PCT ORGANISATION MONDIALE DE LA PROPRIETE INTELLECTUELLE
Bureau international

DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIEE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIERE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets 6 :		(11) Numéro de publication internationale:
A61C 19/045, G09B 23/28	A1	**WO 98/27892**
		(43) Date de publication internationale: 2 juillet 1998 (02.07.98)

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR97/02383

(22) Date de dépôt international: 22 décembre 1997 (22.12.97)

(30) Données relatives à la priorité:
96/16066 20 décembre 1996 (20.12.96) FR

(71) Déposant *(pour tous les Etats désignés sauf US)*: UNIVERSITE JOSEPH FOURIER [FR/FR]; 621, avenue Centrale, Boîte postale 53 X, F–38041 Grenoble Cedex (FR).

(72) Inventeurs; et
(75) Inventeurs/Déposants *(US seulement)*: BETTEGA, Georges [FR/FR]; 4, rue Tarillon, F–38000 Grenoble (FR). CINQUIN, Philippe [FR/FR]; 16, rue de Strasbourg, F–38000 Grenoble (FR). LAVALLEE, Stéphane [FR/FR]; 4, rue Augereau, F–38000 Grenoble (FR). RAPHAËL, Bernard [FR/FR]; 430, chemin du Cressanet, F–38330 Saint Ismier (FR).

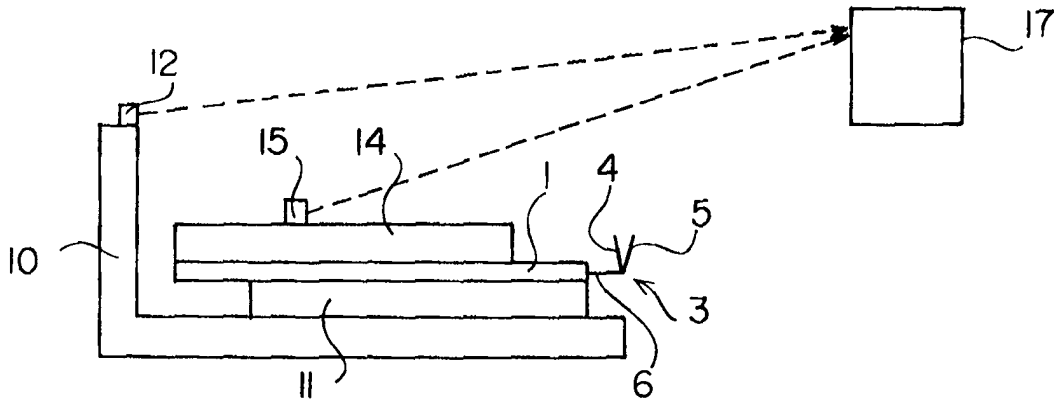
(74) Mandataire: MICHEL DE BEAUMONT; Cabinet Conseil, 1, rue Champollion, F–38000 Grenoble (FR).

(81) Etats désignés: JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

Publiée
Avec rapport de recherche internationale.
Avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si de telles modifications sont reçues.

(54) Title: DEVICE FOR DETERMINING A MOVEMENT BETWEEN TWO DENTAL CAST PROFILES USING AN X–RAY SCANNER

(54) Titre: DISPOSITIF DE DETERMINATION D'UN DEPLACEMENT ENTRE DEUX MOULAGES DENTAIRES AU MOYEN D'UN SCANNER A RAYONS X



(57) Abstract

The invention concerns a system for simulating an orthognatic surgery operation, comprising an X–ray scanner, a three–dimensional device (17) for locating the relative positions of dental cast profiles (11, 14) each associated with a module (12, 15) capable of being located in its position and orientation by the locating device (17) and an image processing system for combining tomographic images from the scanner with positioning data from the locating device (17) to obtain three–dimensional images.

(57) Abrégé

L'invention concerne un système de simulation d'un acte de chirurgie orthognatique, comportant un scanner à rayons X, un dispositif de localisation (17) en trois dimensions de positions relatives de moulages dentaires (11, 14) associés chacun à un module (12, 15) localisable en position et en orientation par le dispositif de localisation (17), et un système de traitement d'images propre à combiner des images tomographiques issues du scanner avec des données de positionnement issues du dispositif de localisation (17) pour obtenir des images en trois dimensions.

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AL	Albanie	**ES**	Espagne	**LS**	Lesotho	**SI**	Slovénie
AM	Arménie	**FI**	Finlande	**LT**	Lituanie	**SK**	Slovaquie
AT	Autriche	**FR**	France	**LU**	Luxembourg	**SN**	Sénégal
AU	Australie	**GA**	Gabon	**LV**	Lettonie	**SZ**	Swaziland
AZ	Azerbaïdjan	**GB**	Royaume-Uni	**MC**	Monaco	**TD**	Tchad
BA	Bosnie-Herzégovine	**GE**	Géorgie	**MD**	République de Moldova	**TG**	Togo
BB	Barbade	**GH**	Ghana	**MG**	Madagascar	**TJ**	Tadjikistan
BE	Belgique	**GN**	Guinée	**MK**	Ex-République yougoslave de Macédoine	**TM**	Turkménistan
BF	Burkina Faso	**GR**	Grèce			**TR**	Turquie
BG	Bulgarie	**HU**	Hongrie	**ML**	Mali	**TT**	Trinité-et-Tobago
BJ	Bénin	**IE**	Irlande	**MN**	Mongolie	**UA**	Ukraine
BR	Brésil	**IL**	Israël	**MR**	Mauritanie	**UG**	Ouganda
BY	Bélarus	**IS**	Islande	**MW**	Malawi	**US**	Etats-Unis d'Amérique
CA	Canada	**IT**	Italie	**MX**	Mexique	**UZ**	Ouzbékistan
CF	République centrafricaine	**JP**	Japon	**NE**	Niger	**VN**	Viet Nam
CG	Congo	**KE**	Kenya	**NL**	Pays-Bas	**YU**	Yougoslavie
CH	Suisse	**KG**	Kirghizistan	**NO**	Norvège	**ZW**	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	**KP**	République populaire démocratique de Corée	**NZ**	Nouvelle-Zélande		
CM	Cameroun			**PL**	Pologne		
CN	Chine	**KR**	République de Corée	**PT**	Portugal		
CU	Cuba	**KZ**	Kazakstan	**RO**	Roumanie		
CZ	République tchèque	**LC**	Sainte-Lucie	**RU**	Fédération de Russie		
DE	Allemagne	**LI**	Liechtenstein	**SD**	Soudan		
DK	Danemark	**LK**	Sri Lanka	**SE**	Suède		
EE	Estonie	**LR**	Libéria	**SG**	Singapour		

DISPOSITIF DE DETERMINATION D'UN DEPLACEMENT ENTRE DEUX MOULAGES DENTAIRES AU MOYEN D'UN SCANNER A RAYONS X

La présente invention concerne le domaine des appareils utilisés lors d'interventions en chirurgie orthognatique ou en préparation de celles-ci. De telles interventions sont des interventions de chirurgie réparatrice, en particulier, d'un défaut de positionnement des mâchoires l'une par rapport à l'autre. Une intervention en chirurgie orthognatique consiste notamment à pratiquer des ostéotomies du maxillaire et/ou de la mandibule pour les repositionner correctement par rapport au reste du crâne en recréant un articulé dentaire déficient.

La préparation d'une telle intervention chirurgicale requiert la mise en oeuvre de techniques orthodontiques et radiologiques.

On commence généralement par réaliser un moulage mandibulaire et un moulage maxillaire donnant les implantations respectives des dents du patient dans les segments osseux, respectivement mandibulaire et maxillaire. Les moulages, généralement en plâtre, servent à simuler le déplacement relatif qui doit être apporté aux mâchoires pour recréer l'articulé dentaire. Pour permettre au chirurgien de respecter ces positions relatives simulées, on réalise, à partir des moulages dentaires, une plaque

comportant, sur chacune de ses faces, des empreintes des dents des deux moulages. Une telle plaque, dite d'intercuspidation, sert à maintenir les moulages ou les mâchoires dans des positions relatives où les dents sont en occlusion.

Comme l'intervention chirurgicale comprend généralement des ostéotomies des deux mâchoires, on réalise, le plus souvent, deux plaques d'intercuspidation à partir des moulages dentaires, en plus d'une plaque d'intercuspidation, dite initiale, reliant les deux mâchoires dans leur position d'occlusion avant intervention.

Une plaque, dite intermédiaire, détermine le déplacement prévisible du maxillaire par rapport à la mandibule alors que celle-ci est dans sa position d'origine (préopératoire). Cette plaque permet au chirurgien de replacer le maxillaire sur le crâne dans la position définitive souhaitée avant d'intervenir sur la mandibule. Une plaque, dite définitive, fixe l'objectif occlusal à atteindre chirurgicalement et sert donc à positionner correctement la mandibule sur le crâne en fixant la position de la mandibule par rapport au maxillaire précédemment replacé.

La préparation de l'acte chirurgical fait également appel à une radiographie de profil du patient permettant, notamment, de procéder à une simulation approximative du geste opératoire.

Cette simulation est réalisée manuellement à partir d'un calque apposé sur la radiographie. Par exemple, on commence par relever les contours de la mandibule. On déplace ensuite le calque pour reproduire approximativement, sur celui-ci, l'occlusion postopératoire souhaitée, puis on trace les contours maxillaires. L'ensemble maxillo-mandibulaire tracé sur le calque est ensuite déplacé en bloc en respectant des normes céphalométriques, les rapports labiaux ainsi que d'autres critères connus pour ce genre d'intervention. On définit ainsi radiologiquement et approximativement le sens et l'amplitude des déplacements des mâchoires. Les résultats de cette simulation sont comparés et

ajustés en fonction du déplacement relatif de la mandibule et du maxillaire prévu au moyen des plaques d'intercuspidation.

La simulation actuelle d'une intervention de chirurgie orthognatique s'effectue donc essentiellement manuellement. De plus, cette simulation ne s'effectue que dans deux dimensions à partir d'une vue en plan de profil du crâne.

Le développement des scanners associés à des systèmes de traitement d'images permet d'obtenir des vues en trois dimensions du crâne d'un patient. De tels systèmes seraient particulièrement utiles pour effectuer une simulation en trois dimensions d'une intervention de chirurgie orthognatique. En particulier, on sait isoler les unes des autres différentes parties des images en trois dimensions reconstituées à partir de coupes prises au scanner. Ainsi, on pourrait isoler, du reste du crâne, une partie correspondant au maxillaire et une partie correspondant à la mandibule. Cela permettrait de simuler, au moyen du système de traitement d'images, des déplacements relatifs de ces éléments les uns par rapport aux autres. Toutefois, la seule utilisation de tels systèmes de traitement d'images en trois dimensions pour une simulation d'une intervention de chirurgie orthognatique reste pour l'instant impossible pour plusieurs raisons.

En premier lieu, la précision d'un scanner est incompatible avec le besoin de précision d'un articulé dentaire. En effet, la précision de positionnement des mâchoires requise pour l'articulé dentaire est de l'ordre du dixième de millimètre alors que le pas minimal entre deux tomographies au scanner est de l'ordre de deux à cinq millimètres. On ne peut donc pas reproduire de façon précise, les positions initiales respectives de la mandibule et du maxillaire au moyen du scanner.

En second lieu, les amalgames (plombages) des dents créent des artefacts qui se traduisent par des taches imprécises sur les images issues du scanner. Il n'est donc pas possible de reporter, sur une vue en trois dimensions, la position exacte des

dents à partir des images issues du scanner pour obtenir l'articulé dentaire.

On connaît toutefois une technique de préparation et d'assistance d'un geste opératoire en chirurgie orthognatique ayant recours à un scanner. Cette technique consiste à fixer trois vis en titane sur le maxillaire du patient. On réalise ensuite, à partir de coupes prises au scanner du crâne du patient, un modèle en résine du crâne. Les vis apparaissant sur les vues du scanner, elles sont reproduites sur le modèle. Les vis servent à positionner par rapport au crâne une armature métallique de réception d'une plaque d'intercuspidation finale. Cette plaque est réalisée à partir de moulages dentaires maxillaire et mandibulaire pris sur le patient. Une fois les moulages réalisés, on découpe, sur le modèle en résine, le maxillaire pour le remplacer par le moulage correspondant. Le moulage maxillaire est fixé au modèle dans la position définitive souhaitée. Puis on découpe la mandibule du modèle pour la remplacer par un moulage réalisé préalablement sur le patient.

La position du moulage mandibulaire est donnée, par rapport au maxillaire, par la plaque d'intercuspidation qui est alors couplée rigidement à l'armature métallique constituant un système de transfert de la position de la plaque entre le modèle et le patient. L'armature est alors ramenée sur le patient dans la position définie par les trois vis du maxillaire et est fixée au crâne du patient par deux vis supplémentaires. La position du système de transfert étant désormais figée par ces deux vis, on procède à l'ostéotomie du maxillaire que l'on repositionne correctement à l'aide de la plaque d'intercuspidation qui est couplée rigidement au système de transfert. Enfin, on réalise l'ostéotomie de la mandibule et on la positionne correctement à l'aide de la plaque d'intercuspidation.

Une telle technique présente plusieurs inconvénients. D'une part, elle nécessite une intervention chirurgicale supplémentaire pour mettre en place les vis dans la bouche du patient. D'autre part, elle nécessite la réalisation d'un modèle du crâne

en résine, ce qui est particulièrement coûteux. En outre, la simulation est effectuée, de façon empirique, au moyen du modèle en résine et ne permet pas de prendre en compte les normes céphalométriques à partir de données précises.

La présente invention vise à proposer un nouveau système de simulation en trois dimensions pour des interventions en chirurgie orthognatique.

Pour atteindre cet objet, la présente invention prévoit une plaque d'intercuspidation de définition d'une occlusion entre deux moulages dentaires, respectivement mandibulaire et maxillaire, comportant, en saillie de son extrémité frontale, un repère visible au moyen d'un scanner à rayon X et propre à définir un premier référentiel dans des images en trois dimensions reconstituées à partir de vues issues du scanner.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, ledit repère comporte au moins deux bords rectilignes non parallèles entre eux.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, ledit repère est constitué d'au moins deux tiges reliées à la plaque d'intercuspidation et formant entre elles un angle déterminé.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, lesdites tiges sont creuses et ouvertes à leur extrémité distale de la plaque d'intercuspidation.

La présente invention concerne également un dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions entre des première et deuxième positions relatives de deux moulages dentaires, comportant un premier module, associé à un premier moulage dentaire et localisable en position et en orientation par un dispositif de localisation, un deuxième module, associé à un second moulage dentaire et localisable par le dispositif de localisation, une première plaque d'intercuspidation définissant la première position relative entre les deux moulages, la première plaque étant localisable par le dispositif de localisation, des moyens de mémorisation de la position du deuxième module par

rapport au premier module quand la position relative des moulages est fixée par la première plaque d'intercuspidation, des moyens de définition de la deuxième position relative des moulages, et des moyens de calculs propres à déterminer le déplacement en trois dimensions du deuxième module entre les deux positions.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, les moyens de définition de la deuxième position relative des moulages sont constitués d'une deuxième plaque d'intercuspidation, le dispositif comportant en outre des moyens de mémorisation de la position relative du deuxième module par rapport au premier module quand la position des moulages est fixée par la deuxième plaque d'intercuspidation, et des moyens de calculs propres à déterminer le déplacement en trois dimensions du deuxième module entre les deux positions.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, les moyens de définition de la deuxième position relative des moulages sont constitués d'un dispositif de numérisation des surfaces des moulages et de moyens de traitement d'images.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le dispositif de localisation est constitué d'un localisateur optique, les modules localisables comportant des diodes d'émission d'un rayonnement infrarouge.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le dispositif de localisation est constitué de plusieurs caméras vidéo associées à des moyens de traitement d'images, lesdits modules localisables étant constitués de motifs graphiques.

La présente invention concerne en outre un système de simulation d'un acte de chirurgie orthognatique, comportant un scanner à rayons X, un dispositif de localisation en trois dimensions de positions relatives de moulages dentaires associés chacun à un module localisable en position et en orientation par le dispositif de localisation, et un système de traitement d'images propre à combiner des images tomographiques issues du scanner avec des données de positionnement issues du dispositif de localisation pour obtenir des images en trois dimensions.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le dispositif de localisation fait partie d'un dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions entre des première et deuxième positions relatives des deux moulages dentaires.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, une première position est fixée par une première plaque d'intercuspidation.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, une relation entre les premier et deuxième référentiels est déterminée à partir d'un module additionnel d'un élément de référence propre à être associé mécaniquement au repère de la première plaque d'intercuspidation.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le repère de la première plaque d'intercuspidation est couplé rigidement à un troisième module localisable qui définit un deuxième référentiel associé à la première plaque.

Ces objets, caractéristiques et avantages, ainsi que d'autres de la présente invention seront exposés en détail dans la description suivante de modes de réalisation et de mise en oeuvre particuliers faite à titre non-limitatif en relation avec les figures jointes parmi lesquelles :

La figure 1 représente un mode de réalisation d'une plaque d'intercuspidation selon la présente invention ;

les figures 2 et 3 illustrent schématiquement un premier mode de mise en oeuvre d'un dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions entre deux moulages dentaires selon la présente invention ; et

la figure 4 représente un mode de réalisation d'un élément de référence selon l'invention associé à un repère visible au scanner d'une plaque d'intercuspidation telle que représentée à la figure 1.

Une caractéristique de la présente invention est d'associer, à un système de traitement d'images fournissant des images en trois dimensions à partir d'un scanner à rayon X, un

dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions entre des première et deuxième positions relatives de deux moulages dentaires. Les images issues du scanner et les positions et orientations des moulages déterminées par le dispositif sont combinées dans le système de traitement d'images pour obtenir un système précis de simulation en trois dimensions.

L'invention sera décrite par la suite à partir d'un exemple de cas pratique mettant en oeuvre le système de simulation selon l'invention. On notera toutefois que la succession d'étapes indiquée ci-dessous pourra être modifiée.

On commence par réaliser deux moulages dentaires, respectivement maxillaire et mandibulaire, reproduisant les positions respectives des dents dans chacune des mâchoires.

On réalise également une première plaque d'intercuspidation, dite initiale, correspondant à la position mandibulaire en occlusion habituelle sur le maxillaire. Cette plaque est généralement réalisée par une prise d'empreinte en bouche du patient.

La figure 1 représente un mode de réalisation d'une plaque d'intercuspidation initiale selon la présente invention.

Une telle plaque d'intercuspidation 1 est réalisée par des moyens classiques. La plaque 1 comporte, sur chacune de ses faces, des empreintes 2 des dents des deux mâchoires. Les empreintes 2 sont non-traversantes mais suffisamment profondes pour que les dents reconstituées sur les moulages soient en position d'occlusion lorsque la plaque 1 est insérée entre les deux moulages dentaires. A la figure 1, seules quelques empreintes 2 ont été représentées.

Selon la présente invention, la plaque d'intercuspidation 1 porte un repère physique 3. Le rôle du repère 3 est de définir un référentiel en trois dimensions, dans des images reconstituées à partir de coupes prises au scanner (non représenté), qui soit localisable, directement ou indirectement, par un dispositif externe (non représenté à la figure 1), appelé localisateur, de détermination des positions et orientations relatives des moulages pour combiner, au sein du système de trai-

tement d'images, les images issues du scanner avec des données de position et d'orientation fournies par le localisateur. Le localisateur peut être un système de stéréovision, un capteur optique de positions de diodes, un système à ultrasons, un système de capteurs électromagnétiques ou autres.

De préférence, le repère 3 est saillant de l'extrémité avant, ou frontale, de la plaque 1 de manière à être accessible lorsque la plaque 1 est associée au moulage dentaire.

Dans l'exemple représenté à la figure 1, le repère 3 est constitué de deux tiges 4 et 5 comprises dans un plan approximativement perpendiculaire au plan de la plaque 1. Les tiges 4 et 5 sont portées, par une de leurs extrémités respectives, par un support 6. Le support 6 est constitué, par exemple, d'une tige approximativement coplanaire à la plaque 1, faisant saillie à l'avant de la plaque 1. Les tiges 4 et 5 définissent un angle α entre elles en partant du support 6.

A titre de variante non représentée, les tiges 4 et 5 peuvent être portées, par une de leurs extrémités respectives, directement par la plaque 1. Dans ce cas, le plan contenant les tiges 4 et 5 est incliné vers l'avant par rapport au plan perpendiculaire au plan de la plaque 1, pour éviter le nez du patient lorsque cette plaque 1 est placée entre les dents du patient. Bien entendu, cette variante peut être combinée avec l'emploi d'un support 6 saillant de la plaque 1, l'angle d'inclinaison du plan contenant les tiges 4 et 5 étant alors adapté au débord introduit par le support 6.

Une caractéristique d'un repère 3 selon la présente invention est qu'il est constitué en un matériau ne générant pas d'artefact lors d'une visualisation au scanner. Par exemple, les tiges 4 et 5 et le support 6 éventuel sont en aluminium ou en plastique rigide visible au scanner à rayons X.

Selon un autre mode de réalisation non représenté, le repère 3 est constitué d'une forme géométrique quelconque comportant au moins deux bords, rectilignes et non parallèles, visibles au scanner. Il pourra s'agir, par exemple, d'une plaque en forme

d'étoile portée par un support en saillie de la partie frontale de la plaque 1.

Une autre caractéristique du repère 3 selon l'invention est qu'il sert également à localiser la plaque 1 au moyen d'un dispositif de localisation, ou localisateur, en trois dimensions. Pour ce faire, le repère 3 constitue, de lui-même, un repère visible par un tel localisateur ou est destiné à être couplé rigidement à un repère visible par le localisateur comme cela sera décrit par la suite.

Une fois la plaque d'intercuspidation initiale réalisée, on effectue au moyen du scanner une série de coupes tomographiques du crâne avec cette plaque en position entre les mâchoires. On obtient alors, au moyen du système de traitement d'images et de manière classique, une modélisation en trois dimensions du crâne et des mâchoires.

Comme les tiges 4 et 5 ne sont pas parallèles entre elles, un traitement de recalage entre les points des tiges 4 et 5 présents dans plusieurs images qui correspondent à des coupes parallèles entre elles et un modèle géométrique connu de ces tiges permet de connaître la position et l'orientation d'un référentiel défini par les tiges et associé à la plaque 1, c'est-à-dire du repère 3, dans le référentiel des images fournies par le système de traitement.

On notera que le repère 3 peut comporter un nombre plus important de tiges, par exemple trois tiges non-coplanaires et non-parallèles deux à deux, pour définir un référentiel de façon plus fiable et plus précise.

Pour permettre une simulation de l'intervention chirurgicale à partir des images en trois dimensions reconstituées, on doit transférer, dans le système de traitement d'images, le déplacement relatif en trois dimensions qui doit être apporté aux mâchoires, respectivement maxillaire et mandibulaire.

Pour ce faire, on utilise un dispositif de détermination de déplacement dont un premier mode de mise en oeuvre est décrit ci-dessous en relation avec les figures 2 et 3.

Selon ce premier mode de mise en oeuvre de l'invention, on réalise, à partir des moulages dentaires, une deuxième plaque d'intercuspidation, dite finale, correspondant à l'objectif occlusal souhaité.

Cette plaque d'intercuspidation finale peut être réalisée, de façon classique, en plaçant les deux moulages dentaires sur un articulateur réglable pour mettre en coïncidence, selon l'objectif postopératoire souhaité, certains repères anatomiques dentaires pris sur le moulage mandibulaire avec d'autres repères pris sur le moulage maxillaire.

La plaque d'intercuspidation finale peut également être réalisée, selon l'invention, à partir d'une numérisation des surfaces respectives des moulages en désignant des points de repères sur ces surfaces dans un système informatique. On pourra alors utiliser un articulateur motorisé pour placer les deux moulages dans la position finale souhaitée et réaliser alors la plaque finale de façon plus précise. La numérisation de surfaces dentaires est une technique connue.

Selon le mode de mise en oeuvre décrit, on utilise un localisateur optique permettant de définir, avec précision, les positions et orientations respectives des moulages mandibulaire et maxillaire. Un tel localisateur optique est connu de l'art antérieur. Il utilise généralement des modules, équipés de diodes d'émissions infrarouges, couplés rigidement aux éléments à localiser. Les positions et orientations respectives des modules sont détectées au moyen d'un appareil 17 pourvu de trois barrettes (non représentées) d'éléments photosensibles à transfert de charge (CCD) et de lentilles cylindriques qui projettent l'image des diodes à infrarouges sur ces barrettes. La disposition des barrettes, une horizontale et deux verticales, permet de définir la position de n'importe quel point présent dans le champ du détecteur 17 avec une bonne précision, généralement de 0,1 mm dans le plan frontal du détecteur et de 0,15 mm en profondeur. L'association des positions respectives des diodes d'un même module (généralement deux paires de diodes dans des directions

perpendiculaires) permet de déterminer la position et l'orientation de l'élément associé au module.

Selon la présente invention, le dispositif de détermination du déplacement en trois dimensions entre les première et deuxième positions relatives des deux moulages dentaires, respectivement fixées par les plaques d'intercuspidation initiale et finale, comporte un support 10 de réception du moulage mandibulaire 11, la position du moulage 11 étant fixe par rapport au support 10. Le support 10 ou le moulage 11 est associé à un premier module 12 de diodes à infrarouges. Ce premier module 12 définit un référentiel en trois dimensions, associé au moulage mandibulaire 11 et fixe par rapport au détecteur 17.

Lors d'une première étape (figure 2), on place la plaque d'intercuspidation initiale 1 et le moulage maxillaire 14, en relation d'occlusion sur le moulage 11. Le moulage maxillaire 14 est pourvu d'un module 15 de localisation définissant un référentiel en trois dimensions associé au moulage maxillaire.

On effectue une localisation des modules 12 et 15 par le localisateur optique. Cette localisation donne la position et l'orientation des modules dans un référentiel associé au détecteur 17, donc au localisateur. On détermine alors, par des moyens de calculs, les positions relatives des deux référentiels respectivement associés au moulage mandibulaire et au moulage maxillaire dans la position d'occlusion habituelle. On peut ainsi déterminer la relation (matrice de passage) entre le référentiel associé au moulage mandibulaire et le référentiel associé au moulage maxillaire dans sa position initiale ainsi que les relations respectives de ces deux référentiels avec le référentiel associé au détecteur 17.

Dans une deuxième étape illustrée par la figure 3, on remplace la plaque d'intercuspidation initiale 1 par la plaque d'intercuspidation finale réalisée à partir des moulages dentaires. La plaque 16 d'intercuspidation finale définit la position relative des moulages mandibulaire et maxillaire dans l'objectif occlusal souhaité. En effectuant une deuxième série de

mesures par le localisateur optique, on obtient les positions et orientations respectives des modules 12 et 15, donc des moulages mandibulaire et maxillaire, dans la position finale souhaitée. On peut alors déterminer la relation entre le nouveau référentiel associé au moulage maxillaire 14 et le référentiel associé au moulage mandibulaire 11 qui n'a pas changé.

Enfin, on détermine à partir des relations respectives entre le référentiel du moulage 11 et les référentiels initial et final du moulage 14, la relation (matrice de passage) entre les deux référentiels, respectivement initial et final, du moulage maxillaire. On connaît ainsi le déplacement en trois dimensions entre les positions, respectivement initiale et finale, du moulage maxillaire 14 par rapport au moulage mandibulaire 11.

Pour permettre l'association des informations de position avec les coupes réalisées au scanner, on détermine la relation entre le référentiel associé au repère 3 et le référentiel associé au détecteur 17.

Cette détermination de la matrice de passage entre ces deux référentiels est, selon le mode de réalisation décrit, effectuée dans une étape supplémentaire au moyen d'un élément de référence dont la figure 4 représente un mode de réalisation destiné à un repère 3 tel que décrit précédemment.

L'élément de référence 20 est constitué d'un module additionnel 21 de diodes à infrarouges 23, couplé rigidement, par exemple par une ou plusieurs vis 24, à un élément rectiligne 22 de liaison avec une tige 4 ou 5 du repère 3. Par exemple, chaque tige 4 ou 5 est creuse et ouverte à son extrémité libre et l'élément de liaison est constitué d'une tige 22 destinée à s'engager dans une des tiges 4 ou 5. La tige 22 possède, quand elle est engagée dans une tige 4 ou 5, deux degrés de liberté (coulissement et rotation) par rapport à celle-ci. Le module 21 définit un référentiel en trois dimensions associé à la tige 22.

On commence par déterminer, au moyen du détecteur 17, les coordonnées de deux points choisis arbitrairement le long de la tige 22 dans son référentiel. On engage alors la tige 22 dans

une des tiges (par exemple, 4) du repère 3 et on détermine, à partir d'une mesure de la position du module 21 par rapport au module 12 qui définit un référentiel fixe par rapport au localisateur, les positions respectives des deux points dans le référentiel associé au détecteur 17. On réitère l'opération en engageant la tige 22 dans la tige 5. Ces deux séries de mesures permettent de déterminer, dans le référentiel défini par le module 12, donc dans le référentiel associé au localisateur, les directions respectives des tiges 4 et 5. En recalant mathématiquement ces positions mesurées avec un modèle géométrique des tiges ou directement avec les points des tiges déterminés sur les coupes issues du scanner, on peut alors déterminer la matrice de passage entre les référentiels définis par le repère 3 dans les images en trois dimensions reconstituées à partir des coupes issues du scanner et dans le référentiel du localisateur.

A titre de variante, l'étape supplémentaire consiste à engager la tige 22 dans une tige (par exemple, 4) du repère 3 et à effectuer plusieurs mesures d'orientation de la tige 22 en la faisant tourner dans la tige 4. On réitère cette opération en faisant tourner la tige 22 dans la tige 5. Puis, on recherche l'axe invariant à toutes les mesures effectuées pour chacune des tiges 4 et 5 dans le référentiel défini par le module 12. Cet axe invariant correspond à la direction de la tige 4, respectivement 5, dans ce référentiel et l'intersection des deux axes obtenus donne l'origine du référentiel associé au repère 3. On en déduit la matrice de passage entre le référentiel associé au repère 3 et le référentiel du localisateur.

En connaissant les différentes relations entre les référentiels, on peut désormais simuler le déplacement à apporter aux positions relatives des mâchoires dans le système de traitement d'images en trois dimensions. Après avoir simulé les ostéotomies respectives des segments osseux de la mandibule et du maxillaire par rapport au reste du crâne en isolant dans les images en trois dimensions issues du scanner, une partie correspondant au maxillaire et une partie correspondant à la mandibule,

on peut simuler, au moyen du système de traitement d'images, la position finale à donner à la mandibule et au maxillaire indépendamment de la plaque d'intercuspidation initiale. En effet, les positions respectives de la mandibule et du maxillaire sont parfaitement déterminées dans le système de traitement d'image. De fait, l'application, dans les images issues du scanner, de la relation entre les référentiels initial et final du maxillaire déterminés par le localisateur optique, permet d'obtenir un bloc maxillo-mandibulaire corrigé, c'est à dire dans la position correspondant à celle définie par la plaque d'intercuspidation finale.

A titre de variante non représentée, le dispositif de localisation optique peut être remplacé par un dispositif de localisation vidéo utilisant plusieurs caméras (stéréovision) pour localiser les modules respectivement associés au moulage mandibulaire 11, au moulage maxillaire 14 et a la plaque d'intercuspidation 1. Dans ce cas, les modules de définition des trois référentiels sont, par exemple, constitués de motifs graphiques localisables en position et en orientation par une analyse des images issues des caméras vidéo. Le repère physique 3 peut ici définir directement un référentiel lié au dispositif de localisation. On dispose alors d'un même référentiel, côté scanner et côté localisateur. Le même principe s'applique également à un localisateur par émetteurs à ultrasons ou par capteurs électromagnétiques.

Un avantage de la présente invention est que le praticien dispose désormais d'un outil précis de simulation en trois dimensions de l'intervention chirurgicale à réaliser sans qu'il soit nécessaire de lier rigidement des éléments au crâne du patient. En particulier, le déplacement relatif entre le maxillaire et la mandibule peut être pris en compte dans une simulation et dans une analyse céphalométrique complète utilisant les images en trois dimensions issues du scanner.

Un autre avantage de la présente invention est que la connaissance exacte des positions et orientations respectives des

différents segments osseux permet de prévoir, au sein du bloc opératoire, des moyens robotisés d'assistance au geste opératoire, la mandibule et le maxillaire pouvant être positionnés très exactement au moyen d'un robot, ou au moyen d'un système de guidage passif, par rapport au crâne du patient dans la position finale souhaitée.

Les positions sont alors données, par exemple, à l'aide d'un localisateur optique fixe dans le bloc opératoire et de la plaque d'intercuspidation 1 mise en bouche du patient juste avant l'opération. Une nouvelle étape de détermination de la position de la plaque 1 permet de transférer toutes les données de la simulation dans le nouveau référentiel associé au localisateur optique. Cette étape peut être effectuée comme précédemment au moyen de l'élément de référence 20. A titre de variante, on pourra également associer le repère 3 à un troisième module de diodes (non représenté) couplé rigidement aux tiges 4 et 5. Ce module définit alors un référentiel en trois dimensions associé à la plaque 1 dans le dispositif de localisation.

On notera que, dans le cas d'un positionnement manuel des différents segments osseux, on réalise toujours une plaque d'intercuspidation qui fixe le déplacement du maxillaire par rapport à la mandibule dans sa position d'origine. Dans le cas d'un positionnement robotisé des segments osseux, le recours à une telle plaque d'intercuspidation intermédiaire n'est plus nécessaire et les deux mâchoires peuvent être repositionnées en même temps.

On notera également que l'invention peut également être mise en oeuvre dans le cas où le maxillaire doit être divisé en plusieurs fragments pour obtenir un positionnement dentaire correct. Dans ce cas, on utilise plusieurs modules 15 respectivement associés à chaque fragment et on détermine, pour chaque ensemble ainsi constitué (fragment de moulage et module de diodes), une matrice de déplacement dans le référentiel du localisateur puis dans le référentiel du scanner.

Selon un deuxième mode de mise en oeuvre de la présente invention, le localisateur est utilisé pour mettre en oeuvre la première étape décrite en relation avec la figure 2 ainsi que l'étape supplémentaire (figure 4) de détermination de la matrice de passage entre le référentiel associé au repère 3 et le référentiel du localisateur. Par contre, la position relative entre les deux moulages dentaires dans la position postopératoire souhaitée est déterminée directement à l'aide du système de traitement d'images, sans recours à une deuxième plaque d'intercuspidation (16, figure 3). Pour ce faire, on numérise les surfaces des deux moulages au moyen d'un capteur de surface, pour obtenir des empreintes numériques dans le système de traitement d'images. Les positions définitives souhaitées entre les mâchoires sont alors directement déterminées dans le système de traitement d'images dans lequel les positions initiales sont connues de façon précise grâce à l'emploi du localisateur et de la première plaque 1 associée au repère 3.

Un avantage de ce mode de mise en oeuvre est qu'il permet d'utiliser un système informatique pour optimiser les critères de positionnement et respecter des contraintes de positionnement de façon fiable et semi-automatique. Un autre avantage est que tout le traitement relatif à la simulation et à la détermination de la position définitive des mâchoires peut ici être réalisé par le chirurgien alors que la plaque d'intercuspidation finale est généralement réalisées par un prothésiste à partir de données fournies par le chirurgien.

Bien entendu, la présente invention est susceptible de diverses variantes et modifications qui apparaîtront à l'homme de l'art. En particulier, la réalisation des outils informatiques et des programmes de calcul des différentes relations entre les référentiels est à la portée de l'homme de l'art en fonction des indications fonctionnelles données ci-dessus.

REVENDICATIONS

1. Plaque d'intercuspidation (1) de définition d'une occlusion entre deux moulages dentaires, respectivement mandibulaire (11) et maxillaire (14), caractérisée en ce qu'elle comporte, en saillie de son extrémité frontale, un repère (3) visible au moyen d'un scanner à rayon X et propre à définir un premier référentiel dans des images en trois dimensions reconstituées à partir de vues issues du scanner.

2. Plaque d'intercuspidation selon la revendication 1, caractérisée en ce que ledit repère (3) comporte au moins deux bords rectilignes non parallèles entre eux.

3. Plaque d'intercuspidation selon la revendication 1 ou 2, caractérisée en ce que ledit repère (3) est constitué d'au moins deux tiges (4, 5) reliées à la plaque d'intercuspidation (1) et formant entre elles un angle déterminé (α).

4. Plaque d'intercuspidation selon la revendication 3, caractérisée en ce que lesdites tiges (4, 5) sont creuses et ouvertes à leur extrémité distale de la plaque d'intercuspidation (1).

5. Dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions entre des première et deuxième positions relatives de deux moulages dentaires, caractérisé en ce qu'il comporte :

un premier module (12), associé à un premier moulage dentaire (11) et localisable en position et en orientation par un dispositif de localisation (17) ;

un deuxième module (15), associé à un second moulage dentaire (14) et localisable par le dispositif de localisation ;

une première plaque d'intercuspidation (1) définissant la première position relative entre les deux moulages (11, 14), la première plaque (1) étant localisable par le dispositif de localisation (17) ;

des moyens de mémorisation de la position du deuxième module (15) par rapport au premier module (12) quand la position

relative des moulages (11, 14) est fixée par la première plaque d'intercuspidation (1);

des moyens de définition (16) de la deuxième position relative des moulages (11, 14) ; et

des moyens de calculs propres à déterminer le déplacement en trois dimensions du deuxième module (15) entre les deux positions.

6. Dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions selon la revendication 5, caractérisé en ce que les moyens de définition de la deuxième position relative des moulages (11, 14) sont constitués d'une deuxième plaque d'intercuspidation (16), le dispositif comportant en outre :

des moyens de mémorisation de la position relative du deuxième module (15) par rapport au premier module (12) quand la position des moulages (11, 14) est fixée par la deuxième plaque d'intercuspidation (16) ; et

des moyens de calculs propres à déterminer le déplacement en trois dimensions du deuxième module (15) entre les deux positions.

7. Dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions selon la revendication 5, caractérisé en ce que les moyens de définition de la deuxième position relative des moulages (11, 14) sont constitués d'un dispositif de numérisation des surfaces des moulages et de moyens de traitement d'images.

8. Dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions selon l'une quelconque des revendications 5 à 7, caractérisé en ce que la première plaque d'intercuspidation (1) est conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 4.

9. Dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions selon l'une quelconque des revendications 5 à 8, caractérisé en ce que le dispositif de localisation est constitué d'un localisateur optique (17), les modules (12, 15, 21) localisables comportant des diodes (23) d'émission d'un rayonnement infrarouge.

10. Dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions selon l'une quelconque des revendications 5 à 8, caractérisé en ce que le dispositif de localisation (17) est constitué de plusieurs caméras vidéo associées à des moyens de traitement d'images, lesdits modules localisables étant constitués de motifs graphiques.

11. Système de simulation d'un acte de chirurgie orthognatique, caractérisé en ce qu'il comporte :

un scanner à rayons X ;

un dispositif de localisation (17) en trois dimensions de positions relatives de moulages dentaires (11, 14) associés chacun à un module (12, 15) localisable en position et en orientation par le dispositif de localisation (17) ; et

un système de traitement d'images propre à combiner des images tomographiques issues du scanner avec des données de positionnement issues du dispositif de localisation (17) pour obtenir des images en trois dimensions.

12. Système de simulation selon la revendication 11, caractérisé en ce que le dispositif de localisation (17) fait partie d'un dispositif de détermination d'un déplacement en trois dimensions entre des première et deuxième positions relatives des deux moulages dentaires (11, 14) selon l'une quelconque des revendications 5 à 10.

13. Système de simulation selon la revendication 12, caractérisé en ce qu'une première position est fixée par une première plaque d'intercuspidation (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 4.

14. Système de simulation selon la revendication 13, caractérisé en ce qu'une relation entre les premier et deuxième référentiels est déterminée à partir d'un module additionnel (21) d'un élément de référence (20) propre à être associé mécaniquement au repère (3) de la première plaque d'intercuspidation (1).

15. Système de simulation selon la revendication 13 ou 14, caractérisé en ce que le repère (3) de la première plaque d'intercuspidation (1) est couplé rigidement à un troisième

module localisable qui définit un deuxième référentiel associé à la première plaque (1).

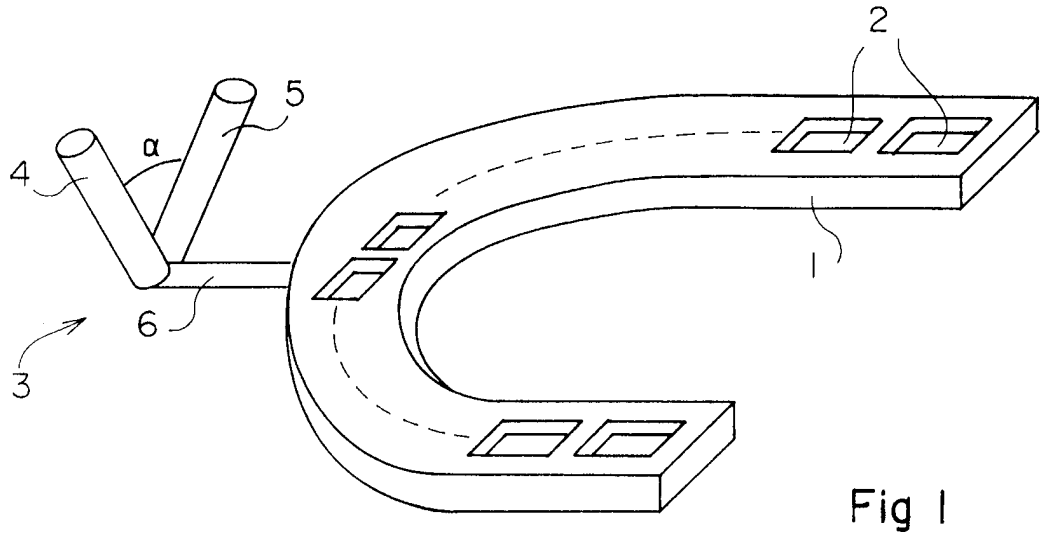
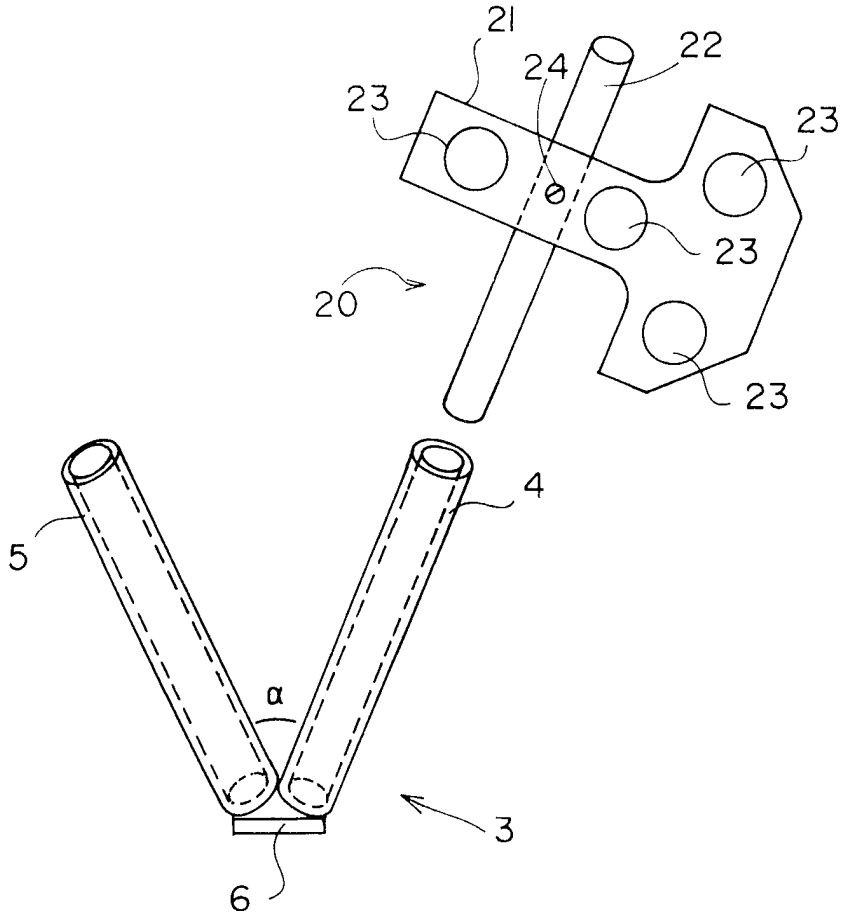


Fig 1

Fig 4



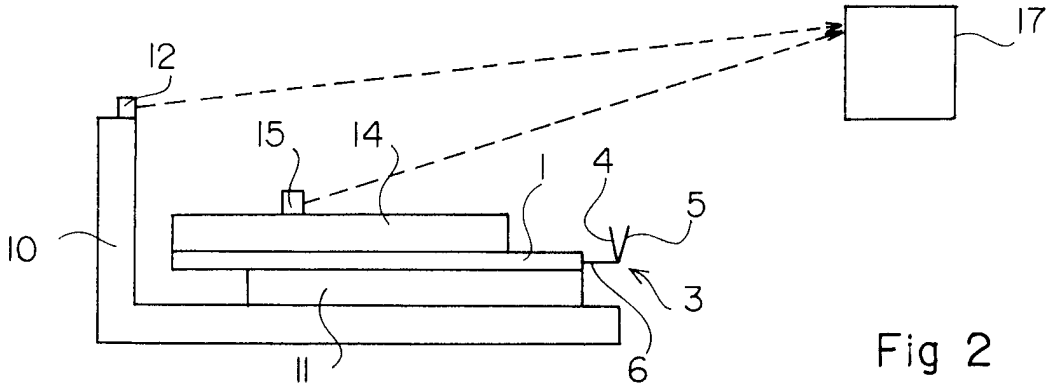


Fig 2

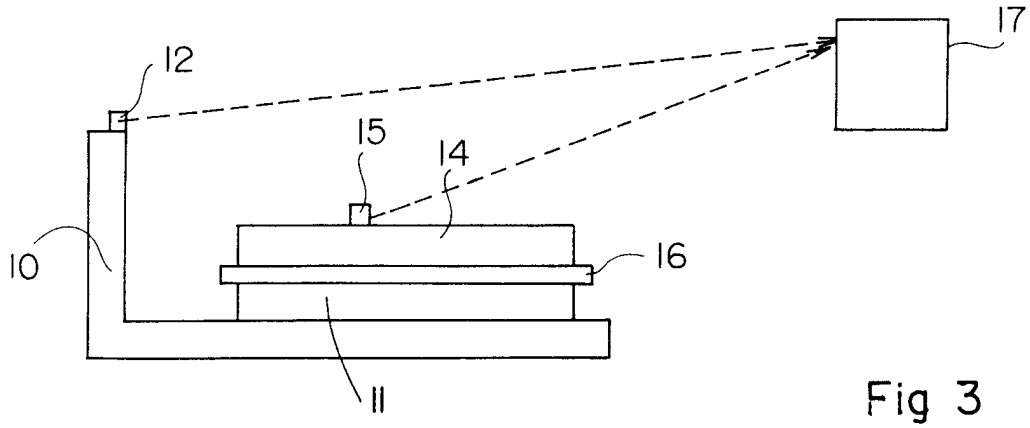


Fig 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter nal Application No
PCT/FR 97/02383

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61C19/045 G09B23/28

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)
IPC 6 A61C G09B

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 practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KATSUYUKI YAMAMOTO ET AL.: "Measurements of Dental Cast Profile and Three-Dimensional Tooth Movement During Orthodontic Treatment" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 38, no. 4, April 1991, NEW YORK, US, pages 360-365, XP000235767 see page 360 - page 361 ---	1,5,11
A	US 4 409 616 A (LEDLEY) 11 October 1983 see the whole document ---	1,5,11
A	DE 93 00 356 U (KRUPP MEDIZINTECHNIK) 4 March 1993 see claim 1; figure 1 ---	1,5,11
	-/--	

[X] Further documents are listed in the continuation of box C.

[X] Patent family members are listed in 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 document 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

1

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
22 April 1998	29/04/1998

Name and mailing address of the ISA	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Raybould, B

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter ›nal Application No
PCT/FR 97/02383

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category '	Citation of document, with indication,where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 375 982 A (ARBEITSGEMEINSCHAFT FÜR WIRTSCHAFTSNAHE FORSCHUNG UND ENTWICKLUNG AWFE) 4 July 1990 see figure 2 ---	1,5
A	US 5 340 309 A (ROBERTSON) 23 August 1994 see the whole document ---	5
A	EP 0 373 077 A (HENNSON INTERNATIONAL) 13 June 1990 -----	

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

Inte onal Application No
PCT/FR 97/02383

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4409616 A	11-10-83	NONE	
DE 9300356 U	04-03-93	NONE	
EP 375982 A	04-07-90	DE 3843757 A	05-07-90
US 5340309 A	23-08-94	NONE	
EP 373077 A	13-06-90	FR 2639211 A	25-05-90
		AT 134854 T	15-03-96
		AU 4637389 A	12-06-90
		CA 2003265 A	18-05-90
		DE 68925872 D	11-04-96
		DE 68925872 T	24-10-96
		ES 2086322 T	01-07-96
		WO 9005483 A	31-05-90
		JP 3502771 T	27-06-91
		US 5237998 A	24-08-93

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No
PCT/FR 97/02383

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 6 A61C19/045 G09B23/28

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)
CIB 6 A61C G09B

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	KATSUYUKI YAMAMOTO ET AL.: "Measurements of Dental Cast Profile and Three-Dimensional Tooth Movement During Orthodontic Treatment" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 38, no. 4, avril 1991, NEW YORK, US, pages 360-365, XP000235767 voir page 360 - page 361 ---	1,5,11
A	US 4 409 616 A (LEDLEY) 11 octobre 1983 voir le document en entier ---	1,5,11
A	DE 93 00 356 U (KRUPP MEDIZINTECHNIK) 4 mars 1993 voir revendication 1; figure 1 ---	1,5,11

-/--

[X] Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

[X] 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 revendcation 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

1

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale
22 avril 1998	29/04/1998

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale	Fonctionnaire autorisé
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Raybould, B

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No
PCT/FR 97/02383

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	EP 0 375 982 A (ARBEITSGEMEINSCHAFT FÜR WIRTSCHAFTSNAHE FORSCHUNG UND ENTWICKLUNG AWFE) 4 juillet 1990 voir figure 2	1,5
A	US 5 340 309 A (ROBERTSON) 23 août 1994 voir le document en entier	5
A	EP 0 373 077 A (HENNSON INTERNATIONAL) 13 juin 1990	

1

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Dem Internationale No
PCT/FR 97/02383

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 4409616 A	11-10-83	AUCUN	
DE 9300356 U	04-03-93	AUCUN	
EP 375982 A	04-07-90	DE 3843757 A	05-07-90
US 5340309 A	23-08-94	AUCUN	
EP 373077 A	13-06-90	FR 2639211 A	25-05-90
		AT 134854 T	15-03-96
		AU 4637389 A	12-06-90
		CA 2003265 A	18-05-90
		DE 68925872 D	11-04-96
		DE 68925872 T	24-10-96
		ES 2086322 T	01-07-96
		WO 9005483 A	31-05-90
		JP 3502771 T	27-06-91
		US 5237998 A	24-08-93