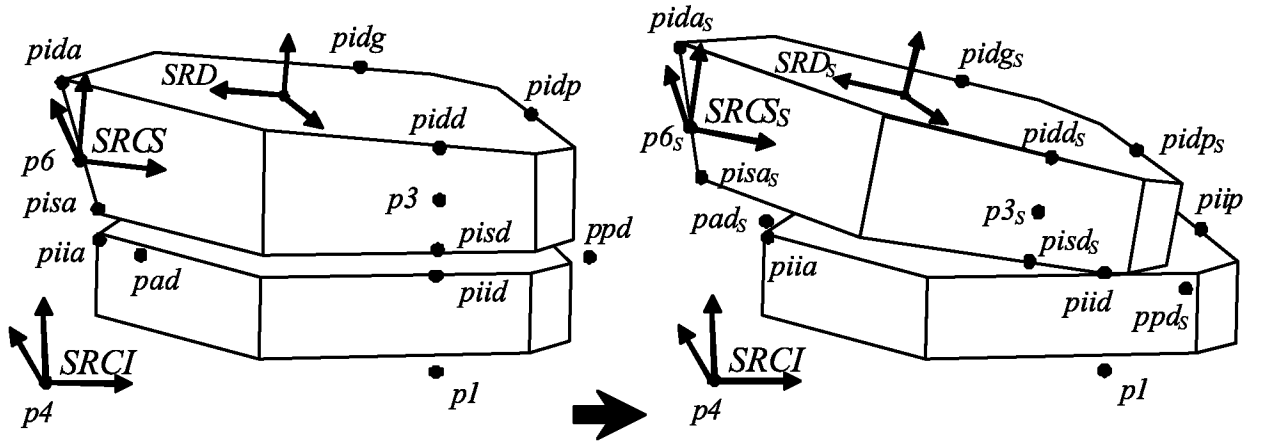


FIG. 12

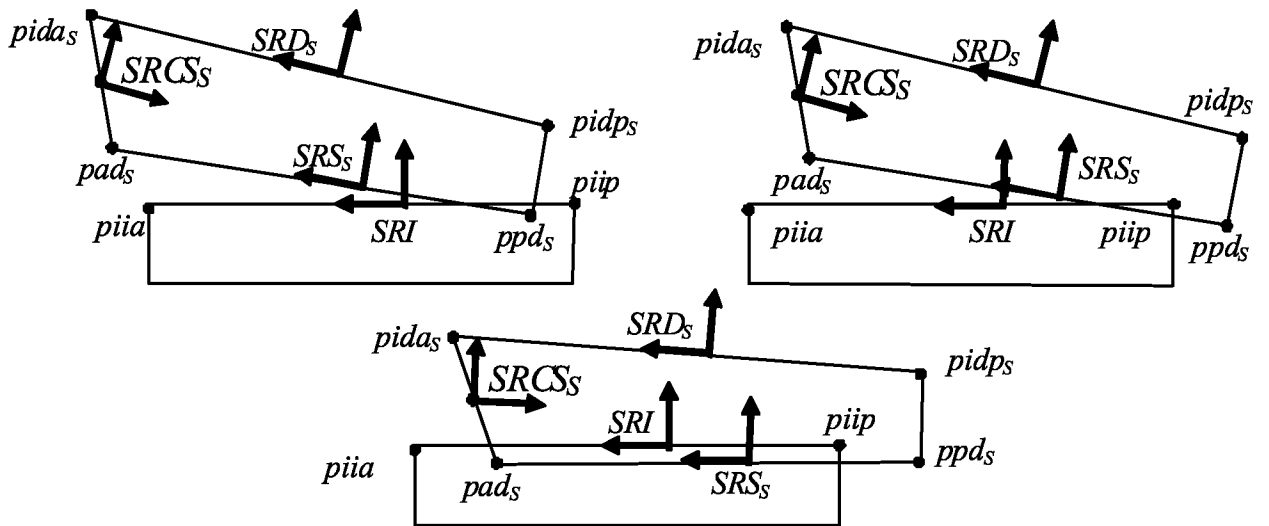


FIG. 13

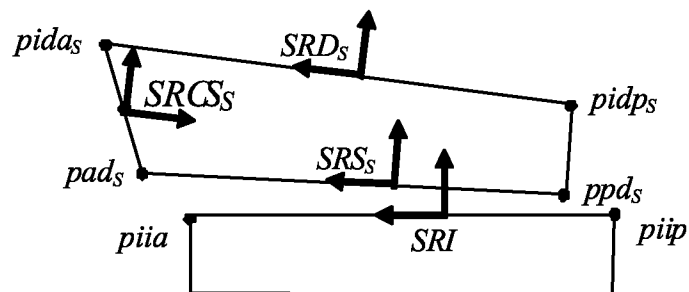
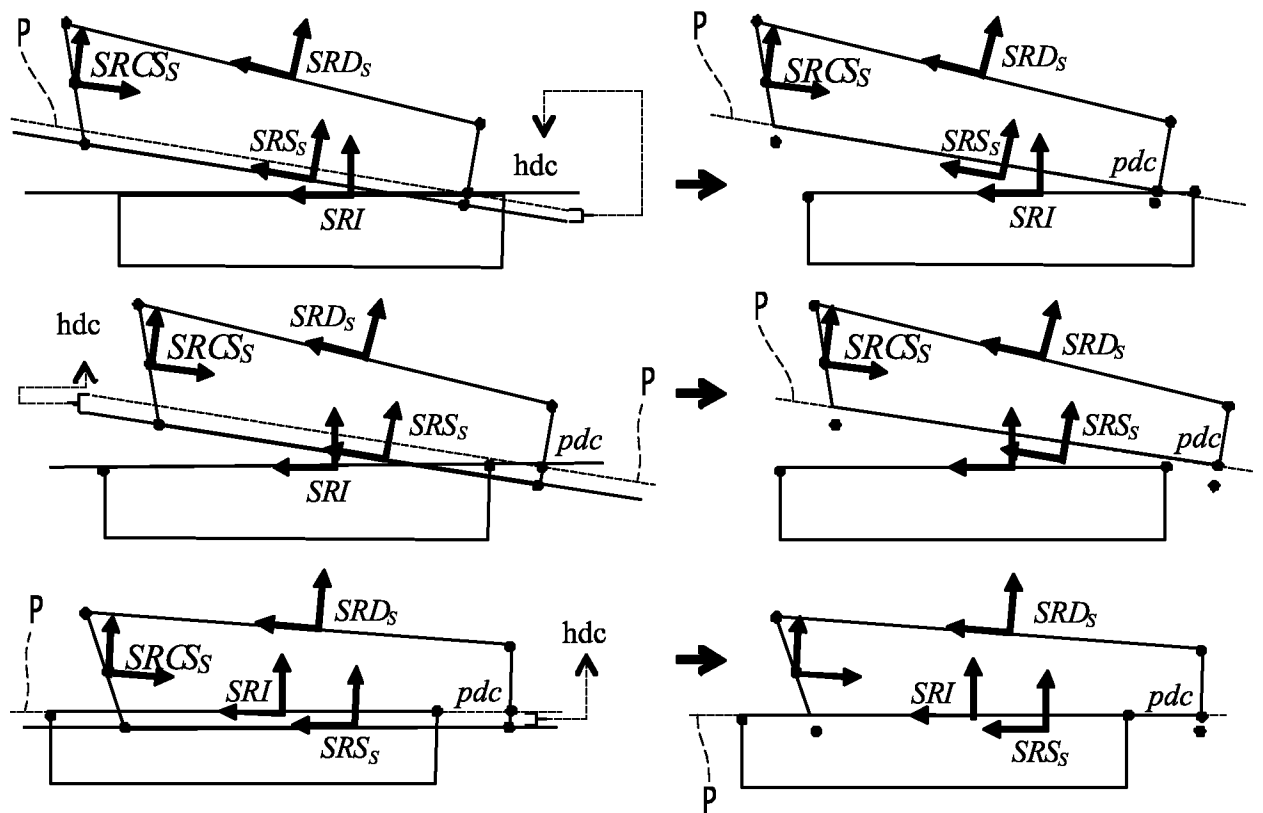
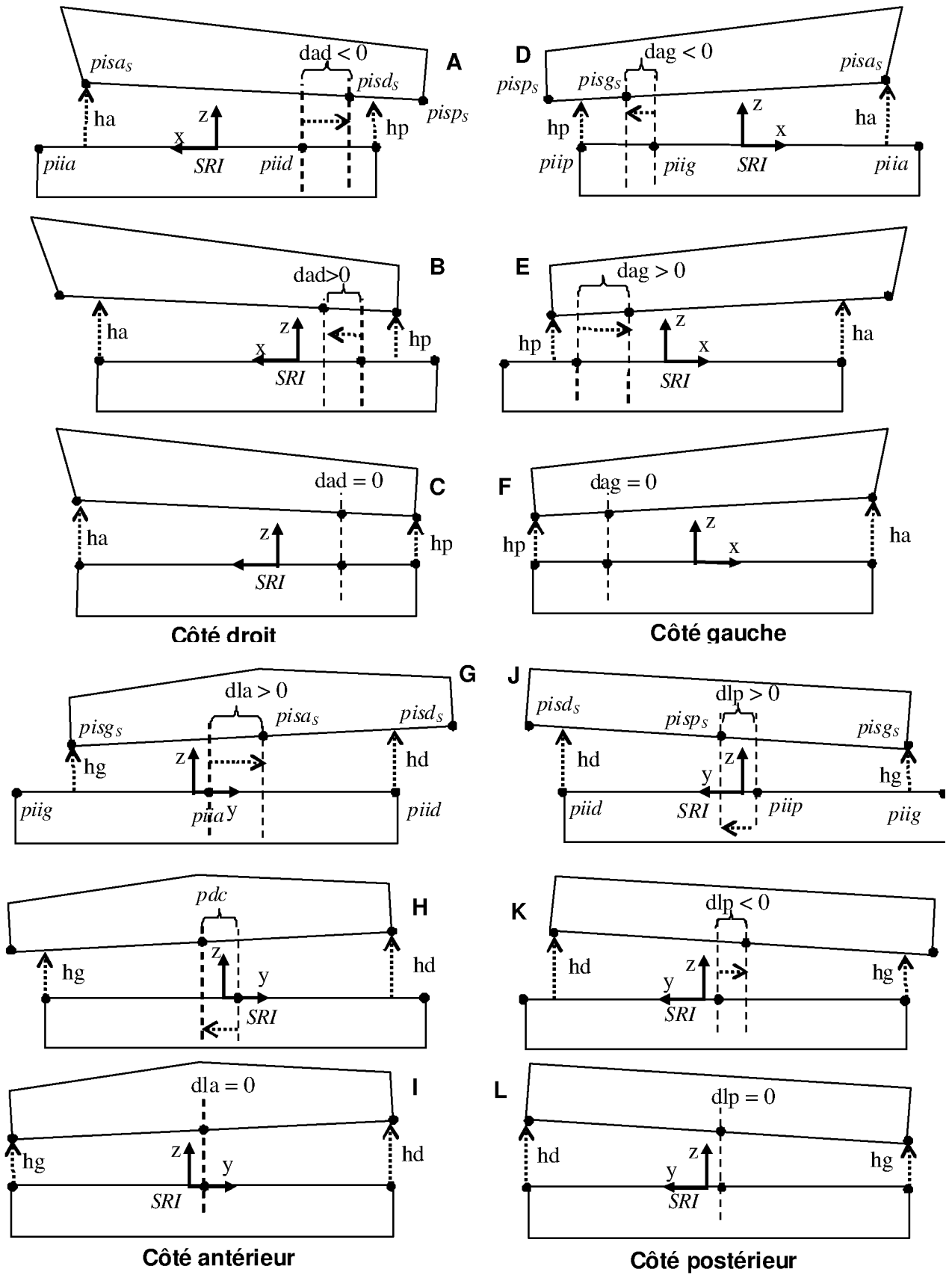


FIG. 14

FIG.15



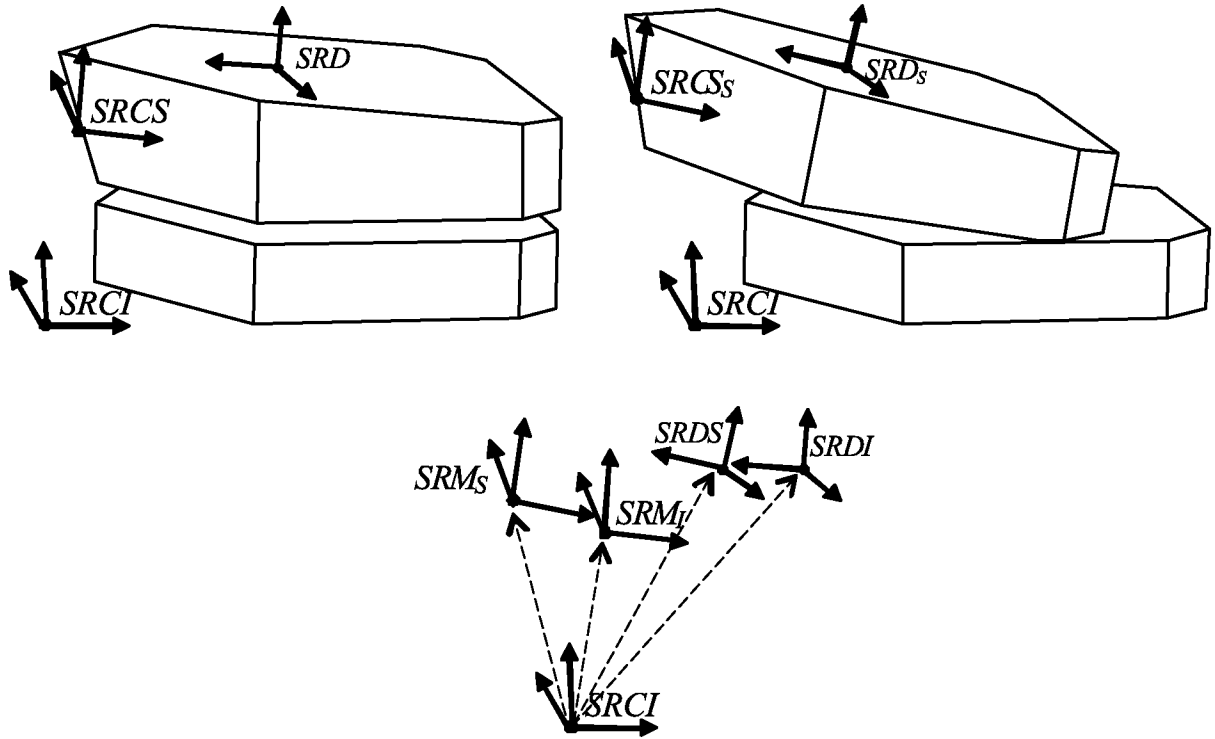


FIG.17

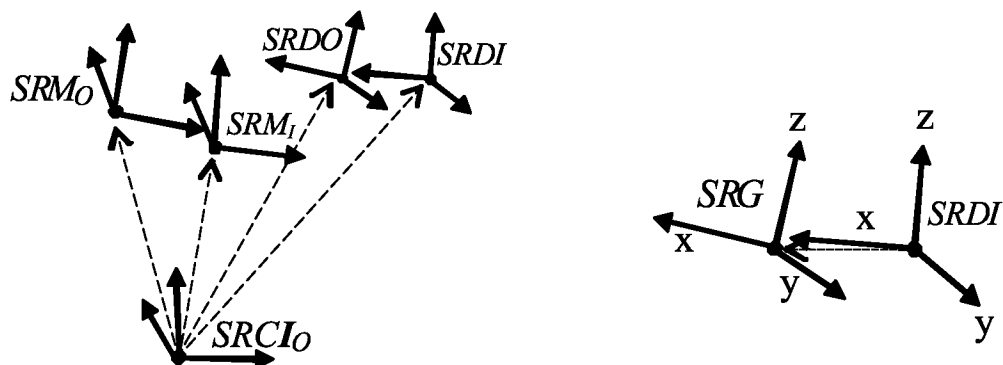
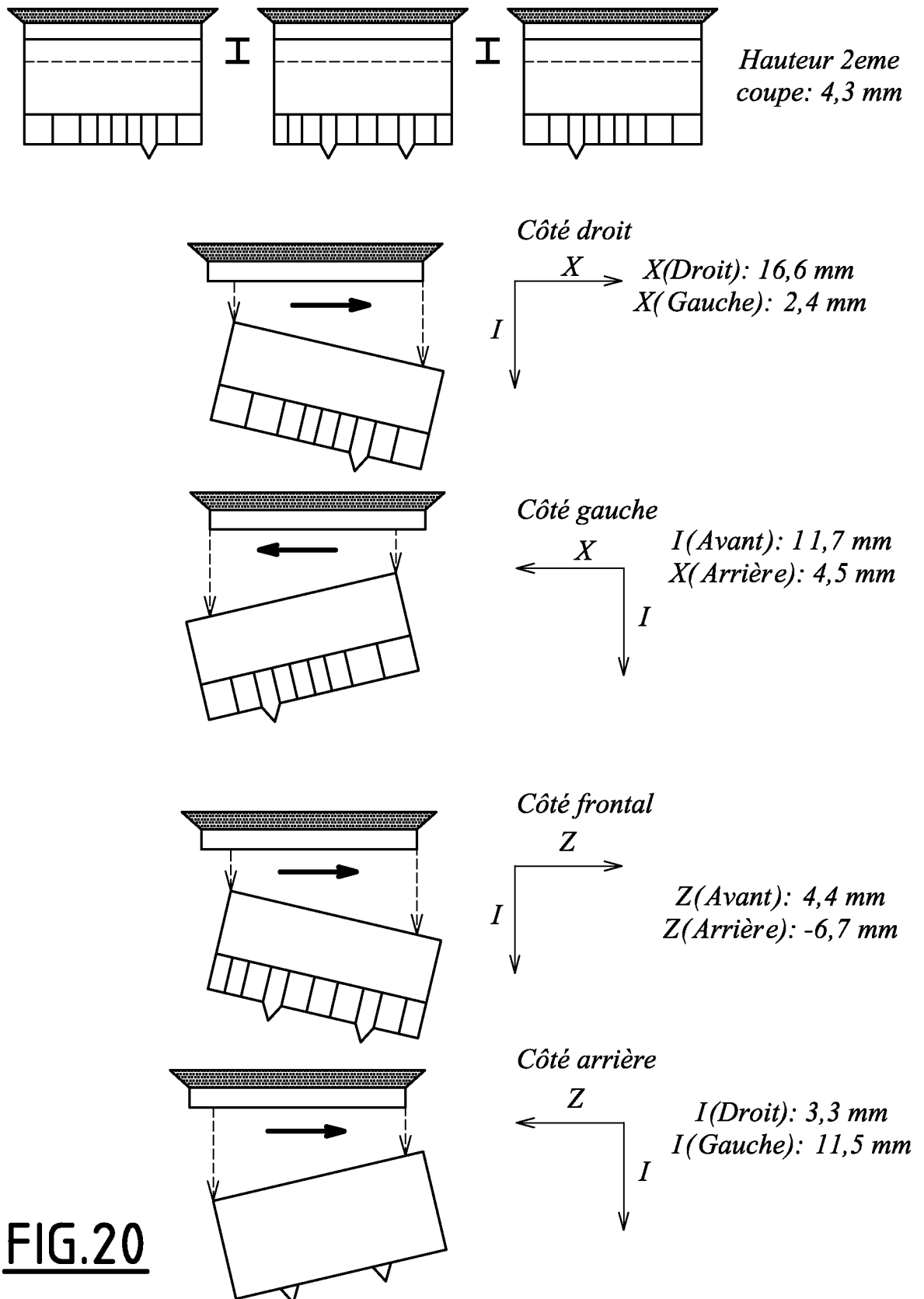


FIG.19

FIG.18



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/056427

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61C7/00 A61C11/00
ADD.

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 A61C

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.
A	DATABASE WPI Week 201017 Thomson Scientific, London, GB; AN 2010-B92281 XP002663093, -& KR 100 940 997 B1 (LEE Y) 5 February 2010 (2010-02-05) abstract; figures -----	1-4
A	US 2003/211441 A1 (MAURO JOSEPH V [US]) 13 November 2003 (2003-11-13) paragraphs [0086], [0089] -----	1-4
A	WO 2006/000063 A1 (MEDICIM NV [BE]; SCHUTYSER FILIP [BE]) 5 January 2006 (2006-01-05) abstract ----- -/-	1-4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



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 June 2012

Date of mailing of the international search report

02/07/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Chabus, Hervé

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/056427

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003/065259 A1 (GATENO JAIME [US] ET AL) 3 April 2003 (2003-04-03) abstract paragraphs [0028], [0032]; figures 7, 8 -----	1-4
A	ERICKSON K L ET AL: "Analytical Model Surgery, Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery", MODERN PRACTICE IN ORTHOGNATHIC AND RECONSTRUCTIVE SURGERY, XX, XX, 1 December 1997 (1997-12-01), pages 155,177-179,I, XP002963250, the whole document -----	1-4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/056427

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
KR 100940997	B1	05-02-2010	NONE
US 2003211441	A1	13-11-2003	AU 2003222036 A1 11-11-2003 EP 1501442 A2 02-02-2005 US 2003211441 A1 13-11-2003 US 2005039759 A1 24-02-2005 WO 03094772 A2 20-11-2003
WO 2006000063	A1	05-01-2006	AT 413668 T 15-11-2008 BR PI0511379 A 04-12-2007 CN 1998022 A 11-07-2007 EP 1759353 A1 07-03-2007 ES 2317265 T3 16-04-2009 JP 2008503280 A 07-02-2008 RU 2384295 C2 20-03-2010 US 2007197902 A1 23-08-2007 WO 2006000063 A1 05-01-2006 ZA 200610143 A 27-02-2008
US 2003065259	A1	03-04-2003	AT 515973 T 15-07-2011 AU 2002362460 A1 14-04-2003 EP 1441641 A2 04-08-2004 ES 2369491 T3 01-12-2011 US 2003065259 A1 03-04-2003 WO 03028577 A2 10-04-2003

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/EP2012/056427

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61C7/00 A61C11/00 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 A61C		
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
A	DATABASE WPI Week 201017 Thomson Scientific, London, GB; AN 2010-B92281 XP002663093, -& KR 100 940 997 B1 (LEE Y) 5 février 2010 (2010-02-05) abrégé; figures -----	1-4
A	US 2003/211441 A1 (MAURO JOSEPH V [US]) 13 novembre 2003 (2003-11-13) alinéas [0086], [0089] -----	1-4
A	WO 2006/000063 A1 (MEDICIM NV [BE]; SCHUTYSER FILIP [BE]) 5 janvier 2006 (2006-01-05) abrégé ----- -/-	1-4
☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ 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 "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "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) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "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 "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 "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 "&" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 26 juin 2012		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 02/07/2012
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 Chabus, Hervé

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	US 2003/065259 A1 (GATENO JAIME [US] ET AL) 3 avril 2003 (2003-04-03) abrégé alinéas [0028], [0032]; figures 7, 8 -----	1-4
A	ERICKSON K L ET AL: "Analytical Model Surgery, Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery", MODERN PRACTICE IN ORTHOGNATHIC AND RECONSTRUCTIVE SURGERY, XX, XX, 1 décembre 1997 (1997-12-01), pages 155,177-179,I, XP002963250, le document en entier -----	1-4

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2012/056427

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
KR 100940997	B1	05-02-2010	AUCUN	
US 2003211441	A1	13-11-2003	AU 2003222036 A1	11-11-2003
			EP 1501442 A2	02-02-2005
			US 2003211441 A1	13-11-2003
			US 2005039759 A1	24-02-2005
			WO 03094772 A2	20-11-2003
WO 2006000063	A1	05-01-2006	AT 413668 T	15-11-2008
			BR PI0511379 A	04-12-2007
			CN 1998022 A	11-07-2007
			EP 1759353 A1	07-03-2007
			ES 2317265 T3	16-04-2009
			JP 2008503280 A	07-02-2008
			RU 2384295 C2	20-03-2010
			US 2007197902 A1	23-08-2007
			WO 2006000063 A1	05-01-2006
			ZA 200610143 A	27-02-2008
US 2003065259	A1	03-04-2003	AT 515973 T	15-07-2011
			AU 2002362460 A1	14-04-2003
			EP 1441641 A2	04-08-2004
			ES 2369491 T3	01-12-2011
			US 2003065259 A1	03-04-2003
			WO 03028577 A2	10-04-2003