

TELEX 370391 F
TÉL. (7) 860.24.93

LE BRITANNIA - TOUR C
20, BOULEVARD E.-DERUELLE
69003 LYON

BREVET D'INVENTION

PAYS : FRANCE

NUMÉRO : 83-062

DATE : 14 Avril 1982

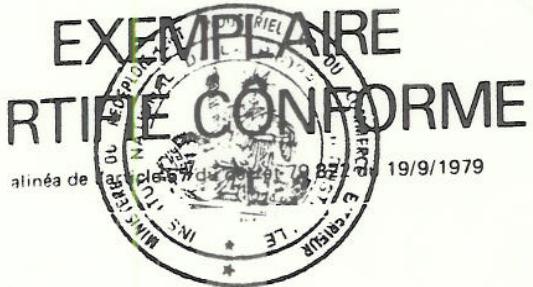
TITRE : Dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques,
notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses

TITULAIRE : DURET François
MICHALLET Elisabeth épouse DURET
TERMOZ Christian

<INVENTEUR : Francois DURET

PRIORITÉ :

DURÉE : 20 ANS



RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

2 525 103

12

BREVET D'INVENTION

B1

- 54 Dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses.

- 22 Date de dépôt : 14 avril 1982.

- 30 Priorité :

- 60 Références à d'autres documents nationaux appartenés :**

- 71 Demandeur(s) : DURET François, MICHALLET Elisabeth épouse DURET et TERMOZ Christian. — FR.

- (43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOP1 « Brevets » n° 42 du 21 octobre 1983.

- (45) Date de la mise à disposition du public du brevet d'invention : BOPI « Brevets » n° 39 du 27 septembre 1985.

- 56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche :

Se reporter à la fin du présent fascicule

- 73 Titulaire(s) :

- 74) Mandataire(s) : Cabinet Germain et Maureau.

2012525

- 1 -

La présente invention se rapporte à un dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique d'une prothèse, et encore plus particulièrement la réalisation de prothèses telles que les couronnes utilisées en art dentaire, cette application n'étant toutefois pas limitative, en ce sens que le dispositif est aussi utilisable pour l'établissement d'un diagnostic odontologique qui n'est pas suivi de la confection d'une prothèse.

Très peu d'études ont, jusqu'à présent, eu pour objet la prise d'une empreinte par des moyens optiques, dans le domaine de l'art dentaire, et les réalisations concrètes sont actuellement inexistantes. On peut citer le brevet US N° 3 861 044 (SWINSON), document décrivant un procédé qui consiste, pour faire l'empreinte d'une cavité creusée dans une dent et réaliser un insert (ou "inlay") destiné à se loger dans la cavité, en la séquence d'opérations suivante :

- préparation de la dent défectueuse ;
- réalisation d'une représentation photographique de la dent avec sa cavité ;
- transfert d'un signal représentatif de l'image photographiée à une machine-outil commandée automatiquement ;
- remplissage de la dent préparée avec de la cire ;
- réalisation d'une nouvelle représentation photographique de la dent, cette fois remplie de cire ;
- transfert d'un signal représentatif de la nouvelle image photographique à la machine-outil commandée automatiquement ;
- fonctionnement automatique de la machine-outil à partir des signaux précédents, afin d'usiner un insert dentaire de forme adaptée ;
- mise en place de l'insert dans la cavité de la dent.

Cette technique arbitraire, telle qu'elle est décrite dans le document auquel il est ici fait référence, présente plusieurs défauts majeurs :

Il évoque au moins un nouveau problème de transmission, supposée être par les auteurs très facile et peu coûteux, mais qui présente de nombreux inconvénients ainsi que des insuffisances diverses : la sensibilité connue est suffisante.

1. Une image photographique ordinaire ne peut représenter qu'en deux dimensions l'objet dont la forme est à analyser. Si l'on veut reconstituer par ce procédé les trois dimensions de l'espace, il faut réaliser un grand nombre de photographies, par exemple de l'ordre du millier au minimum, avec une précision de 100 microns, pour chaque élément à analyser.

2. Il n'est pas précisé quelle est la nature des signaux transmis, supposés représentatifs des images photographiques réalisées, et en particulier si ces signaux sont analogiques ou numériques. Or un usinage automatique ne peut se faire qu'au moyen d'une machine-outil à commande numérique, et dans le cas considéré l'on ne voit donc pas concrètement comment la machine pourra effectuer un travail déterminé, ni surtout un positionnement strict de la pièce à usiner, à partir d'images photographiques traduites en des signaux de nature indéfinie.

3. Dans le procédé évoqué, le praticien doit remplir la cavité de cire. Cette technique est possible pour les inserts, mais inapplicable à d'autres types courants de prothèses pour dents, notamment les couronnes, ce qui exclut bien évidemment ce genre d'applications.

4. De plus, le remplissage de cire et son utilisation constituent une sorte de prise d'empreinte par mouillage ; le procédé exige ainsi des opérations matérielles sur la dent à traiter et ne peut s'assimiler à une prise d'empreinte complète par des moyens purement optiques ; le temps de mise en œuvre reste donc également important. Enfin, le second signal photographique, obtenu à partir de ce remplissage de cire, est toujours aussi imprécis (reconstitution des trois dimensions ?), et cette imprécision se répercute évidemment sur le résultat final obtenu.

La présente invention remédié à ces inconvénients,

E012525

- 3 -

en fournissant des moyens d'analyse en trois dimensions, adaptés à toutes applications odontologiques et médicales, en précisant les moyens permettant d'analyser l'image et de fournir un signal directement utilisable par une machine-outil à commande numérique, ceci d'une manière très rapide tout en offrant une possibilité de vérification de la qualité d'analyse, et en permettant l'usinage automatique d'une prothèse complète uniquement à partir de l'empreinte optique réalisée et d'algorithmes de travail, sans aucune intervention intermédiaire en bouche ou sur une autre partie du corps devant recevoir la prothèse, les moyens fournis étant économiquement intéressants dans la mesure où ils comportent un large champ d'application et apportent un gain effectif de temps et de main-d'œuvre.

A cet effet, la présente invention a pour objet un dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses, ce dispositif comprenant essentiellement, en combinaison, des moyens émetteurs d'ondes lumineuses ou acoustiques non traumatisantes, des moyens pour diriger lesdites ondes sur la partie du corps, telle qu'emplacement de dent, à analyser, des moyens récepteurs des ondes lumineuses ou acoustiques réfléchies par cette partie du corps, dirigeant lesdites ondes sur un capteur associé à un convertisseur analogique-numérique, permettant d'obtenir sous forme de signaux numériques une représentation de la forme, dans les trois dimensions de l'espace, de la partie du corps à analyser, et des moyens d'analyse et de traitement des signaux numériques obtenus, notamment en vue de la commande automatique d'une machine-outil à commande numérique pour l'usinage d'une prothèse, telle qu'une prothèse dentaire, adaptée exactement à la partie du corps analysée.

Le dispositif selon l'invention permet de saisir toutes les caractéristiques de forme de la zone à analyser par des moyens de nature purement "optique", en excluant

l'analyse photographique, le terme "optique" incluant ici aussi bien l'utilisation d'ondes typiquement optiques que l'utilisation d'ondes acoustiques, du moment que ces ondes permettent de réaliser directement une analyse en trois dimensions, et ne sont bien entendu pas traumatisantes pour les tissus de la partie analysée du corps du patient. Le capteur et le convertisseur utilisés doivent correspondre au type d'ondes mis en oeuvre, et l'ensemble doit permettre de relever des détails de forme avec une précision suffisante, par exemple inférieure ou égale au millimètre.

Dans le cas d'utilisation d'ondes de lumière cohérente, le dispositif comprend avantagéusement une source laser, au moins une fibre optique et une lentille pour diriger le faisceau incident vers la partie du corps à analyser, au moins une autre lentille et une autre fibre optique pour recueillir le faisceau réfléchi et le diriger sur le capteur associé au convertisseur analogique-numérique, et un système optique tel qu'à miroir semi-transparent et lentille, dirigeant en outre sur ledit capteur un faisceau de référence, pour une analyse par interférence ondulatoire. La source laser, le capteur et le convertisseur se placent ainsi dans un boîtier extérieur à la bouche, où se produit l'interférence, ce boîtier étant relié par les fibres optiques à une tête d'analyse mobile, de faibles dimensions, amenée dans la bouche du patient. En variante, le montage peut comprendre une seule fibre optique guidant à la fois le faisceau incident et le faisceau réfléchi, et il est possible aussi de supprimer toute fibre optique, si la tête d'analyse inclut la source d'éclairage et le capteur, avec les lentilles toujours nécessaires et raccordée par des liaisons purement électriques avec un boîtier extérieur incluant l'alimentation électrique et le convertisseur analogique-numérique.

Dans le cas d'utilisation d'ondes de lumière non cohérente, on peut toujours recourir à des fibres optiques

- 5 -

mais le montage devra comprendre en outre, pour permettre l'analyse par interférométrie holographique, des trames de repérage, associées respectivement à la source émettrice et au capteur, et des moyens permettant de déterminer ou de fixer la distance entre les moyens optiques de la tête d'analyse et un plan de référence lié à la partie du corps à analyser.

Une première solution, dite "dynamique", consiste à placer sur la tête d'analyse un émetteur-récepteur d'ultra-sons ou d'infra-rouge déterminant la distance au plan de référence au moment précis où est réalisé l'éclairage pour l'analyse. Une seconde solution, dite "statique", consiste à prévoir sur la tête d'analyse un repère de longueur connue, destiné à reposer sur un point de la partie du corps à analyser.

Des systèmes de miroirs, et des optiques plus ou moins "larges", permettent l'analyse de zones plus ou moins étendues, pouvant posséder des faces orientées différemment les unes des autres, ou des faces qui ne peuvent être directement éclairées et/ou observées.

Le capteur, atteint par le faisceau réfléchi et aussi éventuellement par un faisceau de référence, est avantagéusement du type photosenseur à transfert de charge, notamment un photosenseur du type CCD matriciel, ou encore un tube vidicon modifié. L'intérêt du photosenseur CCD sur le système vidicon est qu'il fournit une analyse plan par plan ; par contre le nombre de niveaux de gris y est inférieur, actuellement. Afin de ne pas surcharger les moyens de traitement des données, l'analyse se fait en fixant les coordonnées suivant deux dimensions, par exemple en des points correspondant à des intervalles de 20μ , et en ne faisant varier que les coordonnées suivant la troisième dimension de l'espace.

Suivant un mode de réalisation, des moyens de stockage de l'information sont insérés entre le capteur et le convertisseur analogique-numérique proprement dit, lequel délivre vers les moyens de traitement des signaux

- 6 -

de sortie "point par point", transformés par une interface pour leur adaptation aux moyens de traitement numérique, des moyens de visualisation des données saisies étant en outre prévus, en liaison avec les moyens de stockage précités.

La visualisation doit être de préférence prévue, pour information et vérification, afin de pouvoir apprécier si l'empreinte optique réalisée est totale, précise, exploitable et prise sur un travail préparatoire (taille d'un moignon de dent) effectué correctement. Plus particulièrement la visualisation est avantageuse avant conversion analogique-numérique, afin de limiter le champ d'action (suppression des informations jugées inutiles) et vérification de la qualité de la saisie des données.
15 La visualisation de l'image sous sa forme obtenue après conversion analogique-numérique est aussi utile, pour apprécier ligne par ligne la précision des données. Le choix de la meilleure image, à retenir pour le traitement numérique ultérieur, pourra être manuel et facilité par 20 une visualisation interactive, ou même être entièrement automatique.

Le traitement numérique, préalable à la réalisation d'une prothèse, doit dans le cas pris ici pour exemple d'une couronne dentaire tenir compte encore d'autres 25 données que les seules caractéristiques géométriques du moignon de dent, déterminées comme résultat de l'analyse optique, et à cet effet les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore, de préférence :

- des moyens de détermination et de prise en compte 30 de l'enveloppe, ou volume à l'intérieur duquel doit s'inscrire la dent reconstituée ;
- des moyens de détermination et de prise en compte de l'occlusion, statique et dynamique ;
- éventuellement, des moyens de détermination et 35 de prise en compte des couleurs ou teintes de dents.

Dans le cas d'application de l'invention à la confection automatique de prothèses mobiles, l'occlusion

- 7 -

réelle pourra être déterminée non seulement par la prise d'empreinte optique mais encore par une analyse faciale et buccale du patient sur lequel on aura préalablement placé un certain nombre de repères buccaux,
 5 évitant une étude de l'articulation temporo-maxillaire (ATM) par le moyen classique, très coûteux, de l'articulateur.

La réalisation automatique de la prothèse, telle que notamment couronne, passe par les étapes suivantes,
 10 exploitant les opérations d'analyse et de détermination diverses exposées précédemment :

1. Réalisation de la partie interne de la prothèse, en fonction essentiellement de l'empreinte optique réalisée, avec modification éventuelle des données brutes
 15 selon le type de fixation (espace souhaité pour le ciment, ou fixation sans joint par élasticité du métal), selon la position de l'axe d'insertion, ou selon les imperfections non corrigées de la taille du moignon.

2. Adaptation d'une forme extérieure théorique,
 20 stockée en mémoire, à l'enveloppe précédemment déterminée, et ajustage de cette forme selon la détermination faite de l'occlusion.

3. Choix du mode d'usinage et du matériau, tenant compte entre autres de la détermination préalable de couleur ou teinte.
 25

Les outils doivent évidemment être adaptés aux dimensions et aux courbures des pièces prothétiques à confectionner, dont l'ébauche devra être fixée rigidement de manière à éviter les vibrations et à fournir un point
 30 de référence lors de l'usinage. Les principes connus de programmation, de repérage, et d'asservissement pour l'utilisation des machines-outils à commande numérique s'appliqueront sans difficultés, l'usinage s'effectuant de préférence sous contrôle visuel de ses différentes
 35 phases par les moyens de visualisation mentionnés plus haut.

Pour une précision recherchée de 50 microns, l'on

- 8 -

peut estimer à 5 minutes le temps nécessaire à l'usinage d'une couronne; la réalisation complète d'une couronne, incluant la prise d'empreinte optique, le traitement des données et l'usinage lui-même, ne devrait pas dépasser une durée totale de 15 minutes, alors que le temps nécessaire est actuellement de l'ordre d'une semaine, avec plus de 3 heures de travail effectif de dentiste et de prothésiste, en se référant au procédé classique de la "cire perdue". Le temps réel de travail est donc divisé par 12, et le temps séparant la prise d'empreinte de la pose de la prothèse est divisé par 600, tout en améliorant les conditions biologiques et physiologiques de l'opération puisque le patient pourra repartir avec sa dent reconstituée 15 mm après la fin de la taille.

De toute façon, l'invention sera mieux comprise à l'aide de la description qui suit, en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemples non limitatifs, quelques formes d'exécution de ce dispositif de prise d'empreinte, notamment en vue de la réalisation de prothèses, et illustrant diverses applications de ce dispositif :

Figure 1 est une vue très schématique d'une première forme de réalisation de la partie optique du dispositif selon l'invention, utilisant une source de lumière cohérente ;

Figure 2 montre un détail de la tête d'analyse optique, dans un mode de réalisation particulier ;

Figure 3 est une vue d'ensemble des moyens permettant la prise d'empreinte optique, selon le principe de la figure 1, dans un agencement particulier ;

Figure 4 est un schéma de principe de la partie optique du dispositif selon l'invention, utilisant une source de lumière non cohérente ;

Figures 5,6 et 7 sont des vues d'ensemble des moyens permettant la prise d'empreinte optique, dans divers agencements adaptés à une source de lumière non cohérente ;

Figures 8 et 9 sont des schémas de systèmes optiques

0012525

- 9 -

de prise d'empreinte, utilisant en outre des miroirs ;

Figure 10 montre le système optique du dispositif selon l'invention, appliqué à l'analyse des arcades ;

Figures 11, 12 et 13 sont des vues de détail du 5 système optique de figure 10, muni de divers moyens d'appui ;

Figure 14 est un schéma-bloc de la partie du dispositif réalisant la prise d'empreinte, dans le cas d'utilisation d'ondes échographiques ;

10 Figure 15 est un schéma-bloc des moyens de réception des ondes réfléchies, de conversion analogique-numérique et de visualisation interactive du dispositif, pour l'obtention de l'empreinte optique traduite numériquement, dans le cas d'utilisation d'un capteur du type "photosenseur CCD" ;

Figure 16 est une vue en plan illustrant la détermination de plusieurs des plans définissant l'enveloppe d'une couronne à réaliser ;

20 Figure 17 montre le principe d'adaptation de la forme extérieure d'une couronne, déterminée théoriquement, à la forme et à la position du moignon analysées par la prise d'empreinte optique ;

Figure 18 illustre, dans le cas d'application à une prothèse mobile, la définition des plans et surfaces 25 d'enveloppe ;

Figure 19 est une schéma expliquant le positionnement relatif des empreintes supérieure et inférieure intervenant dans la détermination de l'occlusion réelle ;

30 Figure 20 est un organigramme relatif à la détermination de l'occlusion ;

Figure 21 est un organigramme relatif à l'exploitation de repères et autres capteurs, pour la prise en compte de la pathologie de l'articulation temporo-maxillaire ;

35 Figure 22 est un organigramme relatif à la définition des caractéristiques d'une prothèse dentaire fixe, à sa réalisation et à son adaptation, à partir de prises

- 10 -

d'empreintes optiques ;

Figure 23 est un organigramme relatif à la définition des caractéristiques d'une prothèse dentaire mobile, et à sa réalisation, dans le cas d'une prothèse avec antagoniste ;

Figure 24 est un organigramme des fonctions complémentaires, à réaliser dans le cas d'une prothèse dentaire mobile sans antagoniste.

Figure 25 est un schéma-bloc du principe d'usinage automatique d'une prothèse et de contrôle d'usinage, par le dispositif objet de l'invention ;

Figure 26 montre les formes à usiner pour la réalisation d'une couronne ;

Figure 27 montre les formes à usiner pour la réalisation d'une prothèse avec pivot de fixation ;

Figures 28, 29 et 30 sont des schémas définissant les données géométriques fondamentales, pour l'usinage d'une couronne ;

Figures 31, 32 et 33 illustrent l'usinage du flanc d'une couronne, au moyens d'outils de fraisage de diverses formes ;

Figure 34 est un schéma illustrant l'opération d'usinage du fond d'une couronne ;

Figure 35 est une vue très schématique de la machine d'usinage à commande numérique ;

Figure 36 représente, enfin, une ébauche de couronne, la figure 37 indiquant la section de son tenon de fixation.

Les figures 1 à 13 sont relatives à diverses formes de réalisation de la partie optique, permettant une analyse en trois dimensions, par interférométrie, des détails de forme et dimension d'un objet qui, dans les premiers exemples, est un moignon de dent taillé 1, destiné à recevoir une couronne.

La figure 1 montre que dans ce but l'on peut utiliser un laser 2, comme source de lumière cohérente, qui après avoir traversé un filtre 3 est dirigée, par une première fibre optique 4, vers la zone du moignon 1 à

- 11 -

analyser. Le faisceau d'ondes incident est dispersé sur la zone à analyser par une lentille 5, fixée à l'extrémité de la fibre optique 4. Une autre lentille 6 concentre le faisceau réfléchi, pour le recueillir dans une seconde fibre optique 7 qui le dirige sur un capteur 8, associé à un convertisseur analogique-numérique 9. Un miroir semi-transparent 10, interposé sur le trajet du faisceau incident, dévie une fraction de ce dernier pour obtenir un faisceau de référence 11, qu'une autre lentille 12 concentre sur le capteur 8.

Pour capter le faisceau d'ondes réfléchi, la tête d'analyse 13 c'est-à-dire la partie de l'appareil amenée à l'intérieur de la bouche à proximité de la zone à analyser peut posséder deux lentilles réceptrices 6' et 6'', fixées respectivement aux extrémités de deux fibres optiques 7' et 7'' qui guident le faisceau réfléchi, divisé ici en deux fractions (voir figure 2). Deux faces opposées du moignon 1 peuvent être ainsi analysées simultanément. La tête d'analyse 13 est munie d'une poignée de tenue 14 et raccordée par les fibres optiques 4 et 7, à un boîtier 15 situé à l'extérieur de la bouche et renfermant la source émettrice 2 ainsi que le capteur 8 et le convertisseur 9, ce qui permet d'utiliser un laser performant (voir figure 3).

Chacune des fibres optiques 4 et 7, ou 7' et 7'', doit être gainée pour éviter tous risques oculaires.

La figure 4 illustre le principe d'un appareil n'utilisant pas une source de lumière cohérente. Les moyens émetteurs d'ondes, désignés dans leur ensemble par le repère 16, comprennent ici une source lumineuse 17 par exemple à halogène, un condensateur de lumière 18, une trame de repérage 19 et un objectif 20. Les moyens récepteurs d'ondes, désignés dans leur ensemble par le repère 21, comprennent un objectif 20a, une trame de repérage 19a et le capteur 8, toujours associé au convertisseur analogique-numérique. Les deux trames de repérage 19 et 23, par exemple du type "micro moiré",

- 12 -

doivent avoir un pas connu à 10^{-3} mm près au minimum. Le nombre de franges ou quadrillage doit être déterminé avec précision (de 1mm à 10^{-3} mm, la valeur idéale étant 10^{-2} mm). La distance séparant les deux centres optiques doit être connue à 0,5 mm près, et la focale doit être connue au mm près. Ces différents facteurs sont fixés et définis constructivement. Le "moiré" peut présenter, pour l'analyse des dents, un problème de réflexion, du à ce que la lumière incidente est de type blanche. Pour éviter ceci, on travaillera dans une gamme d'ondes ne correspondant à aucune couleur présente dans la bouche, en plaçant par exemple un filtre permettant de travailler dans le bleu ou le vert, ou entre le vert et le bleu. Il reste à déterminer ou fixer la distance séparant le plan d'analyse du capteur 8 du plan de référence, à situer toujours en dessous du rebord inférieur de la future couronne, cette dernière distance devant être connue au mm près. Une solution consiste à fixer, sur la tête d'analyse 13, un pointeau 22 de longueur convenablement choisie, destiné à prendre appui sur le moignon de dent 1 à analyser, comme le montre la figure 5 représentant un montage pratique correspondant au principe de la figure 4, et utilisant des fibres optiques 4, 7', 7" ainsi que des lentilles 5, 6', 6" comme dans le cas précédent d'une source de lumière cohérente.

Un autre montage possible est illustré par la figure 6, où une seule fibre optique 23, portant une lentille 24 à son extrémité munie du pointeau 22, guide simultanément le faisceau incident et le faisceau réfléchi, ce dernier étant renvoyé par un miroir semi-transparent 25 sur le capteur 8 associé au convertisseur 9.

Les fibres optiques peuvent être aussi supprimées, comme montré sur la figure 7, en réalisant une tête d'analyse 13 incluant la source lumineuse 17 et le capteur 8, sur lesquels sont directement montés les lentilles respectives 5 et 6. Cette tête 13 est raccordée par des liaisons électriques 26 et 27 à une alimentation électrique 28 et au convertis-

5072525

- 13 -

seur analogique-numérique 9, appartenant à un boîtier extérieur 29.

Comme le montre la figure 8, un système de deux miroirs 30 et 31, ajouté au système optique réalisé selon les principes décrits précédemment, permet de dévier le faisceau incident, et le faisceau réfléchi, de manière à permettre l'analyse de la face de l'objet 1 opposée au côté directement accessible par la source 17 et le capteur 8. En variante, comme illustré par la figure 9, la combinaison d'une source lumineuse 17, d'un unique miroir 32 et de deux capteurs 8' et 8'', associés respectivement à des convertisseurs analogique-numérique 9' et 9'', permet l'analyse simultanée de deux faces opposées de l'objet 1.

Alors que l'objet 1 à analyser était jusqu'ici supposé de faibles dimensions, les figures 10 et suivantes montrent comment le système optique peut être adapté à l'analyse d'une zone plus étendue, comprenant en l'occurrence l'arcade supérieure 33 et/ou l'arcade inférieure 34, pour procéder à une analyse de ces arcades en vue de situer l'ensemble de la prothèse dans le milieu buccal. Les principes de réalisation de l'appareil restent inchangés : un boîtier 15 est relié, par une fibre optique 4, à une lentille 5 diffusant le faisceau incident, tandis que d'autres lentilles 6' et 6'' sont fixées au point de départ des fibres optiques 7' et 7'' qui guident les faisceaux réfléchis. L'optique doit être plus "large", et le pointeau 22, lorsqu'il est recouru à cette solution en cas d'utilisation d'ondes non cohérentes, doit être adapté à l'optique et au point d'appui choisi. Ainsi peut être réalisé un appui palatin (voir figure 11) ou un appui dentaire (figure 12), ou encore éventuellement un appui vestibulaire (non représenté). Dans le même but de situer la prothèse dans son environnement, est encore réalisable une analyse de l'occlusion, frontale ou latérale, avec un élément d'appui vestibulaire 22 ou 22a (voir figure 13), ainsi qu'une analyse de la face, réalisée après avoir placé sur le patient

ES ~~des informations numériques peuvent être obtenues à partir d'une analyse radiologique reconstituée en trois dimensions, ou par couplage sur scanner, ou par corrélation vectorielle sur image radiographique, ou encore par échographie. S'il est certain que l'on peut admettre l'échographie pour l'obtention de l'empreinte optique d'une forme dentaire, en variante des solutions décrites précédemment, l'utilisation d'ondes échographiques est intéressante surtout dans la détermination du contour d'un organe. Comme le montre la figure 14, le générateur d'ondes échographiques 35, dirigées vers l'objet 1 à analyser, doit être piloté par une horloge 36 fournissant une base de temps, et la réception des signaux réfléchis par le capteur 8, associé au convertisseur 9, s'effectue par l'intermédiaire d'un traducteur 37 et/ou d'un amplificateur 38.~~

un certain nombre de repères faciaux. Des repères peuvent être notamment placés sur les dents (incisives et prémolaires), à la base du maxillaire inférieur, et au niveau du condyle ou du trou auditif, pour réaliser une analyse dynamique, avec mouvements progressifs de la mâchoire (mouvements en occlusion et extrêmes).

Dans les applications médicales de haute chirurgie, les informations numériques peuvent être obtenues à partir d'une analyse radiologique reconstituée en trois dimensions, ou par couplage sur scanner, ou par corrélation vectorielle sur image radiographique, ou encore par échographie. S'il est certain que l'on peut admettre l'échographie pour l'obtention de l'empreinte optique d'une forme dentaire, en variante des solutions décrites précédemment, l'utilisation d'ondes échographiques est intéressante surtout dans la détermination du contour d'un organe. Comme le montre la figure 14, le générateur d'ondes échographiques 35, dirigées vers l'objet 1 à analyser, doit être piloté par une horloge 36 fournissant une base de temps, et la réception des signaux réfléchis par le capteur 8, associé au convertisseur 9, s'effectue par l'intermédiaire d'un traducteur 37 et/ou d'un amplificateur 38.

La figure 15 représente plus en détail les moyens de réception des ondes réfléchies et de conversion analogique-numérique, permettant une analyse optique rapide et répétitive, avec visualisation simultanée pour permettre le choix de la meilleure image. Le capteur 8, recevant le faisceau réfléchi par l'objet à analyser, est ici un photosenseur du type CCD matriciel, délivrant une information qui est stockée en 39 avant de parvenir au convertisseur analogique-numérique proprement dit 9, ces différentes parties ayant toutes leurs alimentations spécifiques indiquées en 40. Le convertisseur 9 est raccordé à un circuit de sortie 41, relié par une interface 42 au calculateur 43. De plus, des moyens de visualisation 44, réalisés sous la forme d'un écran moniteur "vidéo",

- 15 -

de préférence avec image en couleur, sont reliés de façon interactive aux circuits de stockage 43, pour contrôler le transfert d'informations vers le convertisseur 9.

Le système d'analyse avec photosenseur CCD, dont le principe est donné par la figure 15, nécessite d'avoir au minimum 100 niveaux de gris avec un système "anti-blowing", pour obtenir suffisamment d'information. Les coordonnées "x" et "y" sont données automatiquement dans le plan. Elles sont corrigées ultérieurement en fonction de la focale d'analyse utilisée, et de l'éloignement du point considéré par rapport à l'axe optique. La coordonnée "z" est le résultat d'une transformée du type Fourier, en ondes cohérentes comme en ondes non cohérentes (avec utilisation d'une trame de repérage dans ce dernier cas). Les algorithmes mathématiques à utiliser ici sont actuellement connus.

Tous les moyens décrits jusqu'à présent permettent l'obtention d'une empreinte optique en trois dimensions notamment d'un moignon de dent 1, et sa traduction sous une forme numérique exploitable par des moyens de traitement automatique de l'information. Ce traitement numérique doit, en considérant l'application à la réalisation automatique d'une couronne, prendre encore en considération d'autres facteurs, théoriques et réels.

En particulier, comme le montre la figure 16, doit être déterminée l'enveloppe de la future couronne 45, c'est-à-dire le volume à l'intérieur duquel celle-ci doit s'inscrire. Ce volume est défini par des plans, entre autres un plan antérieur 46 et un plan postérieur 47, théoriquement tangents aux dents adjacentes 48 et 49, aux points de contact avec la dent à reconstituer, et dont la détermination pratique peut prendre en compte des facteurs correctifs, dûs aux mouvements physiologiques et au diastème. Le volume en question est aussi délimité par un plan latéral palatin ou lingual 50, et par un plan latéral vestibulaire 51, tangents, l'un et l'autre aux dents antérieure 48 et postérieure 49 ;

- 16 -

- 16 -

ici également peuvent intervenir des facteurs correctifs, liés au type de dent à reconstituer, ces facteurs pouvant être dégressifs par exemple dans le cas d'une incisive latérale supérieure. Pour définir complètement l'enveloppe, sensiblement parallélépipédique, dans laquelle s'inscrit la couronne théorique, il reste encore à définir un plan inférieur, donné par la limite singulière de la couronne, tracé automatiquement ou manuellement sur moniteur, et un plan supérieur ou occlusal, déterminé en occlusion et défini comme le plan passant par le point le plus élevé de la surface occlusale de la dent antagoniste ou, en cas d'absence de cette dernière, par la limite supérieure des dents antérieure et postérieure. L'on obtient ainsi six plans, auxquels doivent être tangentes les diverses faces extérieures d'une couronne théorique, pouvant être désormais entièrement déterminée en partant d'une forme de dent théorique mise en mémoire, ou en partant de l'analyse de la dent symétrique existante après correction "gauche-droite". Au cas éventuel où la dent était intacte avant l'opération de taille, il suffirait de réaliser une empreinte optique avant la taille et une empreinte optique après la taille. Pour un ensemble correspondant à plusieurs dents, il suffit de diviser l'espace considéré en une pluralité d'enveloppes unitaires.

Une fois déterminée la forme extérieure de la couronne théorique, il convient de l'adapter, comme l'illustre la figure 17, à la forme et à la position du moignon de dent 1. L'opération consiste à faire coïncider le bord inférieur A de la couronne 45, situé dans le plan inférieur de l'enveloppe, avec le contour B du moignon 1, en respectant une épaisseur minimale de matière e au point le plus bas. Pour cela, le profil extérieur théorique de la couronne 45' subit une correction progressive, lui conservant une allure de courbe régulière tout en lui permettant de joindre la zone de contact avec les dents adjacentes 48 et 49, d'une part, et la

CORSES

- 17 -

limite inférieure désirée, d'autre part.

En ce qui concerne la limite supérieure, une première correction à effectuer consiste à centrer la gouttière de la dent théorique sur la ligne générale des gouttières des dents de l'arcade. Une deuxième correction est celle d'occlusion statique ; elle représente une adaptation aux surfaces occlusales des dents antagonistes telle que 52 (figure 17), saisie par des moyens décrits plus loin. Une troisième correction consiste à faire un lissage mathématique en incluant la surface obtenue à l'ensemble des arcades en occlusion et en induisant des mouvements latéraux et antéro-postérieurs effectuant un lissage des données. Il est à noter que l'enveloppe peut être déterminée aussi par l'adjonction d'une coiffe déformable sur le moignon 1, le plan supérieur ou occlusal étant dans ce cas analysé en trois dimensions après avoir demandé au patient d'effectuer tous les mouvements nécessaires.

Dans le cas d'une prothèse mobile, comme le montre la figure 18, la définition de l'enveloppe est partiellement différente : on distingue toujours un plan inférieur 53, un plan supérieur 54 et un plan postérieur 55, mais les plans latéraux et antérieur sont réunis en une seule surface enveloppe incurvée 56, qui sera déterminée comme étant sensiblement tangente à la crête gingivale, et toutefois espacée de celle-ci de quelques millimètres, cet espacement étant fonction de la partie la plus vestibulée de la prothèse (bord libre des incisives ou rebord de la résine...). La limite inférieure de la surface 56 devra être fixée à une profondeur non traumatisante, fonction de l'empreinte optique définissant le plan inférieur 53. Au moment de la prise de cette empreinte, il sera souhaitable de faire jouer les muscles buccaux pour que son intersection avec la surface 56 ne soit pas traumatisante. Le plan postérieur 55 sera déterminé par les éléments anatomiques situant la limite théorique d'une prothèse (tubérosité rétro-molaire,

- 18 -

trigone,...). Enfin, le plan supérieur 54, c'est-à-dire le plan d'occlusion de la prothèse résultera directement de la détermination de l'occlusion réelle, décrite ci-après en référence aux figures 19 et suivantes.

5 Dans ce but, s'il existe encore des contacts dentaires, l'on réalise des empreintes optiques des arcades supérieure 33 et inférieure 34, comme déjà décrit plus haut, ainsi que des empreintes optiques antérieure et latérales définissant des "claies" antérieure 57 et 10 latérales 58. Ensuite l'on procède à l'ajustement des empreintes supérieure et inférieure l'une par rapport à l'autre, les claies permettant le positionnement mathématique exact d'un maxillaire par rapport à l'autre, d'où obtention de l'occlusion "statique".

15 S'il n'existe pas d'antagoniste, dans le cas d'une prothèse fixe, on se reportera au cas traité précédemment, alors que pour une prothèse mobile (complète) on procédera comme décrit plus haut, en déclenchant la prise d'empreinte de la claire de préférence au pied 20 pour bien fixer les rapports inter-maxillaires au bon moment.

Pour la détermination de l'occlusion "dynamique", les mouvements des mâchoires peuvent être enregistrés selon un mode opératoire sensiblement identique, par analyse faciale du patient sur lequel on aura placé un certain nombre de repères buccaux. Si cette analyse faciale se fait en rayons X, il suffit d'avoir trois repères radio-opaques, liés aux maxillaires et visibles à la prise d'empreinte optique. S'il s'agit de repères émetteurs, il faut que la table d'analyse soit sensible à la longueur d'onde d'émission, et que ces repères soient visibles à la prise d'empreinte optique. S'il s'agit de repères classiques, il faut qu'ils soient visibles à tout moment durant l'analyse des mouvements. 30 Dans chaque cas, les repères doivent être fixes à quelque 100 μ près, entre le début et la fin de l'analyse. Si ces repères ne sont que intra-buccaux, il faut qu'ils 35

CORSES

- 19 -

soient visibles à tout instant durant l'analyse des mouvements.

L'organigramme de la figure 20 illustre l'exécution de cette dernière opération, effectuée en réalisant un 5 contrôle par les moyens de visualisation 44. . .

Dans tous les cas sains, cette analyse évite une étude directe de l'articulation temporaux-maxillaire.

Dans les cas pathologiques, il sera cependant judicieux d'adoindre des moyens d'étude musculaire (tension,...) 10 et d'étude de cette articulation, le processus à suivre étant illustré par l'organigramme de la figure 21. Dans ce dernier cas, on utilisera pour les repères internes et externes un système de fixation endo-buccal sur dent ou sur gencive, collant ou à ventouse, et après enregistrement des mouvements faciaux des points externes, on 15 prendra deux empreintes optiques, l'une avec les points de repère, l'autre pour la prothèse elle-même. Il suffit alors de positionner mathématiquement les empreintes l'une par rapport à l'autre, en ne retenant que les 20 repères. Les mouvements faciaux permettront de donner les mouvements des mandibules dans l'espace. L'étude de l'articulation temporaux-maxillaire permettra de suivre le cas pathologique par rapport à l'occlusion, et de chercher une meilleure occlusion. La même remarque 25 peut être faite pour l'étude musculaire.

En ce qui concerne la détermination des couleurs, la teinte d'une dent sera évaluée par un procédé connu de thermographie, en utilisant en particulier un récepteur à infrarouge à grande ouverture ou en suscitant 30 un éclairement infrarouge. Les couleurs déterminées automatiquement seront adressées, après visualisation (en couleur réelle), à la mémoire puis au stock de dents. Cette même détermination peut induire la fabrication 35 automatique de surfaces esthétiques (inclusions automatiques de couches successives de résine ou céramique, suivie de cuissons automatiques de dents).

L'organigramme de la figure 22 résume l'ensemble

- 20 -

des opérations relatives à la définition des caractéristiques d'une prothèse fixe, à sa réalisation et à son adaptation, à partir de prises d'empreintes optiques et autres données obtenues par les moyens précédents. Des exemples concrets de fabrication de prothèses fixes, notamment couronnes, seront décrits plus loin.

On s'intéressera, auparavant, aux principes de fabrication de prothèses mobiles, en considérant tout d'abord une prothèse mobile avec antagoniste.

Dans ce cas, les informations devant être reçues sont : l'empreinte optique des deux maxillaires, les claies frontale et latérale, les mouvements généraux des maxillaires. On effectue les opérations comme suit :

- On prend l'empreinte optique des deux maxillaires et des claies. Après les avoir visualisées et choisi la meilleure image, on effectue la conversion analogique-numérique, et l'on stocke les résultats. Il est nécessaire de bien faire jouer les muscles pour que la limite inférieure de la surface enveloppe incurvée 56 soit exacte.

- On fait une détermination d'occlusion statique et dynamique pour limiter encore plus le volume enveloppe.

- Un appel à la mémoire théorique ou le tracé manuel sur moniteur permettra de proposer un tracé de prothèse sur ce type de maxillaire et dans l'enveloppe considérée.

- Un appel à la mémoire théorique permettra le choix des dents selon le même principe que pour une prothèse fixe (adaptation à l'occlusion, aux mouvements mandibulaires, à la teinte).

- Pour des raisons esthétiques, l'usinage sera séparé pour les dents d'une part et la plaque d'autre part.

- On adoptera un système de fixation usiné sur la plaque et dont les contreparties seront usinées sur les dents. Le type de fixation choisi doit être stable et démontable. La fixation sera automatique ou manuelle.

- Une étude échographique peut permettre de connaît-

tre les zones de décharge (épaisseur gingivale).

Chacune de ces étapes sera contrôlée à tout moment et corrigée éventuellement sur l'écran moniteur de visualisation, comme le montre l'organigramme de la figure 23 qui résume l'ensemble des opérations. Le système de repérage d'usinage sera précisé plus loin.

Pour la fabrication d'une prothèse mobile sans antagoniste, les opérations sont sensiblement identiques mais nécessitent une évaluation plus exacte de la position de repos musculaire de la bouche, puis de celle de l'occlusion. Pour cette raison, il est ici proposé un système identique au précédent, à l'exception de fonctions complémentaires illustrées par l'organigramme de la figure 24, pour opérer une analyse plus stricte au niveau de l'occlusion :

- Analyse de la position de repos avec l'aide de capteurs musculaires et d'une analyse de l'articulation temporaux-maxillaire.

- Réduction de 2mm par exemple de la position obtenue, donnant la position d'occlusion.

- Réunion théorique des deux maxillaires sur cette dernière position.

S'il reste des dents servant de support pour la prothèse à fabriquer, le calculateur déterminera l'axe d'insertion idéal, offrant le maximum de stabilité, comme résultante de l'ensemble des axes dentaires, pris séparément. Dans la mesure où l'insertion est impossible, il y aura positionnement d'attachement sur les dents les plus responsables. Enfin le calculateur choisira, pour le tracé des crochets ou le point d'ancrage des attachements, la meilleure situation.

En orthopédie dento-faciale, l'empreinte optique permet de traiter réellement l'étude des moussages de façon automatique. Elle permet d'aboutir à un diagnostic, et à la proposition d'un traitement dent par dent en associant les données radiographiques, échographiques et thermographiques. En faisant l'empreinte optique de

l'arcade et des maxillaires, on pourra faire un calcul automatique des constantes servant au diagnostic. En faisant une empreinte de la face, de façon automatique on en déterminera les constantes faciales fondamentales.

5 En associant l'empreinte optique buccale et faciale à l'analyse musculaire et radiographique, il en découlera une automatisation du diagnostic puis du traitement, chose qui était impossible jusqu'à présent. Compte tenu de l'empreinte optique des maxillaires, et des empreintes 10 radiologiques des dents prises séparément, il y aura usinage automatique des crochets de traction des dents à déplacer et de leurs points de fixation sur les dents ou sur une prothèse mobile. En faisant une empreinte optique chaque année à un même enfant, le diagnostic se 15 fera automatiquement l'année où l'intervention deviendra nécessaire. Enfin, en prévoyant les résultats de façon empirique, il sera possible de contrôler chaque étape du traitement.

20 Dans le domaine de la dentisterie opératoire, plutôt que d'utiliser la photographie (selon le procédé du brevet US N° 3 861 044 signalé dans l'introduction), le dispositif selon la présente invention permet de réaliser une empreinte optique, donnant directement une image en trois dimensions, sans utiliser le support intermédiaire 25 qu'est la photographie et en stockant au contraire directement l'information, moyennant seulement une conversion analogique-numérique. Pour déterminer le volume utile de l'obturation à réaliser, on procédera comme pour une prothèse, mais d'une façon plus rapide :

- 30 - 1^{er} temps : détermination du volume
 - 2^{ème} temps : détermination des plans enveloppes (cavités composées)
 - 3^{ème} temps : détermination de l'occlusion statique et dynamique
35 - 4^{ème} temps : usinage de l'insert (ou "inlay") d'obturation.

Le mode opératoire est donc identique à celui de la

- 23 -

réalisation d'une prothèse fixe. Le volume de la chambre pulpaire sera évalué de la même façon afin de calibrer les instruments.

En parodontologie, les moyens d'investigation proposés par la présente invention permettent de résoudre le diagnostic "articulation temporaux-maxillaire/muscle/articulé dentaire", mais aussi celui de la dent par rapport à son support osseux. Dans le premier cas, après avoir fait un repérage de l'articulé occlusal, on y associe la position du condyle dans la cavité glénoïde et l'état de tension musculaire. On saura ainsi s'il existe une dissymétrie articulaire ou musculaire, ou toute autre pathologie liée à cet ensemble. Dans le cas du diagnostic dentaire, on déterminera par échographie ou par xérographie le contour osseux, par rapport au contour dentaire et muqueux, et l'on mesurera la mobilité dentaire par empreintes optiques successives.

En chirurgie, les moyens techniques selon la présente invention seront utilisables pour situer très exactement la position d'une dent incluse (échographie).

En implantologie, si la cavité est dégagée, il sera logique d'effectuer une prise d'empreinte optique localisée, comme décrit précédemment. Si la cavité est d'une accessibilité difficile, on aura recours à l'échographie pu à la radiographie, sous différents angles. Le tout permettra d'usiner des implants adaptés très exactement à la cavité taillée, en supprimant les implants préfabriqués.

Pour les implants juxta-osseux comme en haute chirurgie, on procédera à une visualisation en échographie, aux rayons X ou en onde pénétrante, afin de repérer les contours osseux exacts, puis on dessinera la pièce sur moniteur. Cette pièce permettra donc de fixer parfaitement les éléments éventuellement fracturés, de guider le geste du chirurgien et de réaliser la pièce avant l'ouverture de la plaie.

Le système de programmation et de communication avec

- 24 -

l'opérateur doit évidemment être adapté à la nature des informations traitées (formes définies numériquement), en permettant la visualisation, le contrôle et la sauvegarde du travail, essentiellement en utilisant un pupitre avec clavier alphanumérique et de commande de fonctions, ainsi qu'un écran de visualisation et des moyens graphiques interactifs, permettant de "manipuler" l'image: translation, changement d'échelle, rotation, ... Les données seront traitées rapidement, en "temps réel", tout en permettant de stocker le travail effectué, pour la constitution du fichier "clients" et l'exécution d'autres tâches de gestion du cabinet dentaire ou médical. Les images à traiter et les formes à usiner se ramènent essentiellement à des surfaces et volumes. Les surfaces complexes seront définies comme une fraction d'interpolation d'un réseau de points et de courbes, sur lesquels des contraintes transversales de tangence et de courbure seront imposées. Les volumes complexes devront dériver de volumes polyédriques imposés par les limites de l'enveloppe optique et par les possibilités d'insertion de la pièce prothétique. Une dernière fonction moins abstraite sera la préparation de l'usinage par commandes numériques, à partir des éléments stockés dans la mémoire, avec contrôle permanent, l'opérateur n'ayant pas à choisir le travail car il sera présélectionné (fonctions réduites).

Le schéma-bloc de la figure 25 résume le principe d'usinage automatique d'une prothèse et de contrôle d'usinage.

Plus particulièrement, deux types d'usinage sont à envisager, dans le domaine de la prothèse et de la dentisterie opératoire, à savoir l'usinage du support et l'usinage de la ou des pièces esthétiques. L'usinage du support doit s'adapter aux surfaces existantes, telles que celles du moignon, déterminées par les moyens exposés précédemment. La partie en contact avec la bouche suivra les règles connues. Pour la partie supérieure, plusieurs

6012525

- 25 -

possibilités sont offertes :

Comme montré en haut de la figure 26, si le matériau utilisé est esthétiquement et biologiquement acceptable, le support est usiné en fonction de toutes les données à prendre en considération, pour constituer lui-même la totalité de la couronne 45 à réaliser, s'adaptant sur le moignon 1.

Le support 59 peut aussi, comme montré au bas de la figure 26, comporter des points de fixation 60, usinés pour la mise en place d'une pièce esthétique 61 qui viendra recouvrir exactement le support 59, l'ensemble constituant la couronne 45.

Dans le cas d'un moignon 1 trop réduit, le support 59 peut encore comporter un pivot de fixation 62, éventuellement fileté, comme le montre la figure 27.

Les points de fixation, tels que 60, peuvent être : des axes très rigides de dimensions déterminées avec précision, sur lesquels viendront se fixer des éléments avec formes d'ancrage complémentaires (en ciment, métal...) - des boutons-pressions, amortis,... attachements pouvant se fixer sur l'axe rigide et supportant l'élément esthétique - des systèmes de vissage - des moyens de collage.

En chirurgie et en orthopédie dento-faciale, l'usinage peut concerner en outre des points de fixation de ressorts, ou un moule réalisé à la suite d'une étude en chirurgie esthétique.

Le travail d'usinage consiste à modéliser par référence à des géométries de forme. On peut, en premier lieu, modéliser par référence à des géométries simples les formes de dents, à partir de la reconnaissance des formes de leurs projections dans deux plans distincts ; cette méthode éviterait la reconstruction point par point du volume dans l'espace, éliminant ainsi une technique lourde et inutile pour l'usinage par commande numérique.

Aux données purement géométriques de l'objet à usiner (coordonnées en trois dimensions), s'ajouteront les paramètres suivants : nature du matériau (désigné

- 26 -

par un numéro si la choix est possible) - numéro de l'outil - séquence de fraisage ou autre usinage - vitesse de l'outil - cote d'avance/retour rapide - cote d'arrosage - fin de programme. Les coordonnées seront déterminées de manière relative plutôt que de manière absolue.

La machine explorera les informations en rafales pour les distribuer. Les procédés d'usinage utilisables seront :

- le fraisage,
- 10 - l'électro-érosion par générateur à impulsions et électrode fine,
- l'électrochimie pour rectification et perçage,
- l'électro-formage pour dépôt sur forme maîtresse (parties esthétiques),

15 - l'usinage chimique, notamment pour la réalisation de prothèses amovibles par la technique du masque,

- les ultra-sons et la haute énergie (laser) : opérations de finition, nettoyage, soudure, voire d'usinage proprement dit.

20 L'usinage consiste essentiellement à enlever de la matière d'une pièce afin de lui donner les formes idéales recherchées. Dans le cas présent, il s'agit de générer des programmes de commande numérique permettant de réaliser l'intérieur et l'extérieur de la prothèse, et aussi d'utiliser des outils et des orientations et trajectoires d'outils géométriquement adaptés à cette application ainsi qu'au matériau de la pièce. Plus particulièrement, dans le cas pris ici pour exemple d'une couronne à réaliser, par utilisation d'une micro-fraiseuse, les données géométriques nécessaires à la génération des programmes d'usinage se divisent en trois secteurs principaux :

- La base de la couronne est un contour fermé 63, constitué de segments de droite D et de demi-cercles C tangents (voir figure 28). Le rayon du plus petit cercle C sera toujours supérieur à celui de l'outil au niveau du plan de joint.
- Le flanc de la couronne s'appuie sur le contour

- 27 -

précédent 63, et présente une dépouille angulaire variable A ou B (voir figure 29).

Le fond de la couronne sera constitué exclusivement d'un assemblage de plans adjacents 64, et ne présentera pas de partie en contre-dépouille (voir figure 30). Ce fond est délimité, sur son périmètre, par le flanc 65 de la couronne. Le raccordement flanc-fond sera d'un rayon égal à celui du bout sphérique de l'outil, et il en sera de même pour tout dièdre rentrant.

Le choix des outils doit être fait en fonction de la forme et des dimensions de la couronne à usiner. Pour l'usinage du flanc 65, on utilise un outil conique 66, de demi-angle au sommet égal à l'angle de dépouille à obtenir, avec un bout sphérique 67 de rayon égal au rayon de raccordement au fond. Si le demi-angle au sommet de l'outil n'est pas égal à l'angle de dépouille, on est obligé de réaliser un usinage en bout d'outil 68, en multipliant le nombre de passes d'usinage du flanc. Les plans de fond 64 définissent les limites de plongée de l'outil 66 ou 68. (voir figures 31, 32 et 33).

Pour l'usinage du fond de la couronne, un outil 69 à bout sphérique, de rayon égal au rayon de raccordement du fond, sera nécessaire. L'usinage du fond se fera plan par plan, avec passes linéaires et parallèles délimitées par les plans adjacents et/ou par le flanc de la couronne. Pour réaliser un programme général, il faut convenir d'une forme type du contour du plan de base et du nombre de plans de fond 64, ainsi que de leur disposition relative (voir figure 34).

Un schéma de principe de la machine d'usinage à commande numérique 70 est donné par la figure 35, sur laquelle 71 désigne la zone où s'effectue le travail suivant les trois coordonnées x, y et z. De part et d'autre de la machine proprement dite 70, sont disposés des magasins 72 et 73 permettant respectivement le choix du matériau à usiner et le choix de l'outil. La machine 70 comporte, en association avec ces magasins, un bras

74 de prise des matériaux, et un bras 75 de changement d'outil, permettant les transferts entre les deux magasins 72 et 73 et la zone de travail 71.

On disposera d'un ensemble d'ébauches de couronnes 76 (voir figure 36), que le calculateur sélectionnera en fonction du volume et autres caractéristiques de la couronne 45 à réaliser. Chaque ébauche 76 est munie d'un tenon de fixation 77, pour son immobilisation totale sur la machine. Dans ce but, la section du tenon 77 sera par exemple rectangulaire (voir figure 37).

Enfin, les copeaux résultant du fraisage pourront être recyclés par fonderie, pour un nouvel usinage.

Comme il va de soi, l'invention se ne limite pas aux seules formes d'exécution de ce dispositif de prise d'empreinte qui ont été décrites ci-dessus, à titre d'exemples ; elle en embrasse, au contraire, toutes les variantes de réalisation et d'application fondées sur les mêmes principes. En particulier :

- La fonction du capteur 8 peut être effectuée en temps différé par la corrélation vectorielle entre deux images radiographiques ou photographiques, prises sous des angles différents.

- Le convertisseur analogique-numérique 9, réalisé sous la forme d'un microprocesseur, peut être incorporé à l'ensemble endo-buccal, dans un dispositif similaire à celui de la figure 7.

- Il est possible d'utiliser une première fibre optique de section circulaire pour guider le faisceau incident, et une seconde fibre optique de section annulaire, entourant la première, pour guider le faisceau réfléchi, au lieu de fibres optiques juxtaposées.

- Dans le système optique, il est possible d'utiliser non seulement des miroirs, mais aussi des prismes en association avec les fibres optiques, pour permettre une observation latérale dans des parties de la bouche d'accès difficile.

REVENDICATIONS

1. - Dispositif de prise d'empreinte par des moyens optiques, notamment en vue de la réalisation automatique de prothèses, et encore plus particulièrement la réalisation de prothèses telles que les couronnes utilisées en art dentaire, caractérisé en ce qu'il comprend essentiellement, en combinaison, des moyens émetteurs d'ondes lumineuses ou acoustiques non traumatisantes (2,17), des moyens pour diriger lesdites ondes (4,5) vers la partie du corps, telle qu'emplacement de dent, à analyser, des moyens récepteurs (6,7) des ondes lumineuses ou acoustiques réfléchies par cette partie du corps, dirigeant lesdites ondes sur un capteur (8) associé à un convertisseur analogique-numérique (9), permettant d'obtenir sous forme de signaux numériques une représentation de la forme, dans les trois dimensions de l'espace, de la partie du corps à analyser, et des moyens d'analyse et de traitement (39 à 44) des signaux numériques obtenus, notamment en vue de la commande automatique d'une machine-outil à commande numérique (70) pour l'usinage d'une prothèse, telle qu'une prothèse dentaire (45), adaptée exactement à la partie du corps analysée (1).

2. - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend une source de lumière cohérente (2), au moins une fibre optique (4) et une lentille (5) pour diriger le faisceau incident vers la partie du corps à analyser, au moins une autre lentille (6) et une autre fibre optique (7) pour recueillir le faisceau réfléchi et le diriger sur le capteur (8) associé au convertisseur analogique-numérique (9), et un système optique tel qu'à miroir semi-transparent (10) et lentille (12), dirigeant en outre sur ledit capteur (8) un faisceau de référence (11), pour une analyse par interférence ondulatoire.

3. - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre, dans le cas d'utilisation d'une source de lumière non cohérente (17), et pour permettre l'analyse par interférométrie holographique,

5103

- 25 -

REVENDICATIONS

- 30 -
moyens associés respectivement
à la source émettrice (17) et au capteur (8), et des
moyens (22) permettant de déterminer ou de fixer la
distance entre les moyens optiques de la tête d'analyse
(13) et un plan de référence lié à la partie du corps
à analyser (1).

4. - Dispositif selon la revendication 3, caracté-
risé en ce que l'analyse est effectuée dans une gamme
d'ondes ne correspondant à aucune couleur présente dans
la bouche, notamment en associant la source de lumière
(7) à un filtre permettant par exemple de travailler
dans le bleu ou le vert, ou entre le bleu et le vert.

5. - Dispositif selon la revendication 3 ou 4,
caractérisé en ce qu'est placé, sur la tête d'analyse
(13), un émetteur-récepteur d'ultra-sons ou d'infra-
rouge, déterminant la distance au plan de référence,
au moment précis où est réalisé l'éclairage par la
source (17).

6. - Dispositif selon la revendication 3 ou 4,
caractérisé en ce qu'est prévu, sur la tête d'analyse
(13), un repère de longueur connue (22), destiné à repa-
ser sur un point de la partie du corps à analyser (1).

7. - Dispositif selon l'une quelconque des revend-
ications 1 à 6, caractérisé en ce que la source (2,17),
le capteur (8) et le convertisseur analogique-numérique
(9) sont placés dans un boîtier extérieur (15), relié
par des fibres optiques (4,7) à la tête d'analyse (13),
telle qu'une tête apte à être amenée dans la bouche
d'un patient.

8. - Dispositif selon la revendication 7, caracté-
risé en ce que la tête d'analyse (13) possède deux
lentilles réceptrices (6',6") fixées respectivement
aux extrémités de deux fibres optiques (7',7") qui
guident le faisceau réfléchi, divisé en deux fractions,
pour analyser simultanément deux faces opposées de
la partie du corps (1).

9. - Dispositif selon l'une quelconque des revendi-

cations 1 et 3 à 6, caractérisé en ce qu'il comporte une fibre optique unique (23), portant à son extrémité une lentille (24), qui guide à la fois le faisceau incident et le faisceau réfléchi, ce dernier étant renvoyé par un miroir semi-transparent (25) sur le capteur (8) associé au convertisseur (9).

10. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1, 3, 4 et 5, caractérisé en ce que la tête d'analyse (13) inclut la source d'éclairage (17) et le

capteur (8), avec les lentilles respectives (5, 6) montées directement, cette tête (13) étant raccordée par des liaisons électriques (26, 27) avec un boîtier extérieur (29) incluant l'alimentation électrique (28) et le convertisseur analogique-numérique (9).

11. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que le système optique est complété par un ou des miroirs (30, 31, 32) pour l'analyse simultanée de deux faces opposées de la partie du corps (1).

12. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce que le capteur (8) atteint par le faisceau réfléchi, et aussi éventuellement par un faisceau de référence (11), est du type photosenseur à transfert de charge, et plus particulièrement un photosenseur du type CCD matriciel.

13. - Dispositif selon la revendication 12, caractérisé en ce que des moyens de stockage de l'information (39) sont insérés entre le capteur (8) et le convertisseur analogique-numérique proprement dit (9), lequel délivre vers les moyens de traitement (43) des signaux de sortie "point par point" (41), transformés par une interface (42) pour leur adaptation aux moyens de traitement numérique (43), des moyens de visualisation (44) des données saisies étant en outre prévus, en liaison avec les moyens de stockage (39) précités.

14. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, caractérisé en ce que les moyens

- 32 -

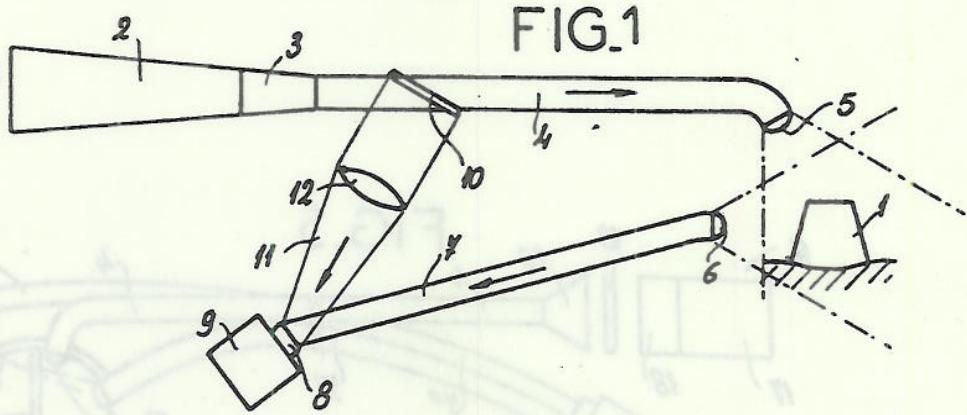
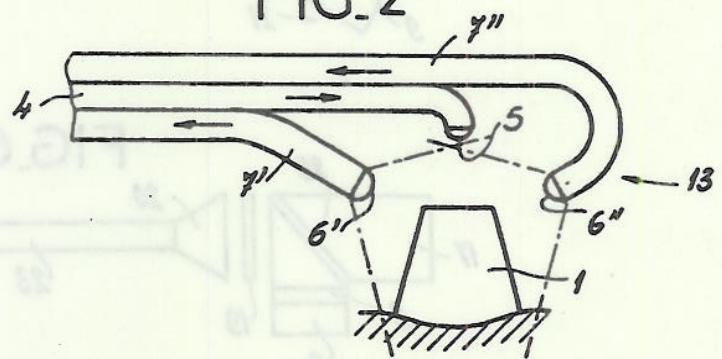
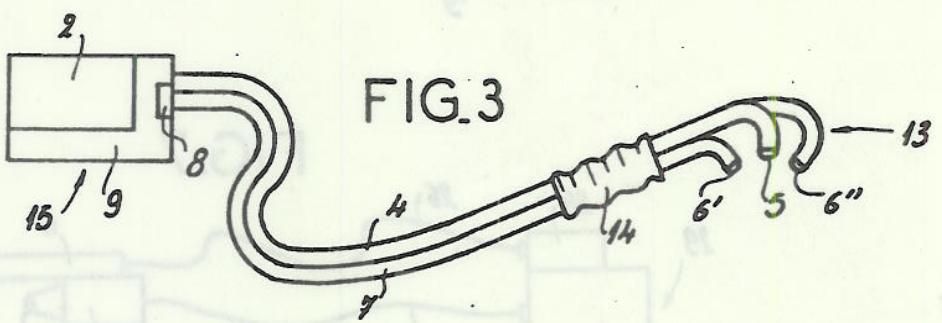
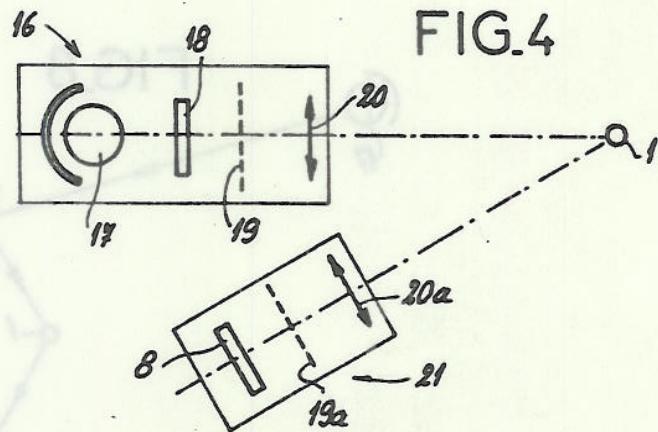
d'analyse et de traitement comprennent encore des moyens de détermination et de prise en compte de l'enveloppe ou volume (46, 47, 50, 51, 53 à 55) à l'intérieur duquel doit d'inscrire la prothèse (45) à usiner.

15. - Dispositif selon la revendication 14, caractérisé en ce que sont prévus des moyens de correction automatique de la forme extérieure théorique de la prothèse (45') inscrite dans l'enveloppe précitée, en fonction de données résultant de l'analyse optique, telles que la forme du moignon de dent (1) dans le cas de réalisation d'une couronne.

16. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 15, caractérisé en ce que les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore des moyens de détermination de l'occlusion, statique et dynamique.

17. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, caractérisé en ce que les moyens d'analyse et de traitement comprennent encore des moyens de détermination et de prise en compte des couleurs ou teintes de dents.

18. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 17, caractérisé en ce que sont prévus en outre des moyens d'analyse faciale et buccale, notamment par l'utilisation de repères placés sur le patient.

**FIG. 2****FIG. 3****FIG. 4**

119

5103

II/12

2525105

FIG. 5

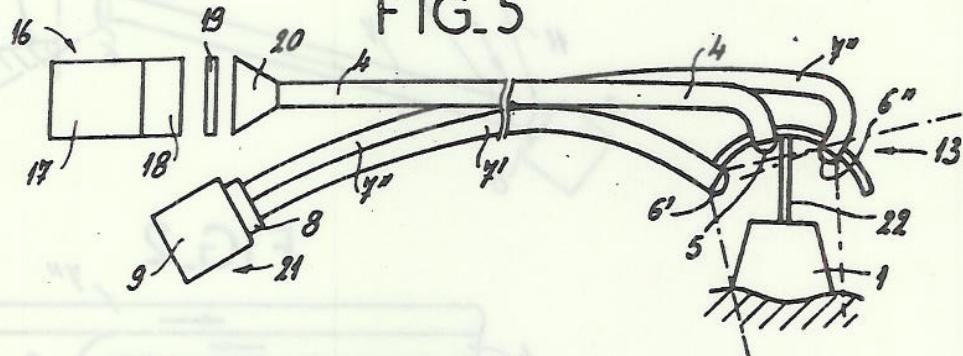


FIG. 6

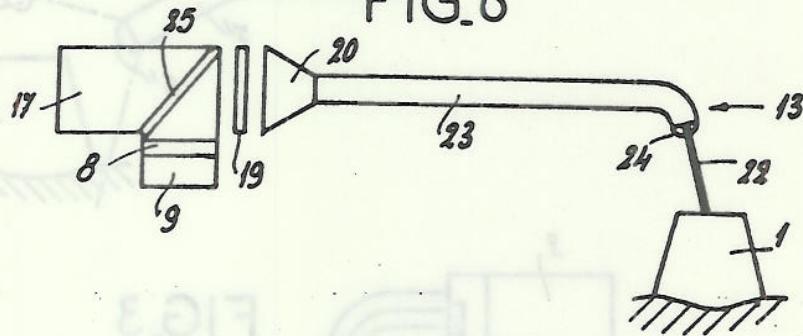


FIG. 7

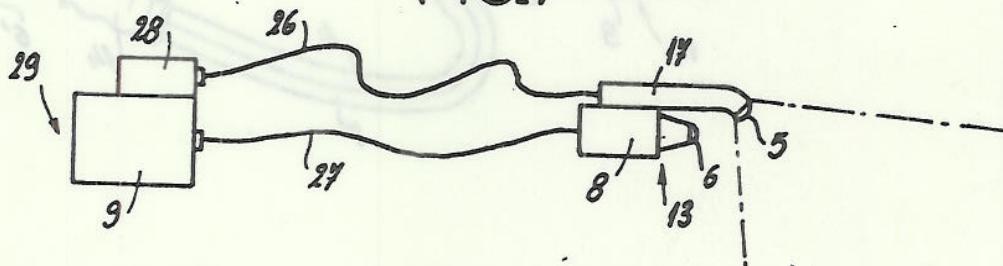
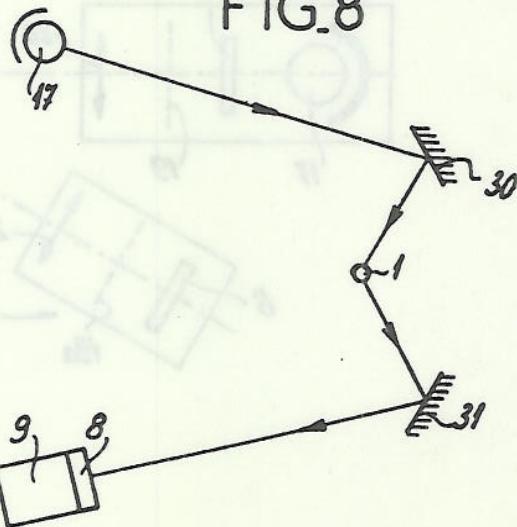
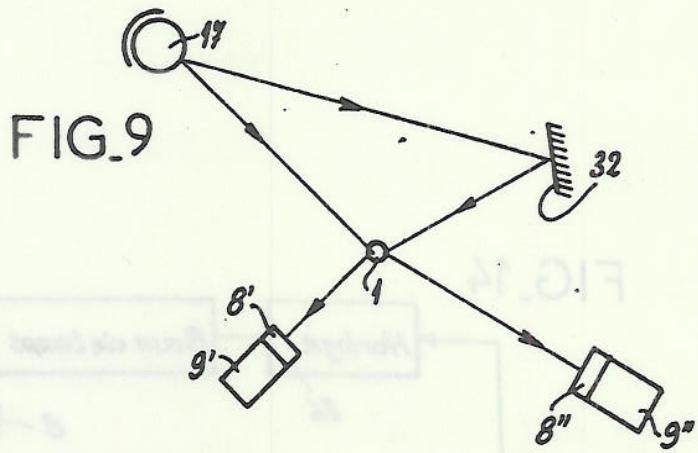
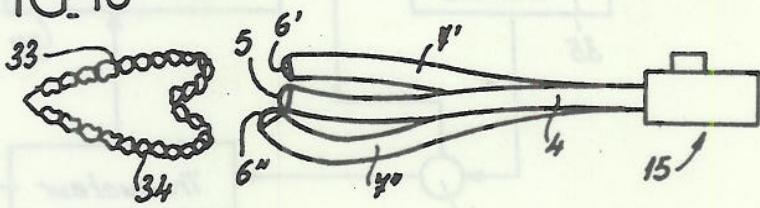
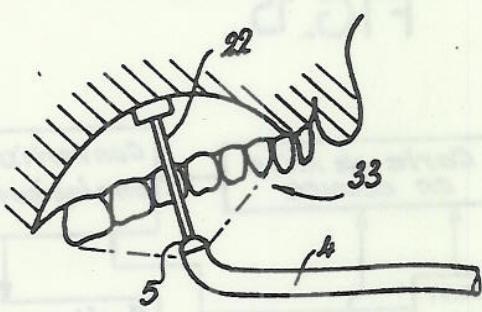
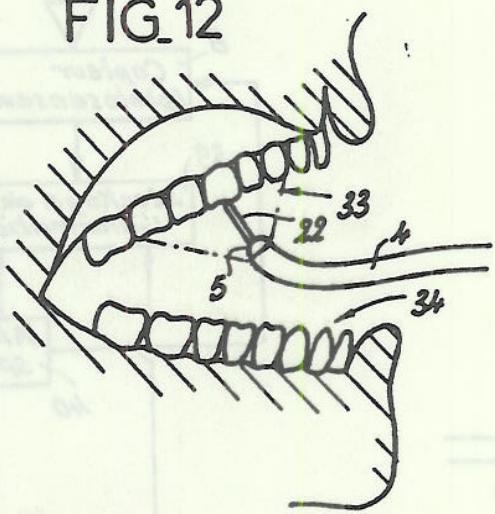
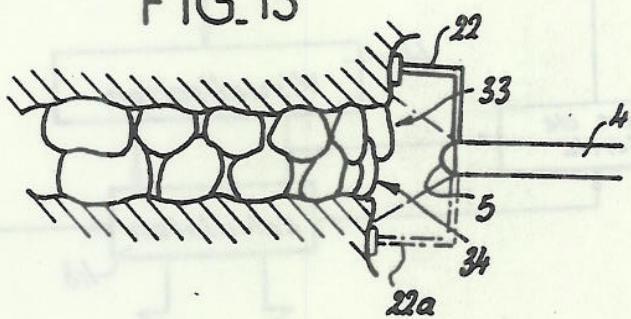


FIG.8



**FIG. 10****FIG. 11****FIG. 12****FIG. 13**

III / 12
25103

IV / 12
2525103

FIG. 14

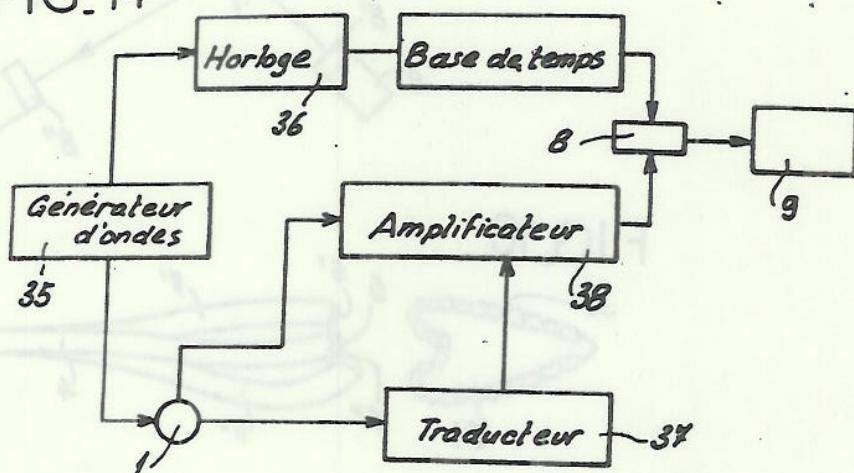


FIG. 15

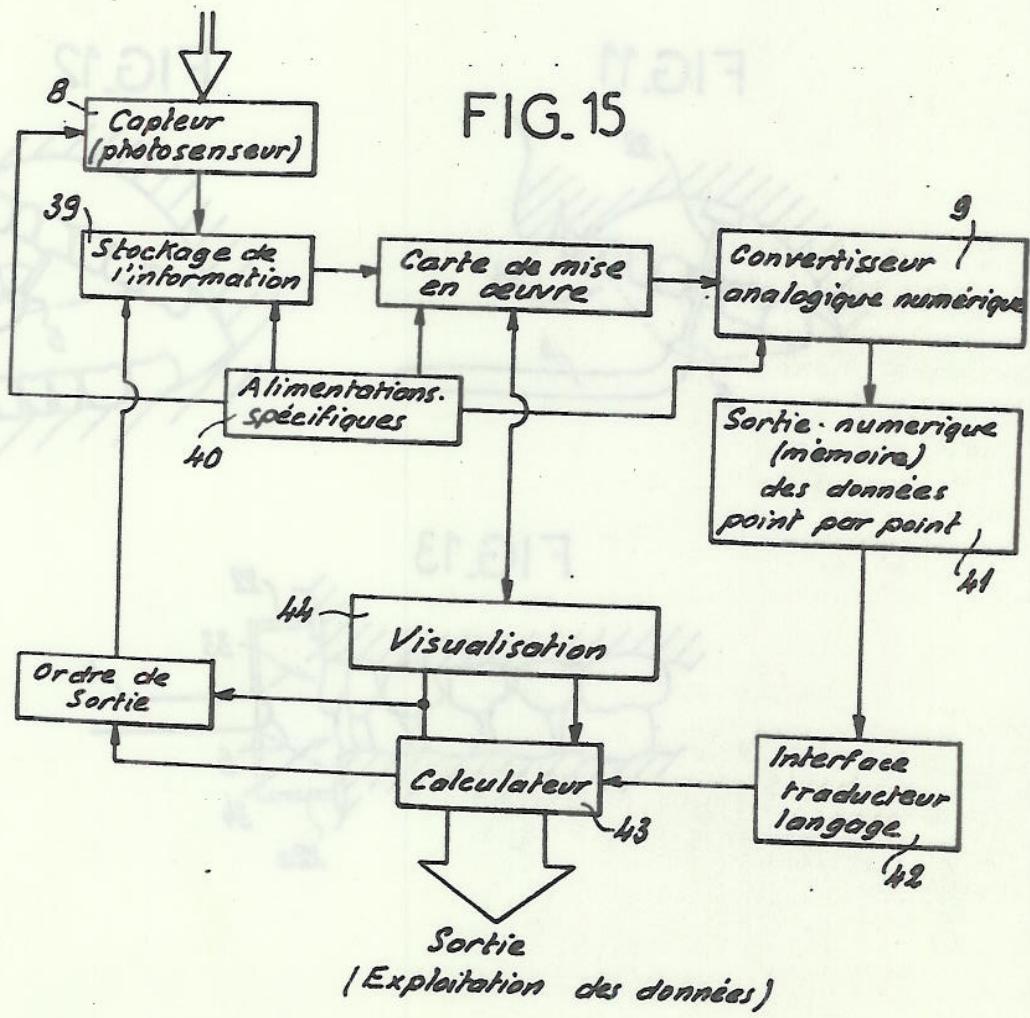


FIG.16

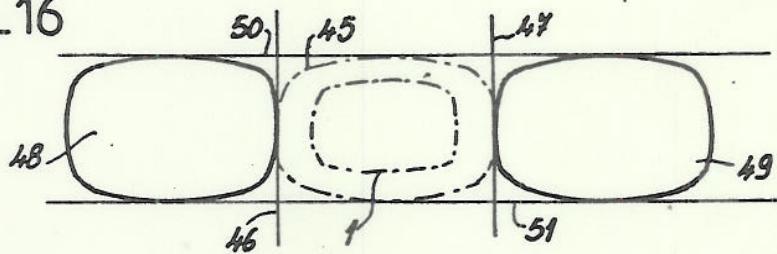


FIG.17

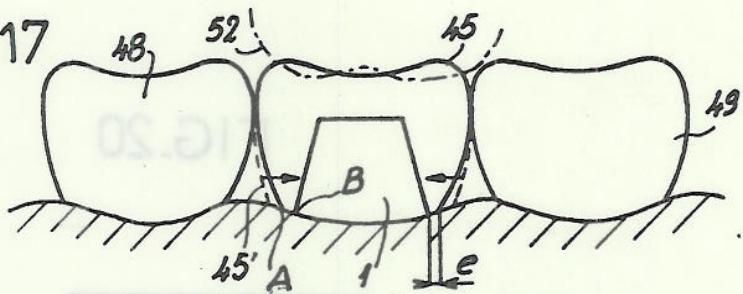


FIG.18

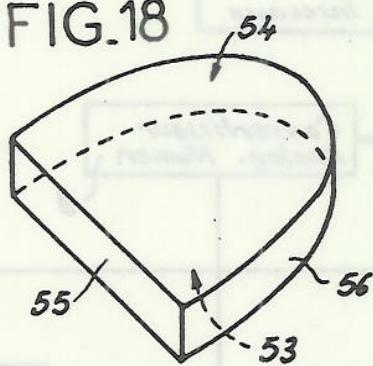


FIG.19

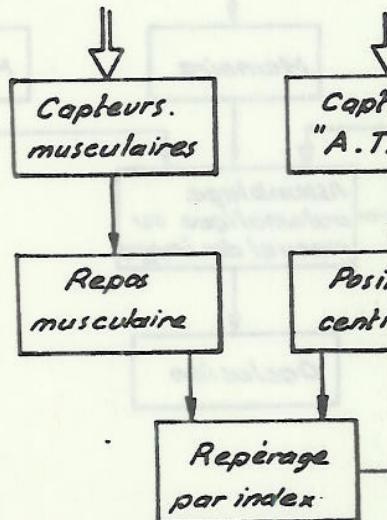
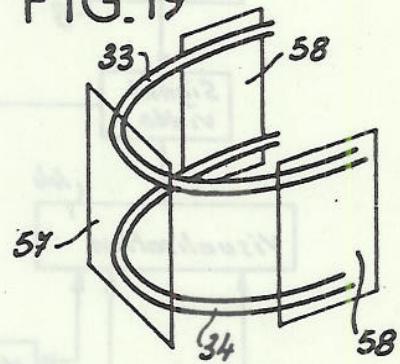


FIG.24

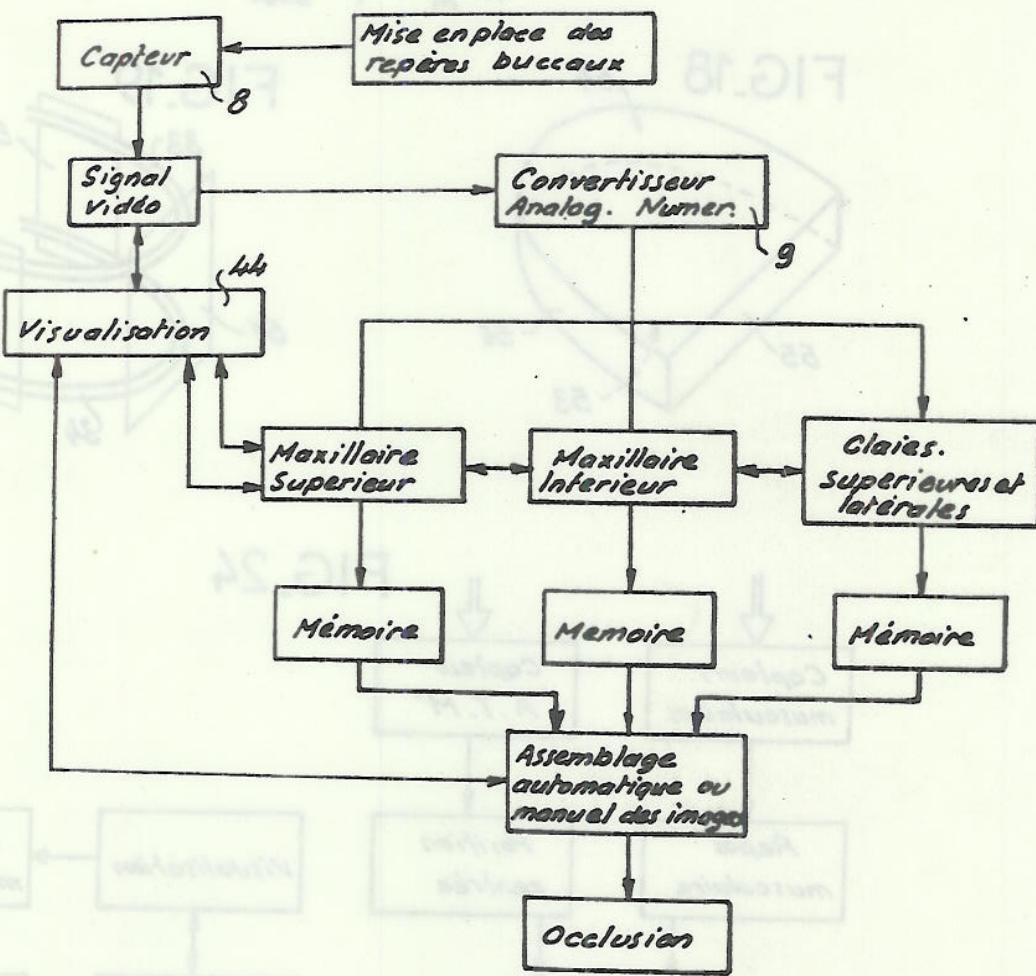
V / 1

25103

VI / 13

2525103

FIG.20

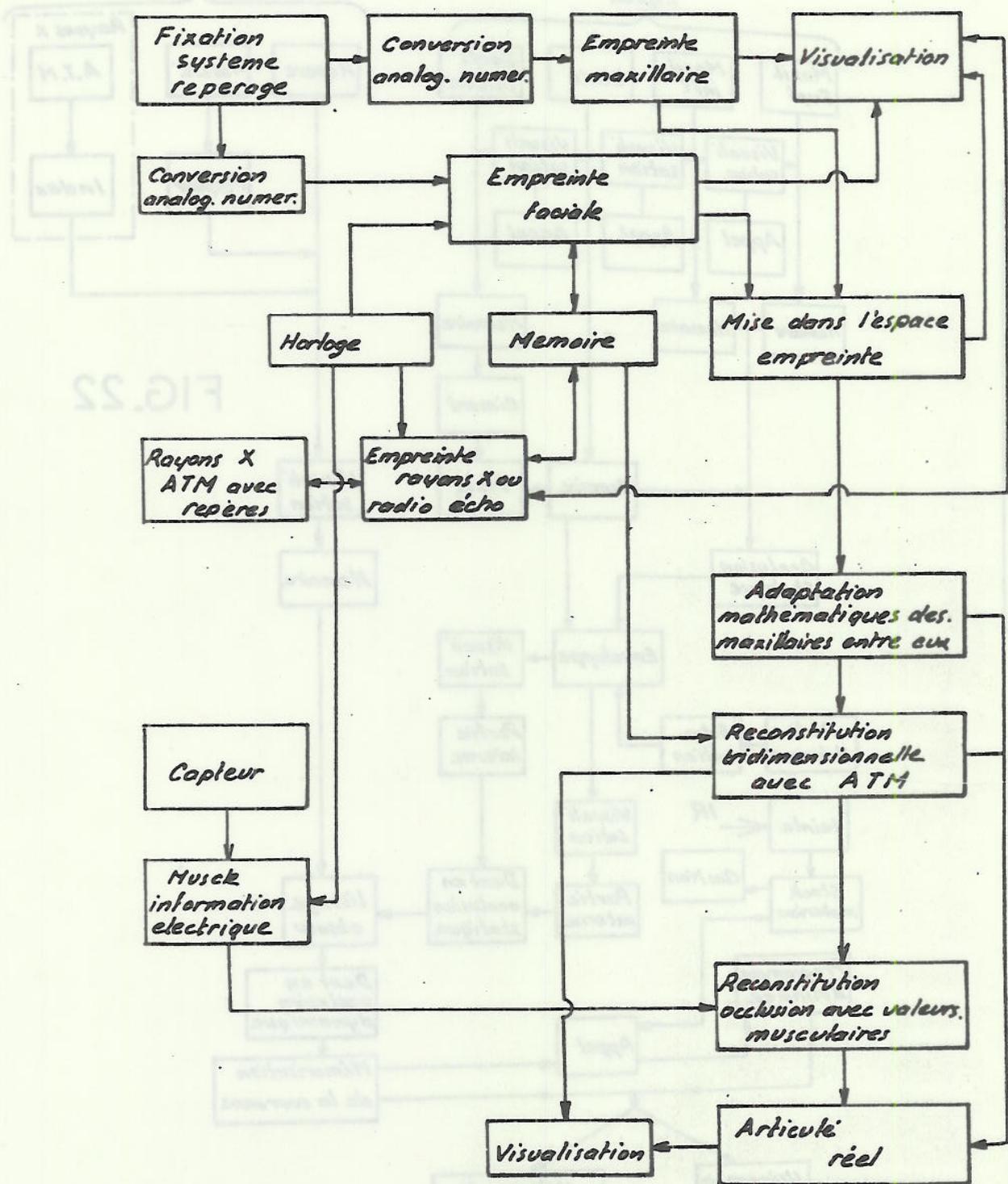


58

-ection
elle

amme
sinage

FIG.21



VII
15103

VIII/12

2525103

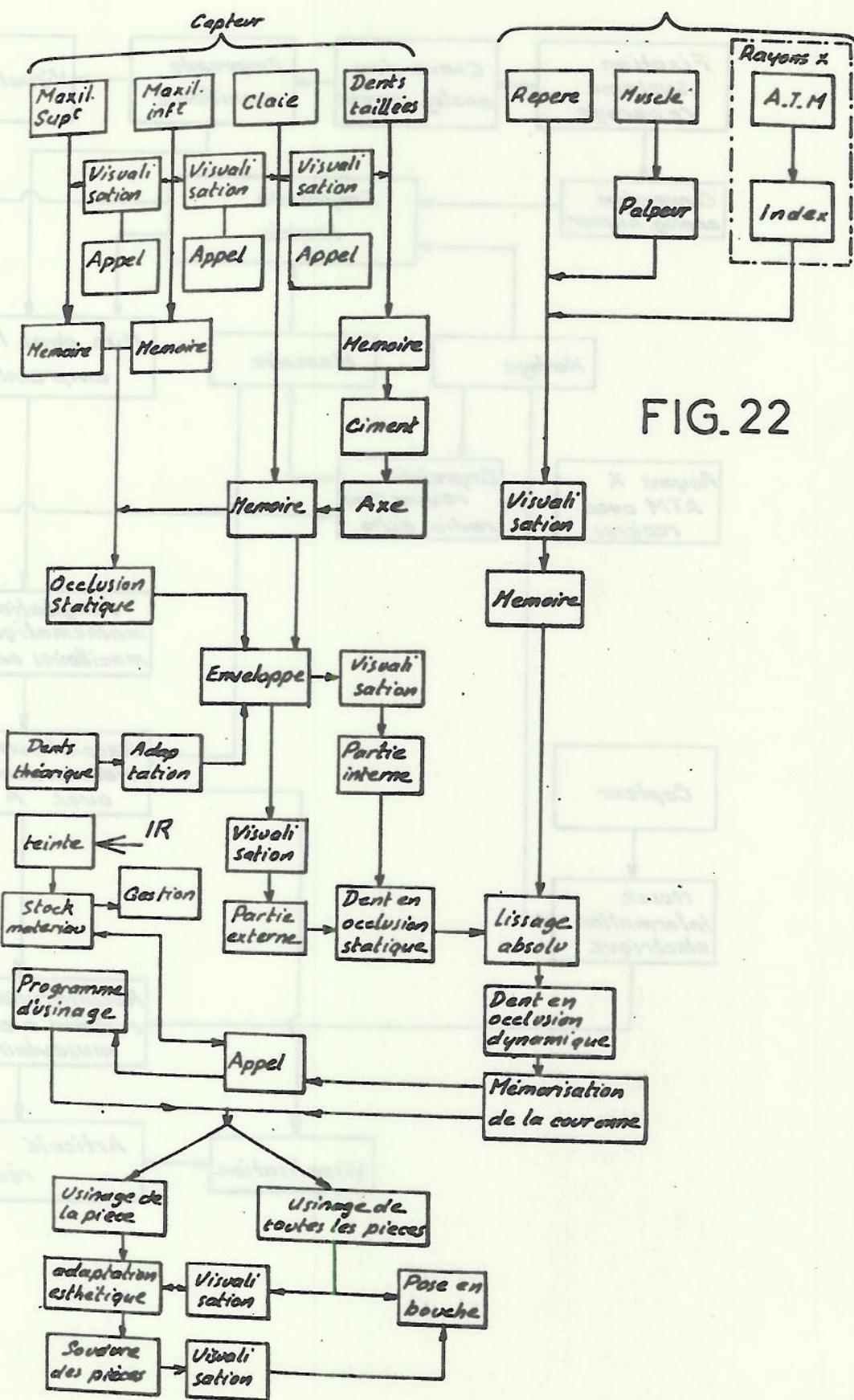
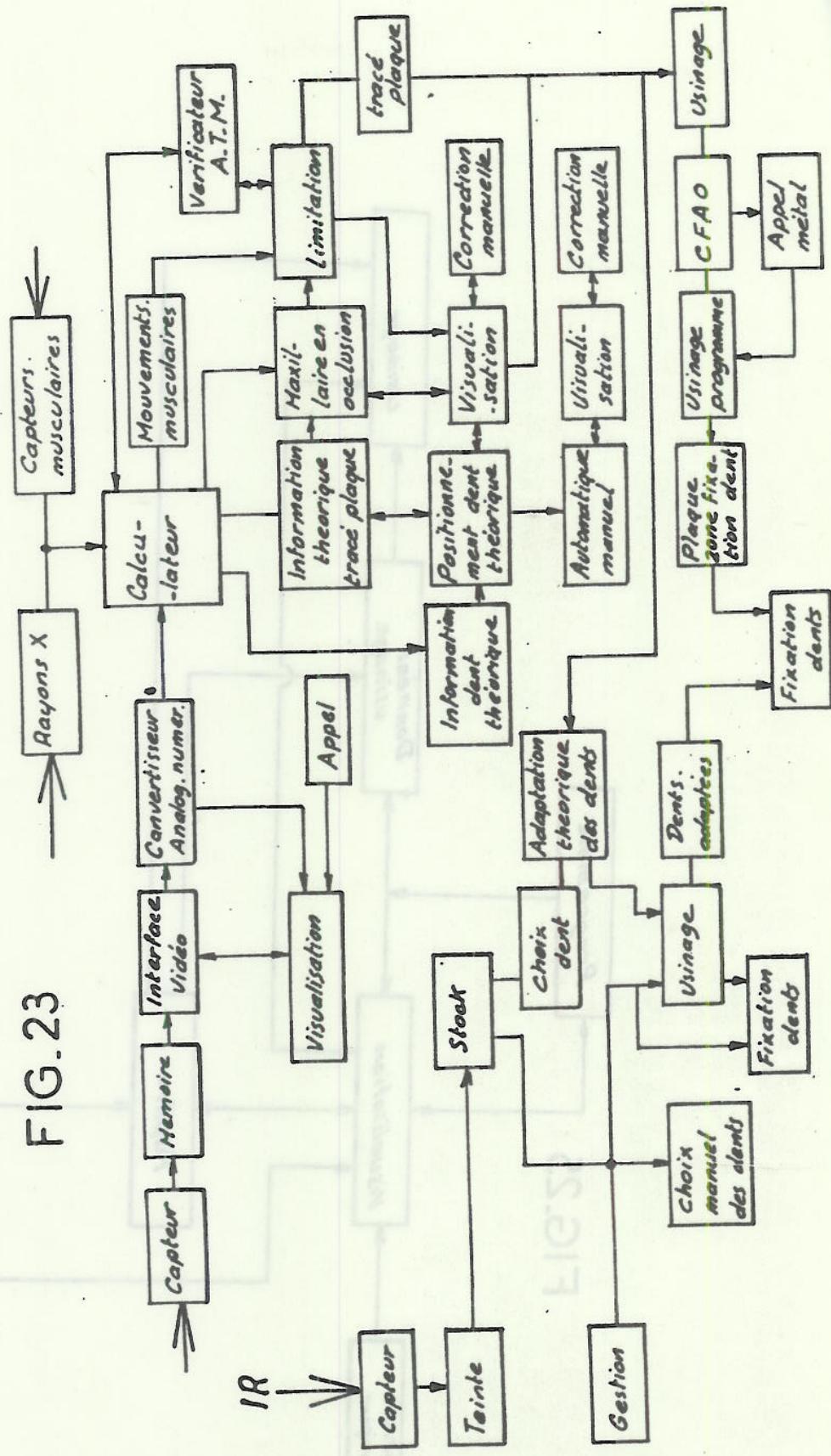


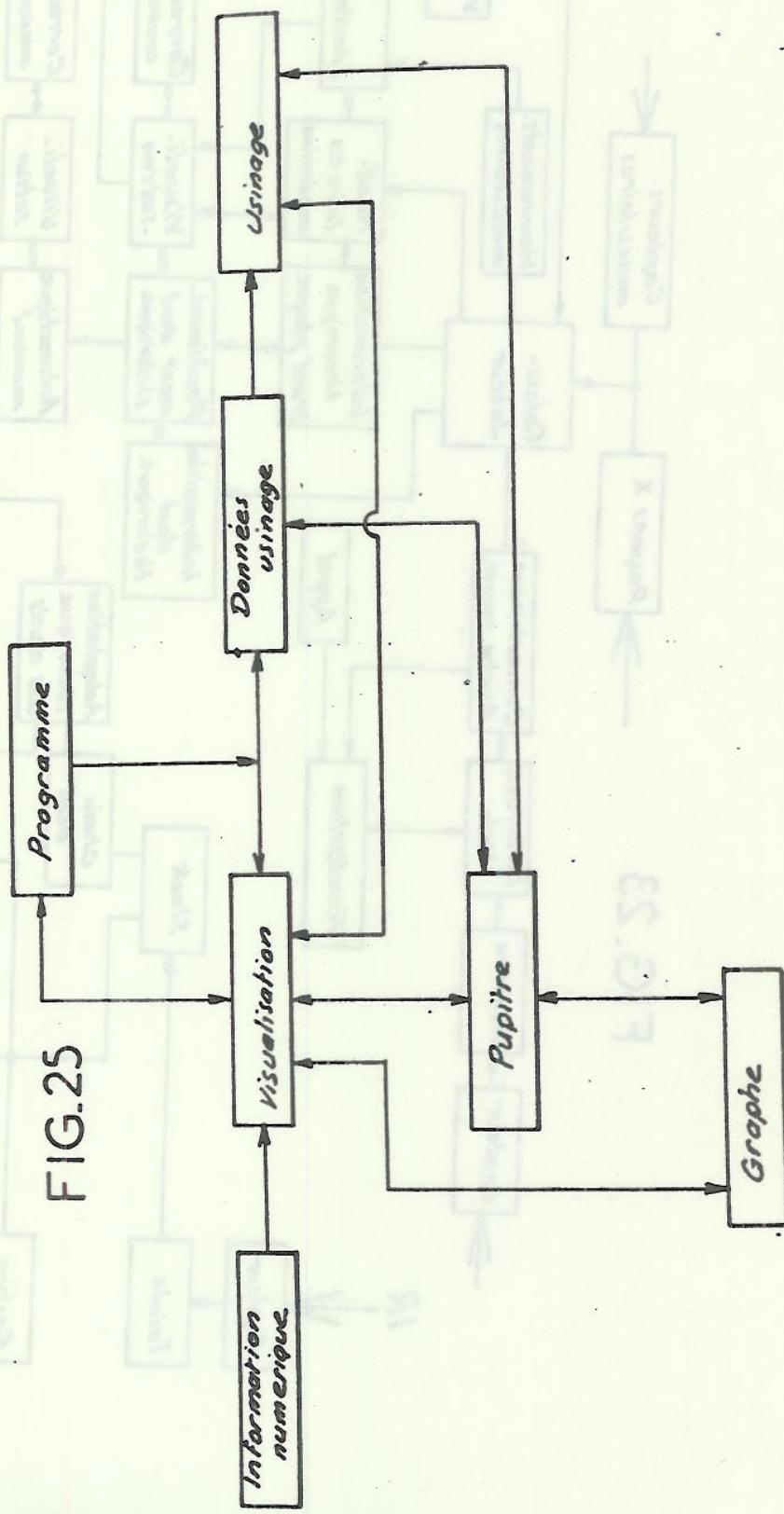
FIG. 22

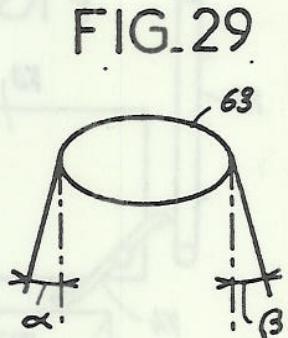
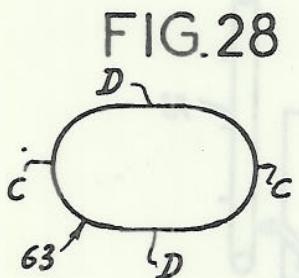
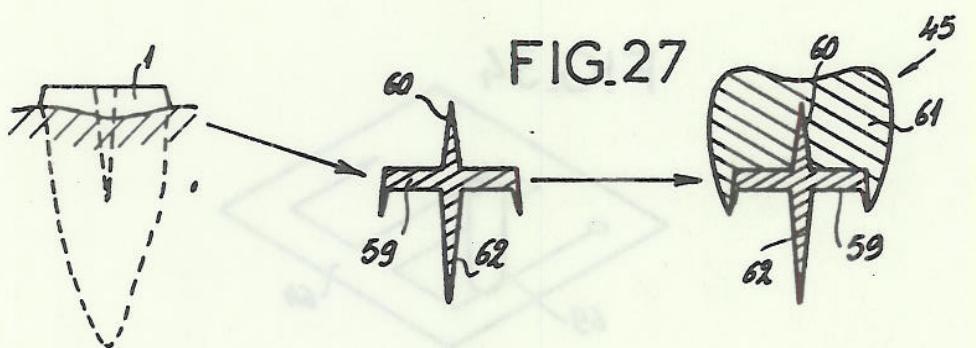
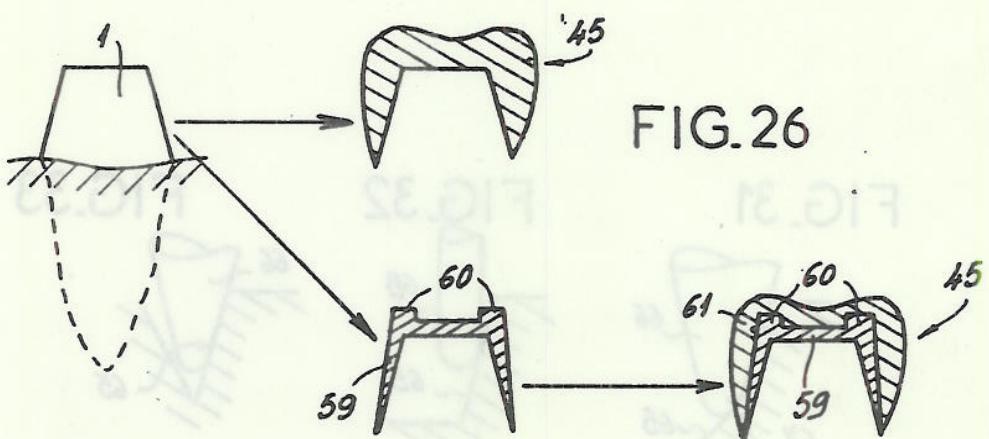
FIG. 23



X 112

2525103





XII / 12

2525103

FIG. 31

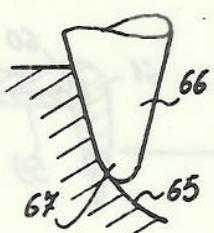


FIG. 32

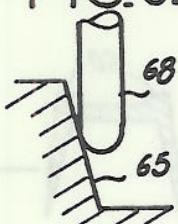


FIG. 33

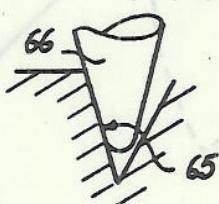


FIG. 34

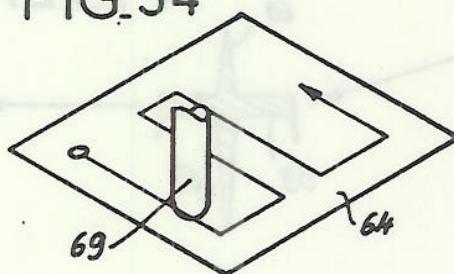


FIG. 35

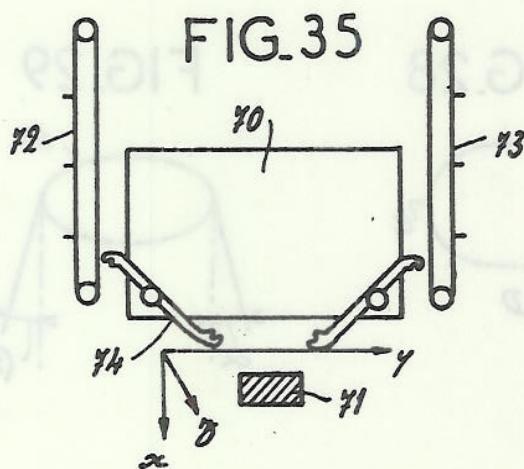


FIG. 36

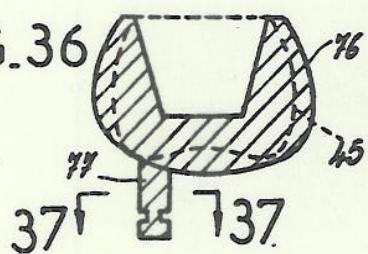


FIG. 37



2525103

Avis établi par : B. GASCHÉ

Sur la base des pièces suivantes précédées du signe ☒

- | | |
|--|--|
| <input checked="" type="checkbox"/> rapport de recherche | <input type="checkbox"/> rapport de recherche complémentaire |
| <input checked="" type="checkbox"/> observations du demandeur | <input type="checkbox"/> observations des tiers |
| <input checked="" type="checkbox"/> revendications initiales (déposées avant la recherche) | |
| <input type="checkbox"/> revendications remplaçant les revendications initiales | <input type="checkbox"/> la description étant modifiée |

Conformément à l'article 19 de la loi n° 68.1 du 2 janvier 1968 modifiée, l'avis documentaire cite les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention au regard des exigences de nouveauté et d'activité inventive.

Revendications concernées	ANTÉRIORITÉS RETENUES
1,2, 14 et 15	(1) EP-A-0 040 165 (TERMOZ) DURET <i>B7 n° 1</i> Page 3, lignes 5-73 ; page 4, lignes 8-24.
1	<p>Le dispositif revendiqué se distingue de celui décrit dans le document (1) principalement en ce qu'il comprend des moyens d'analyse et de traitement des signaux numériques obtenus, les dits moyens comportant notamment une sortie numérique des données point par point, une interface traducteur langage, un calculateur, une unité de visualisation et une unité de stockage alors que le document (1) décrit un dispositif comportant des moyens de traitement des signaux numériques obtenus, lesdits moyens étant essentiellement constitués par un système de multiplexage et une unité de stockage.</p> <p>Ces différences sont à apprécier compte tenu de la pratique courante dans ce domaine technique.</p> <p>Le document (1) est à prendre en considération pour apprécier l'activité inventive.</p> <p>Par ailleurs, le document (1) mentionne le fait que :</p> <ul style="list-style-type: none"> - les moyens optiques comprennent une source d'ondes monochromatiques de type laser, une plaque holographique recueillant l'onde émise avec en interférence une onde de référence de longueur d'onde connue. - Les moyens de traitement des signaux comportant des moyens tenant compte en particulier de l'environnement de la prothèse à réaliser : forme des dents antagonistes et adjacentes, et usure des dents symétriques. - Lesdits moyens de traitement des signaux comprennent, en outre, un programme assurant la détermination de la forme de la prothèse en adaptant les données holographiées aux informations théoriques stockées. <p>Les caractéristiques additionnelles de ces revendications sont à apprécier compte tenu de la pratique courante dans ce domaine technique.</p>
3 à 6, 8 à 12, 16 à 18	Aucune antériorité n'a été relevée à l'encontre de ces revendications.

.../...

BT 913a/110104

AVIS DOCUMENTAIRE

TOS 80 68 N. 3

5252102

B. AGCH 25

82 06 707

AUTRES DOCUMENTS CITÉS DANS
LE RAPPORT DE RECHERCHE

2525103

Revendications concernées			
	EP-A-0 025 911 EP-A-0 054 785 EP-A-0 033 492 FR-A-2 121 483		

United States Patent [19]

Duret et al.

[11] Patent Number: 4,611,288

[45] Date of Patent: Sep. 9, 1986

[54] APPARATUS FOR TAKING
ODONTOLOGICAL OR MEDICAL
IMPRESSIONS

[76] Inventors: François Duret; Elisabeth Duret nee Michallet, both of rue Paul Claudel, Le Grand Lemps; Christian Thermozi, 2, place Victor Hugo, Grenoble, all of France

[21] Appl. No.: 485,059

[22] Filed: Apr. 14, 1983

[30] Foreign Application Priority Data

Apr. 14, 1982 [FR] France 82 06707

[51] Int. Cl. 4 G06F 15/46; G06F 15/42;
A61C 13/00[52] U.S. Cl. 364/474; 364/167;
364/413; 433/25; 433/213; 128/665[56] Field of Search 364/167-168,
364/413-415, 417, 474-475; 433/25, 54,
212-214; 128/653, 665, 362

[56]

References Cited

U.S. PATENT DOCUMENTS

4,072,289	2/1978	Brueckner et al.	364/414 X
4,074,564	2/1978	Anderson	364/414 X
4,075,883	2/1978	Glover	364/414 X
4,136,388	1/1979	Lindquist	364/414
4,182,316	1/1980	Nilsson et al.	128/665
4,197,885	4/1980	Lewin	128/653
4,290,433	9/1981	Alfano	128/665
4,324,546	4/1982	Heitlinger et al.	433/25

Primary Examiner—Gary V. Harkcom

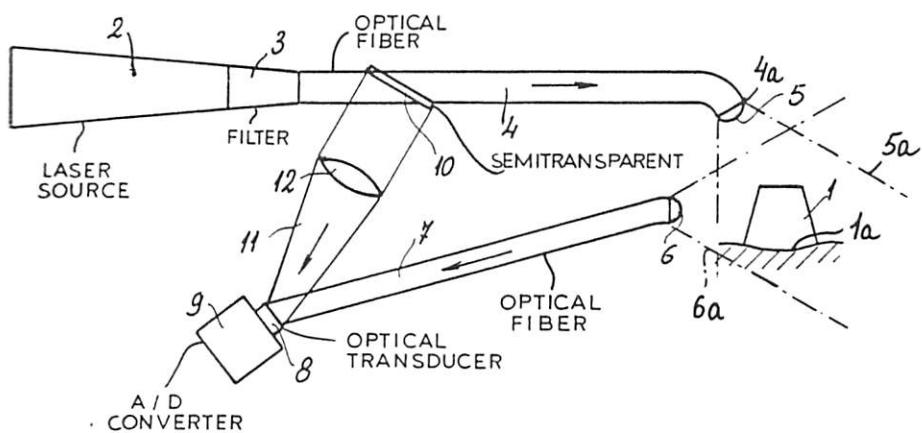
Attorney, Agent, or Firm—Karl F. Ross; Herbert Dubno

[57]

ABSTRACT

Dental prostheses, such as crowns, inlays or dentures are produced automatically based upon an optical impression taken of the oral region with nontraumatic radiation. The reflected waves are transformed into numerical data which is used directly to operate a numerically controlled machine in the fabrication process. The process is pertinent to other medical applications as well.

5 Claims, 37 Drawing Figures



ice fees
nd six
r upon
of the

United States Patent [19]

Duret et al.

[11] Patent Number: 4,611,288

[45] Date of Patent: Sep. 9, 1986

[54] APPARATUS FOR TAKING
ODONTOLOGICAL OR MEDICAL
IMPRESSIONS

[76] Inventors: François Duret; Elisabeth Duret nee Michallet, both of rue Paul Claudel, Le Grand Lempis; Christian Thermoz, 2, place Victor Hugo, Grenoble, all of France

[21] Appl. No.: 485,059

[22] Filed: Apr. 14, 1983

[30] Foreign Application Priority Data

Apr. 14, 1982 [FR] France 82 06707

[51] Int. Cl. G06F 15/46; G06F 15/42;
A61C 13/00[52] U.S. Cl. 364/474; 364/167;
364/413; 433/25; 433/213; 128/665[58] Field of Search 364/167-168,
364/413-415, 417, 474-475; 433/25, 54,
212-214; 128/653, 665, 362

[56]

References Cited
U.S. PATENT DOCUMENTS

4,072,289	2/1978	Brueckner et al.	364/414 X
4,074,564	2/1978	Anderson	364/414 X
4,075,883	2/1978	Glover	364/414 X
4,136,388	1/1979	Lindquist	364/414
4,182,316	1/1980	Nilsson et al.	128/665
4,197,885	4/1980	Lewin	128/653
4,290,433	9/1981	Alfano	128/665
4,324,546	4/1982	Heitlinger et al.	433/25

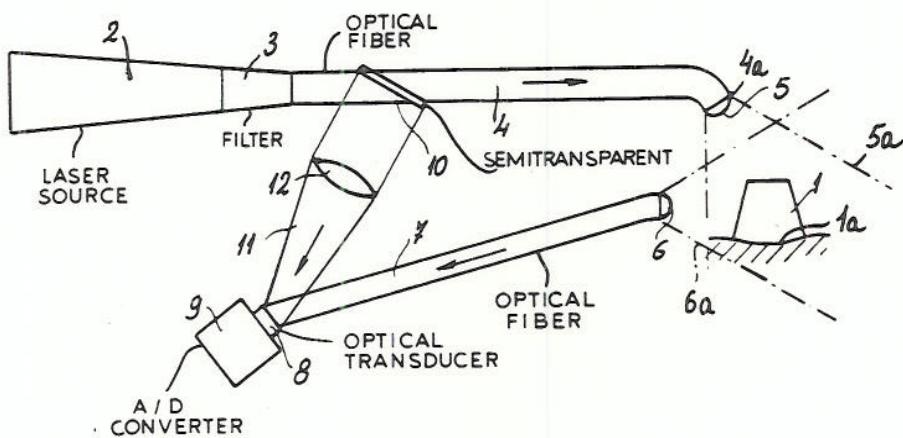
Primary Examiner—Gary V. Harkcom

Attorney, Agent, or Firm—Karl F. Ross; Herbert Dubno

[57] ABSTRACT

Dental prostheses, such as crowns, inlays or dentures are produced automatically based upon an optical impression taken of the oral region with nontraumatic radiation. The reflected waves are transformed into numerical data which is used directly to operate a numerically controlled machine in the fabrication process. The process is pertinent to other medical applications as well.

5 Claims, 37 Drawing Figures



U.S. Patent Sep. 9, 1986

Sheet 1 of 12

4,611,288

FIG. 1

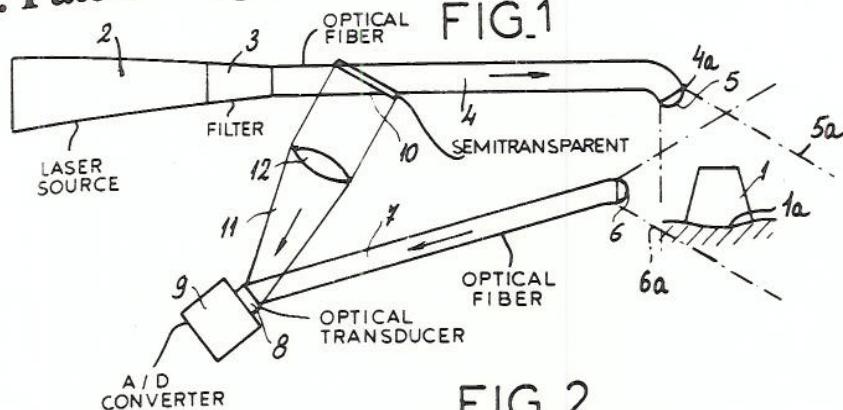


FIG. 2

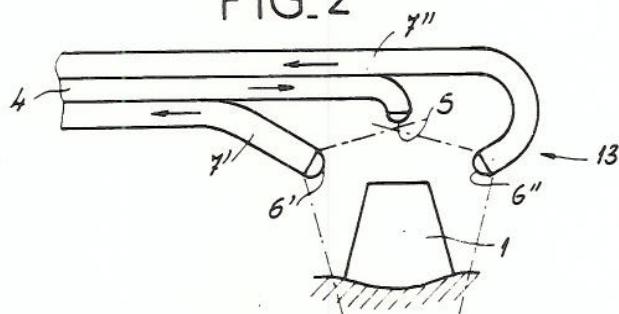


FIG. 3

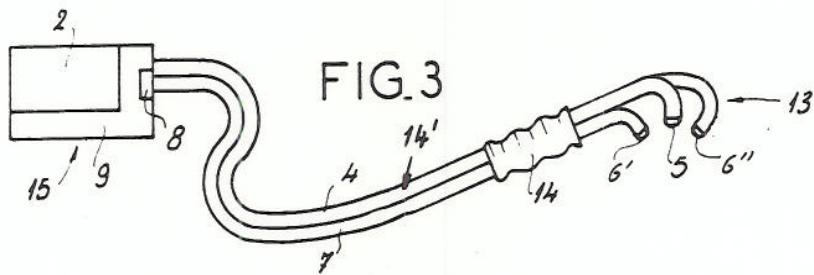
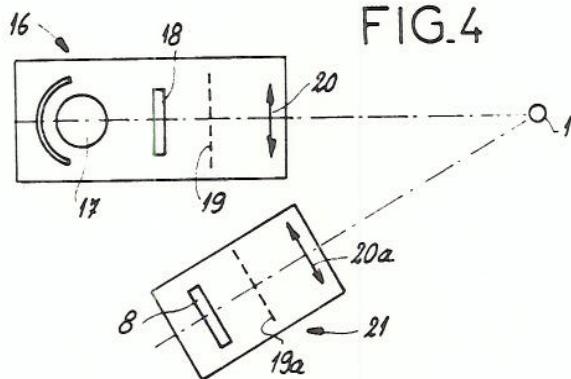
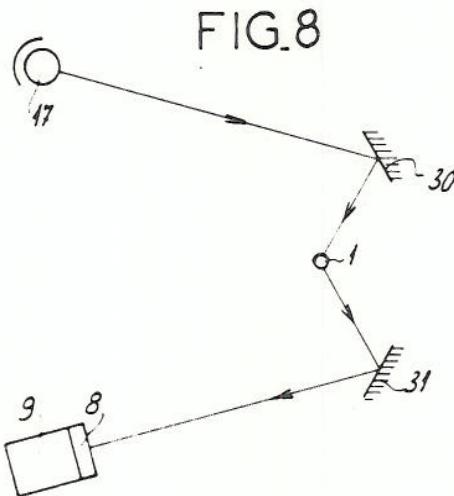
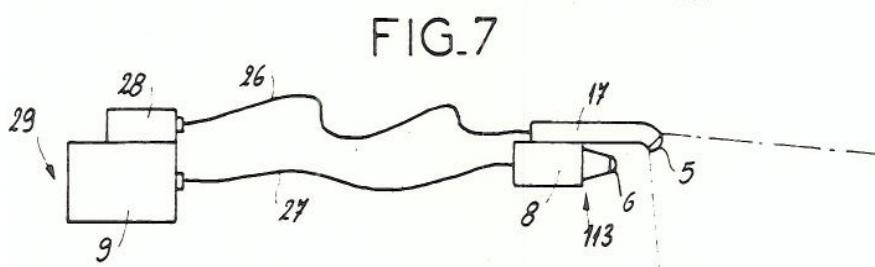
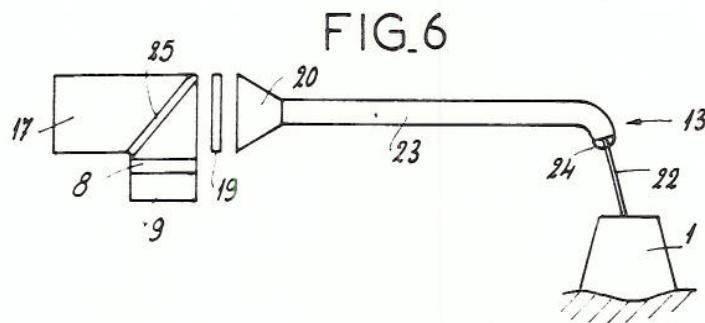
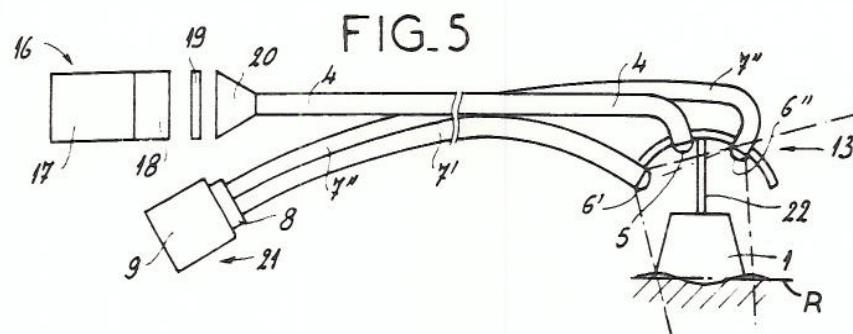


FIG. 4





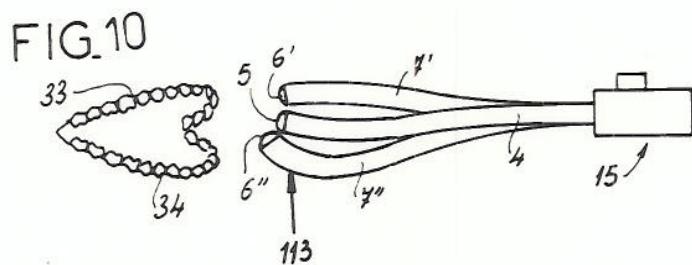
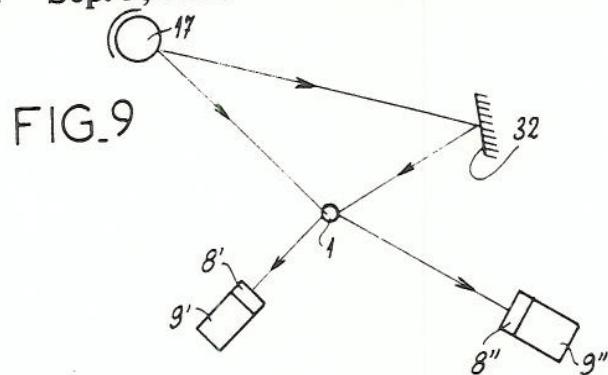


FIG.11

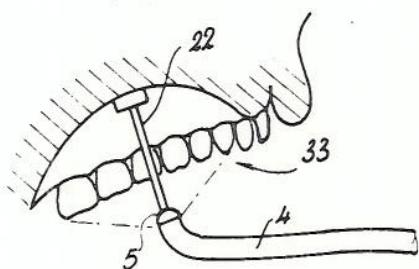


FIG.12

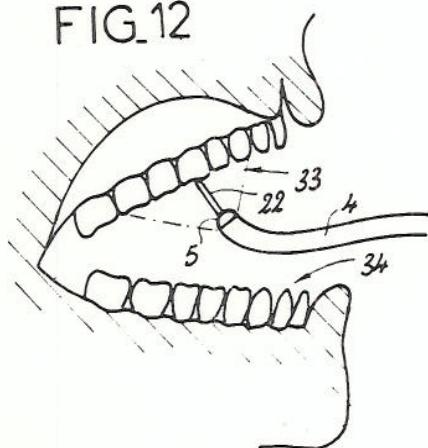
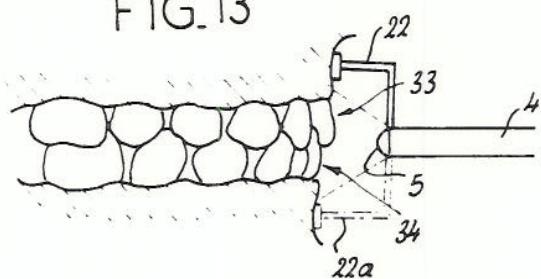


FIG.13



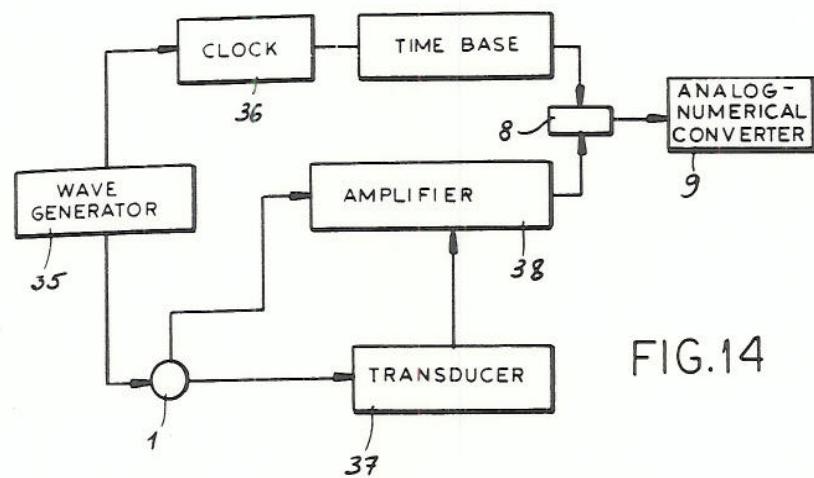


FIG.14

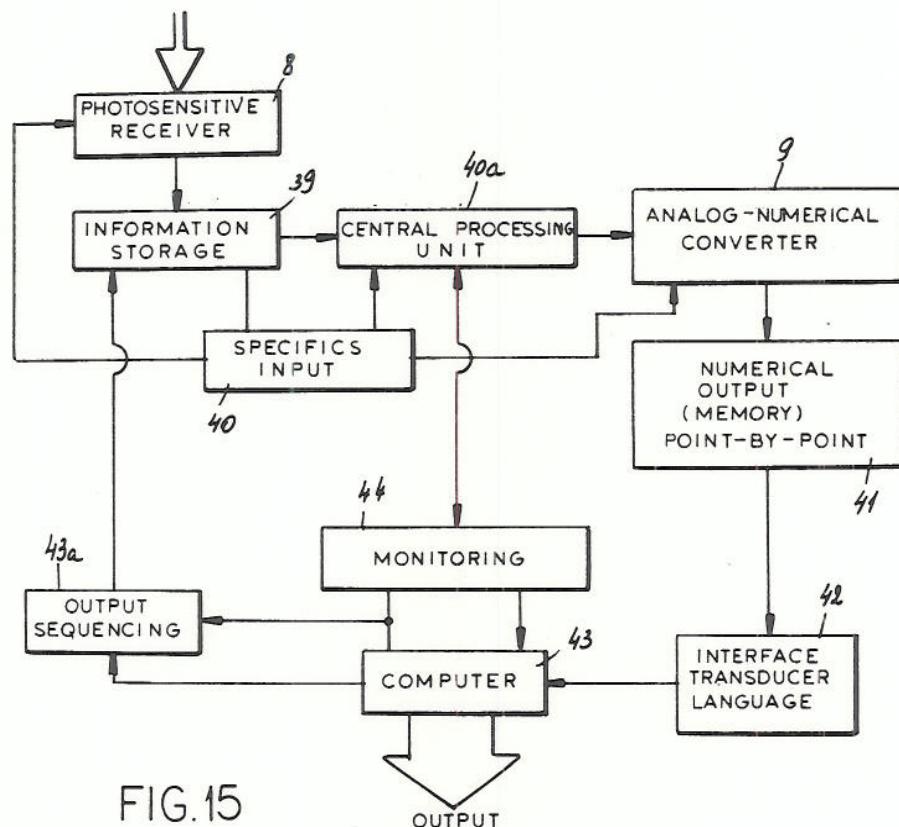


FIG.15

FIG.16

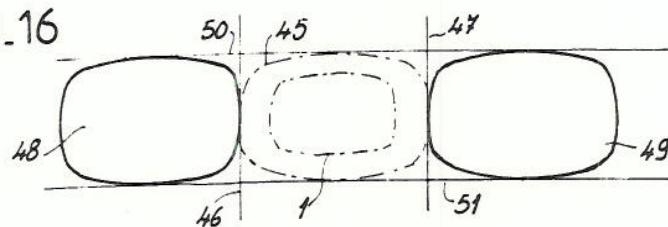


FIG.17

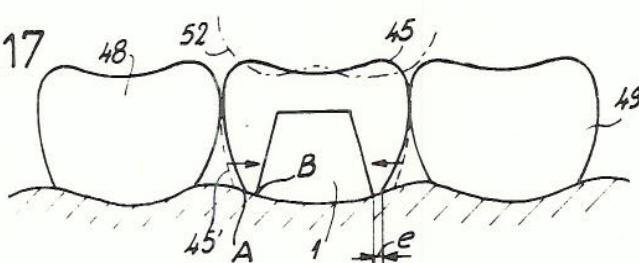


FIG.18

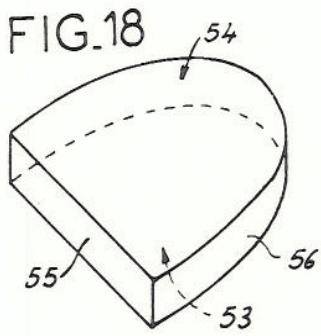
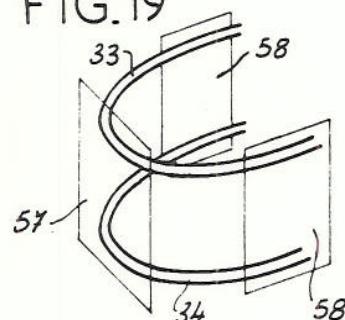


FIG.19



MUSCULAR
SENSORS



TEMPOROMANDIBULAR
ARTICULATION
SENSOR

FIG. 24

REST
MUSCULATURE

CENTRAL
POSITION

MONITOR

MANUAL
CORRECTION

REFERENCING
BY INDEX
MARKING

POSITIONING
ON
SCREEN

FABRICATION
PROGRAM

→

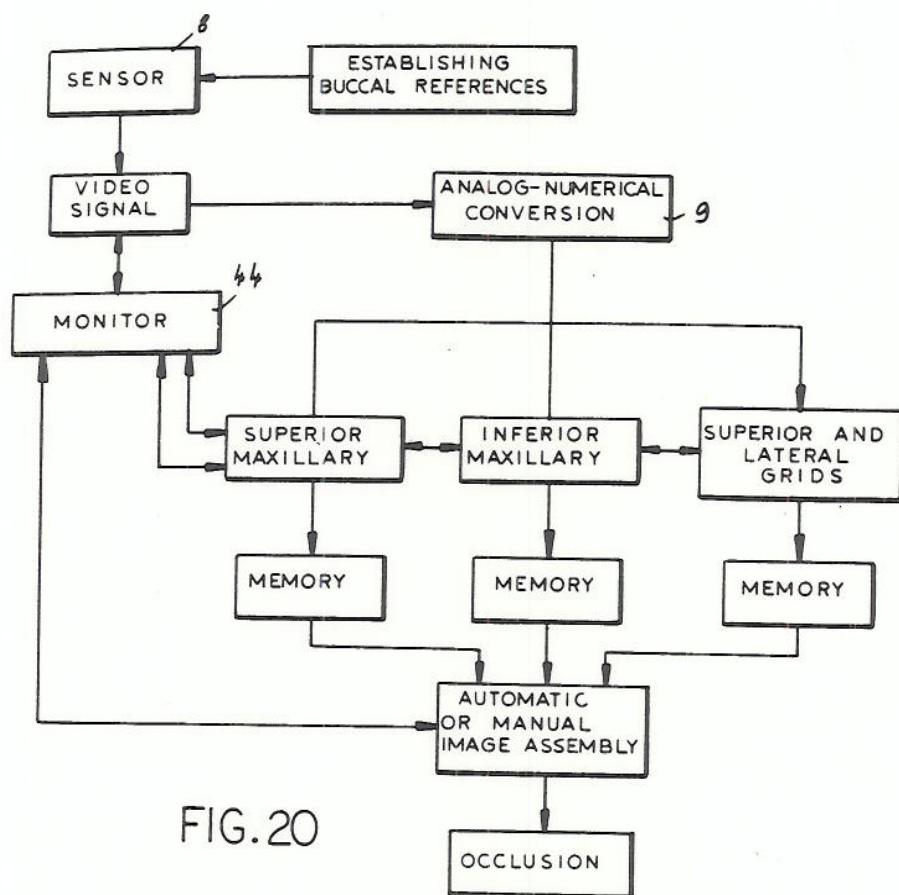


FIG. 20

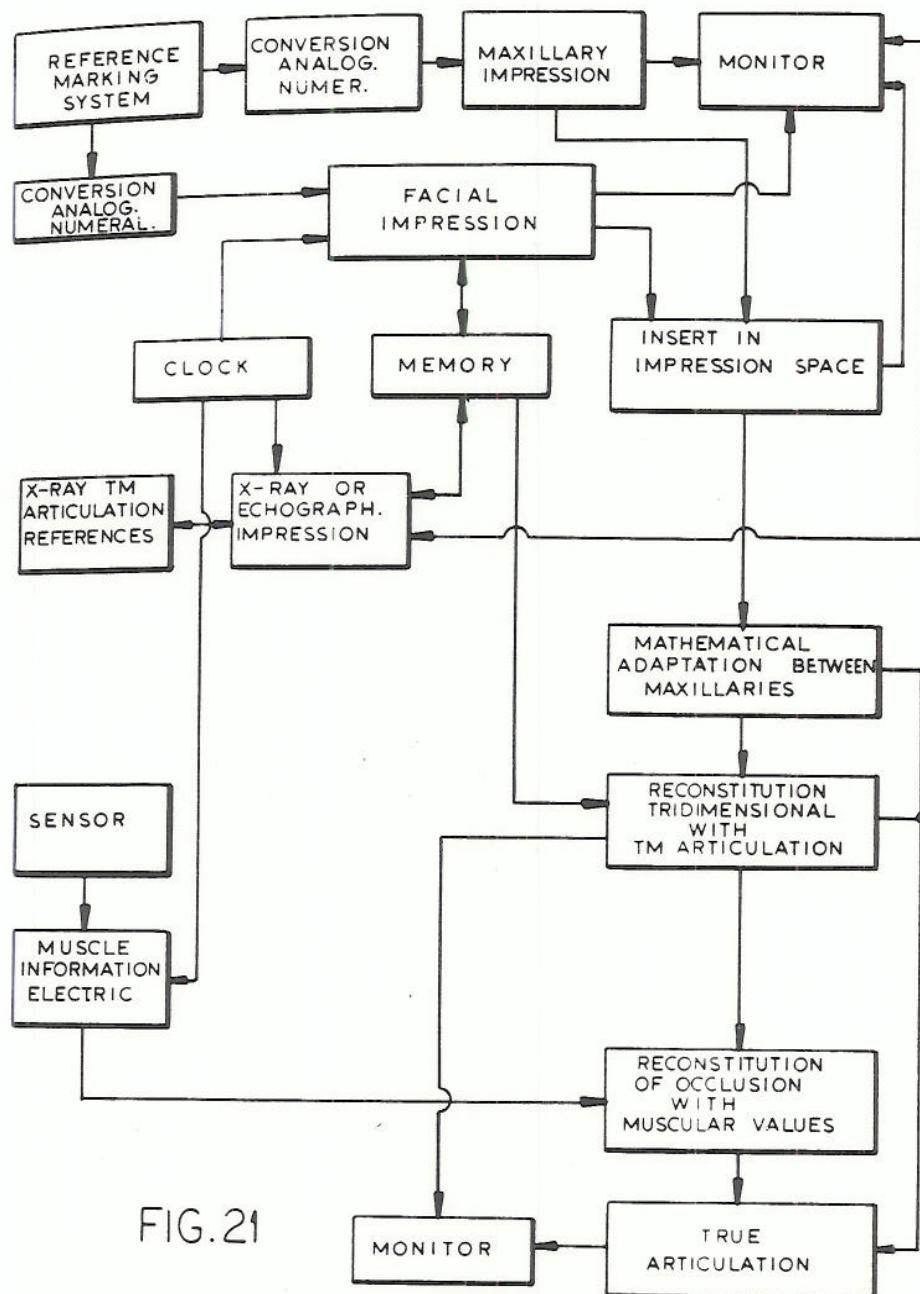


FIG. 21

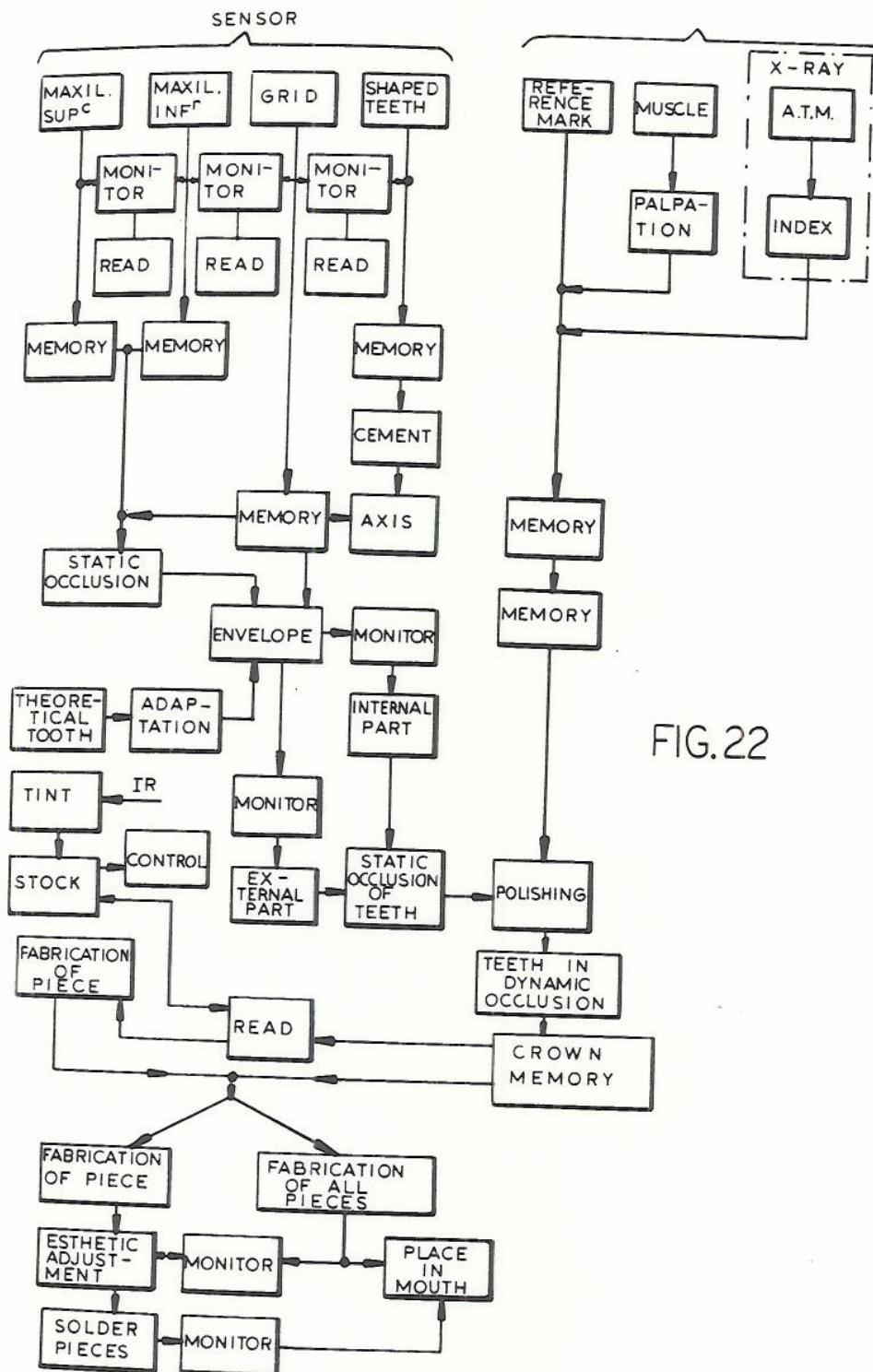


FIG.22

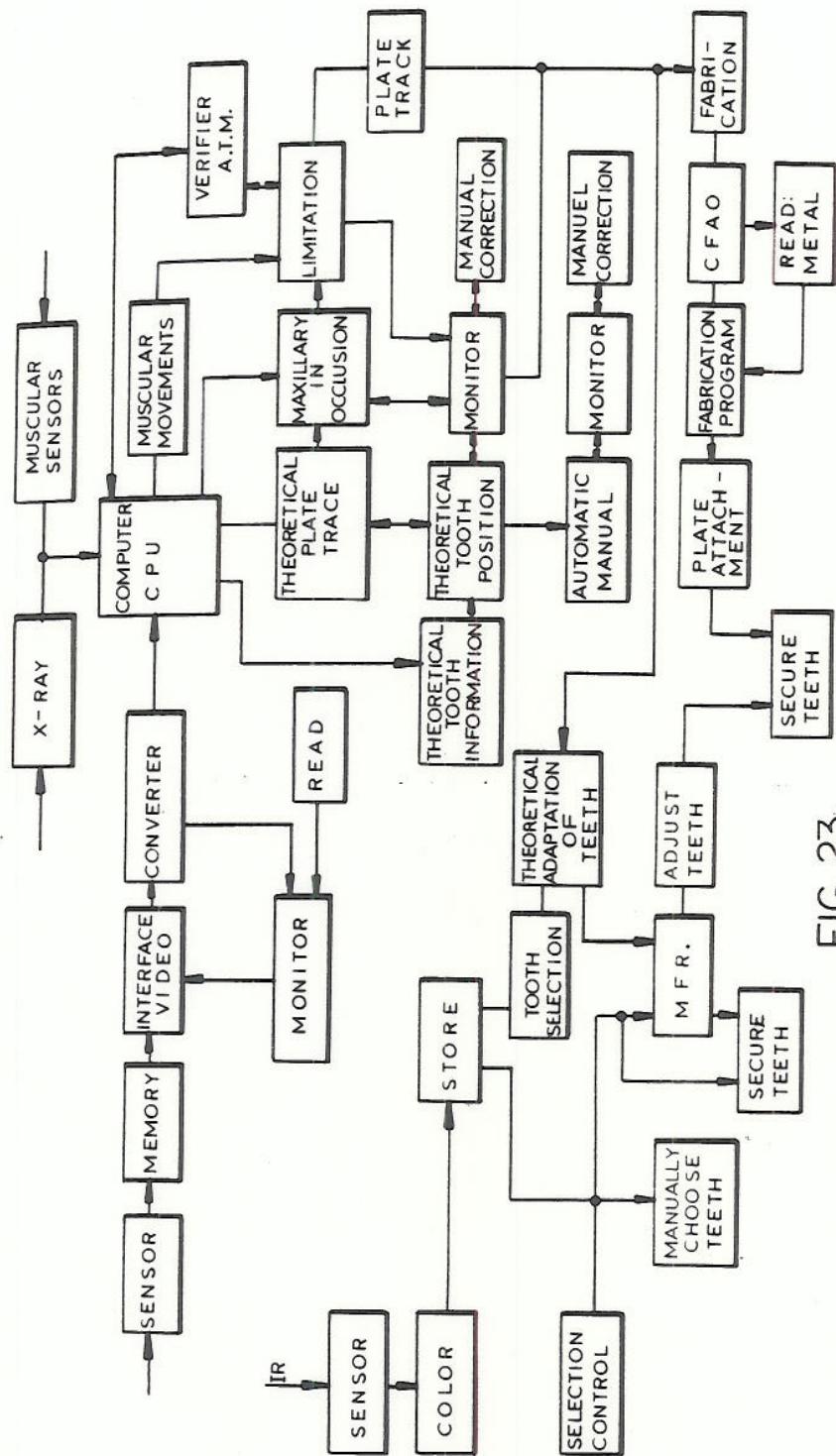


FIG. 23

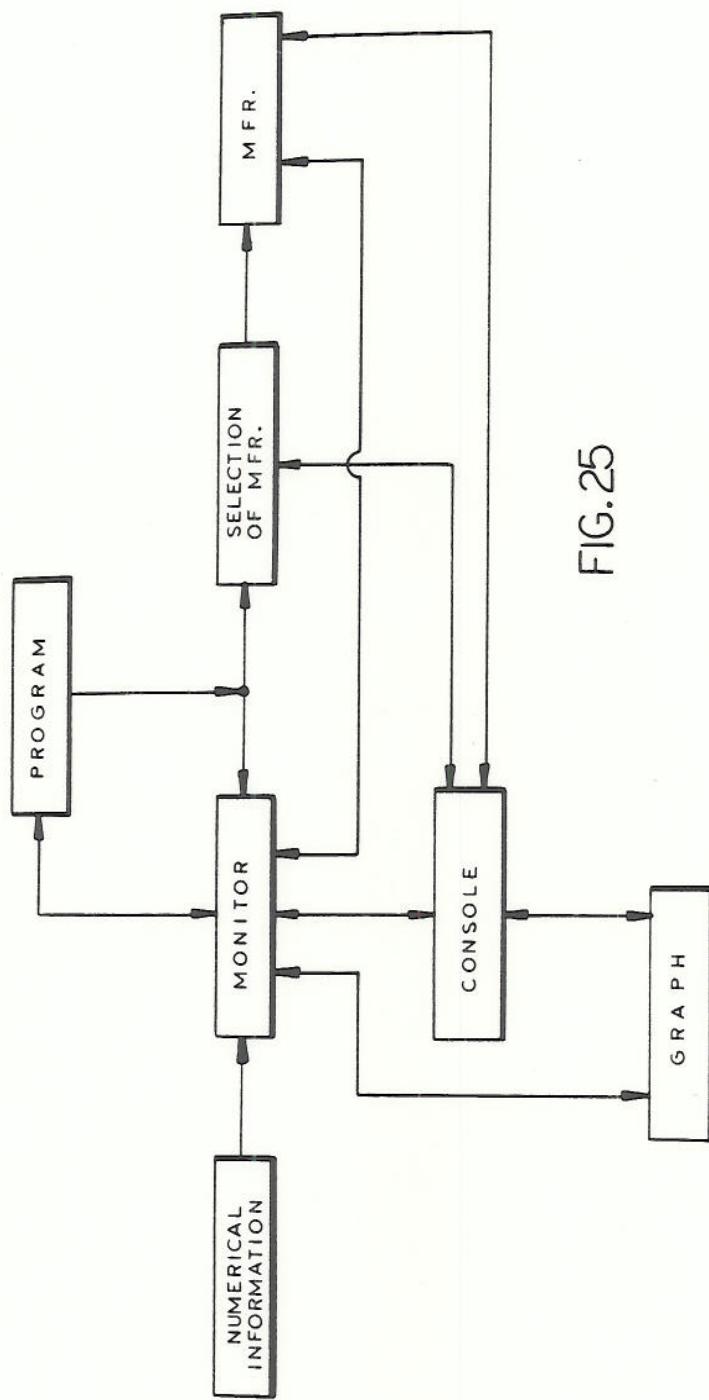


FIG. 25

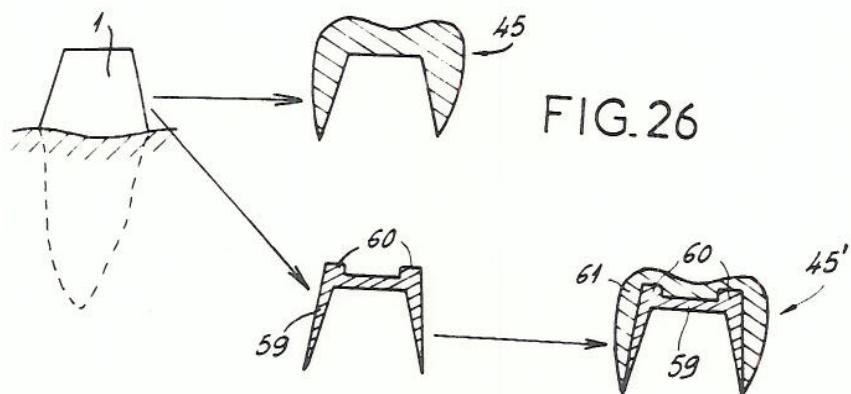


FIG. 26

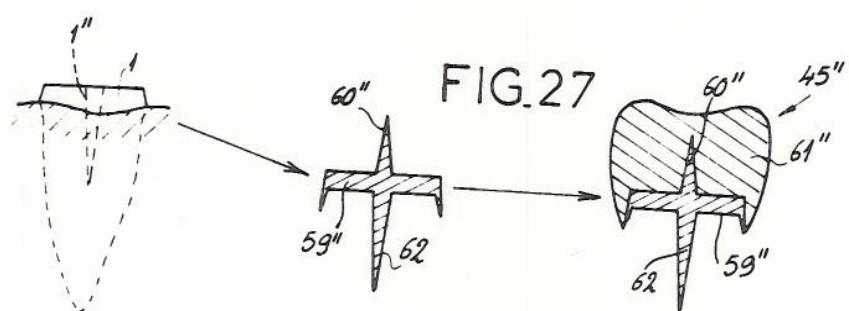


FIG. 27

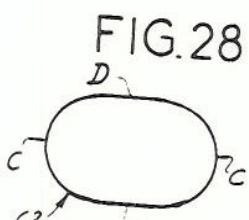


FIG. 28

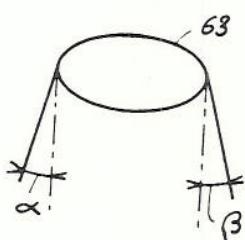


FIG. 29

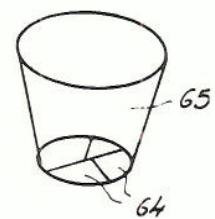


FIG. 30

FIG. 31

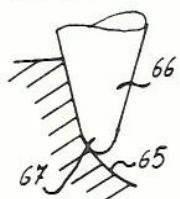


FIG. 32

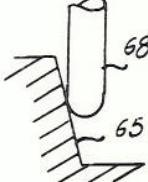


FIG. 33

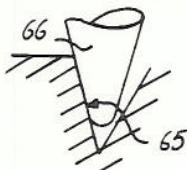


FIG. 34

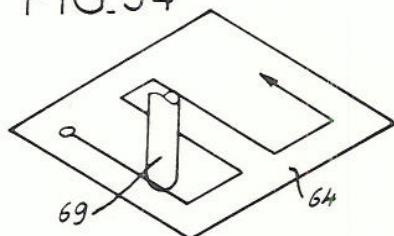


FIG. 35

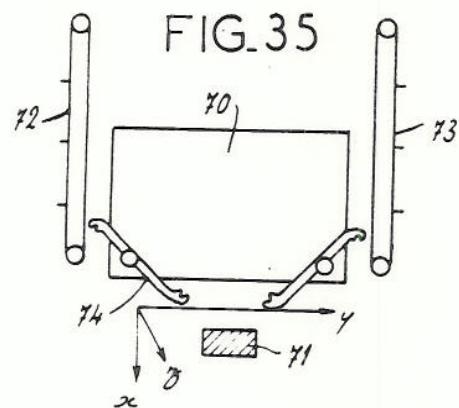


FIG. 36

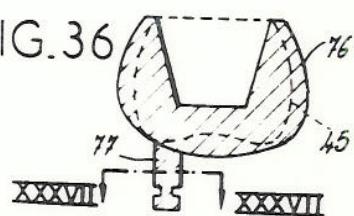
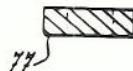


FIG. 37



APPARATUS FOR TAKING ODONTOLOGICAL
OR MEDICAL IMPRESSIONS

CROSS REFERENCE TO RELATED
APPLICATION

This application is related to the commonly owned application Ser. No. 262,905 filed May 12, 1981 (now abandoned) and which is hereby incorporated by reference to the extent necessary for clarification of the concepts here involved with respect to the fabrication of crowns. Ser. No. 262,905 has been replaced by a continuation Ser. No. 580,776 filed Feb. 21, 1984, now also abandoned and replaced by copending continuation-in-part application Ser. No. 673,655 filed Nov. 21, 1984. Reference may also be had to the art cited in the file of this application and which applicants believe, apart from the reference discussed more fully below, to be the best art available dealing with this subject matter or analogous or related subject matters. To the extent necessary, moreover, reference may be had to the French application No. 82 06 707 of Apr. 14, 1982 upon which the present application is based.

FIELD OF THE INVENTION

Our present invention relates to an apparatus for forming a three dimensional structure, primarily for dental and medical applications and, more particularly, to a method of and to an apparatus for taking odontological and medical impressions using radiant energy and specifically for the automatic or semiautomatic substantial production of a prosthesis.

The invention is especially applicable in dentistry for the production of prosthetic devices such as crowns, although unless indicated otherwise, it should not be considered to be limited to the dentistry field or to this specific application in the dental field since it is also applicable, for example, to the design and fabrication of prosthetic devices for bone fitting purposes and even to the taking of an impression or generating a model in dental applications which are not followed by fabrication of a prosthesis.

BACKGROUND OF THE INVENTION

While considerable effort is continuously being expended in the improvement of dental prostheses, until now there has been no commercially satisfactory approach utilizing optical means for the taking of an impression for the purposes of fabricating such a prosthesis. The term "taking an impression" is here used to refer to the generation of an intangible model based upon which a prosthesis can be fabricated, whether or not this modelling, generally is followed by the actual fabrication of a prosthesis.

This is not to say that efforts have not been made to develop optical means for making such models or taking such impressions.

In U.S. Pat. No. 3,861,044, for example, a method has been described for taking an impression of a cavity or fitting a prosthetic device in the form of an inlay into a cavity, which comprises: preparing the defective tooth; producing a photographic representation of the tooth in the cavity intended to receive the inlay; generating a signal representing the photographic image and using it to control an automatic machine tool; filling the cavity with wax;

producing a second photographic representation of the tooth with the cavity filled with the wax;

generating another signal for the machine tool based upon the second photographic representation;

operating the machine tool to produce the inlay or insert; and

placing the machined inlay or insert in the cavity.

This approach, while demonstrating that the use of optical means has been recognized as a possibility in the odontology, has a number of drawbacks which, among others may have been the reason why it has not found commercial success.

Firstly, an ordinary photographic image is capable only of providing a two dimensional representation of the object whose shape is to be analyzed. If one wishes a three dimensional representation utilizing a photographic approach of this type, it is necessary to generate a large number of photographs, say a thousand or more, reproducing successive planes in the third dimension, the photographs representing, in turn, sections which must be accurately positioned with a precision of 100 microns or less for practical purposes.

Secondly, from the reference, it is not clear how the machine tool can actually be controlled from the photographic representations and, specifically, whether analog or digital signals are utilized, and how, for example, a numerically controlled machine tool may be operated from the photographs. Experience with the use of photographic representations has shown that they do not provide the precision, accurate positioning and resolution required for effective translation into control signals, especially for numerically controlled machine tools.

Thirdly, with the system described in that patent, the practitioner must fill the cavity with wax, a technique which may have meaning for the preparation of inlays, but which of course is meaningless when, for example, prosthetic crowns are to be prepared. Thus the method of that patent had only limited applicability, i.e. was not sufficiently versatile for widespread or even commercial use.

Finally, because the actual impression involves the introduction of a moldable material, namely wax, into the cavity, the mouth is not strictly an optical or radiation approach to the taking of the impression or the fitting. Since a second photograph is required and there is a time between the photographs, conditions may change, a factor leading to a reduction in precision. Furthermore, the difficulty of translating the two photographic representations into a three dimensional representation also creates problems with respect to precision.

OBJECTS OF THE INVENTION

It is, therefore, the principal object of the present invention to provide an improved apparatus for taking medical or dental impressions which provides a three dimensional modeling adaptable practically to all odontological and medical applications, with high precision and for direct control of a machine tool for fabricating a prosthesis.

Another object of the invention is to provide a method of and an apparatus for producing dental prostheses, including crowns, with a high degree of precision at comparatively low cost and with practically total automation starting from taking the impression and running through the generation of the completed pros-

thesis so that intermediate models, a plurality of fittings and like noisome operations are eliminated.

It is another object of this invention to provide an apparatus for the purposes described which have great versatility, are easily manipulated and utilized even by one with minimal skills and can reduce the length of time required to produce a prosthetic device and the cost of fabricating it.

SUMMARY OF THE INVENTION

These objects and others which will become apparent hereinafter are attained, in accordance with the present invention, in a device and method for automatically producing a prosthesis and for taking an impression by optical means, especially for the fabrication and fitting of the prosthesis with high precision which comprises at least one light emitter, means for directing this radiation against a portion of the body, for example the region of a tooth upon which a prosthetic device is to be fitted, receiving means responsive to the luminous or acoustic radiation reflected from this part of the body, transducer means responsive to the reflected radiation for translating same into a signal and including analog-numerical or analog-digital converter, so that the signal is in numerical terms and represents the space of the body part undergoing analysis in three dimensions. Means is provided to analyze and process the numerical signals obtained for automatically operating a numerically controlled N-C machine easily with this signal to produce a prosthesis adapted to fit perfectly on this body part.

The apparatus of the invention allows all of the characteristics of the zone to be analyzed to be determined solely by radiant energy means, without any intervening graphic display i.e. by an optic means which can eliminate the photographic representations hitherto considered to be necessary.

The term "optic" is here used to refer to radiant energy of a form usually described as optical, namely, light. Naturally, the effective radiant energy must be such that it can give by reflection the three dimensional representation of the region from which the radiant energy is reflected and must also be such that it is not traumatic for the tissues of the part of the body subjected to this analysis or the surrounding tissues of the patient. The receiver and the converter or transducer which is utilized in accordance with the invention will of course correspond to the type of radiant energy utilized and should be such that it is capable of providing an output representing the three dimensional image with a precision greater than or equal to a millimeter.

According to a feature of the invention, the radiant energy which is used in coherent light and, preferably the emitter comprises a laser source, at least one fiber optic light path connected to this source and a lens in this light path for directing a pencil of laser illumination toward the part of the body to be analyzed. At least one other lens, forming a collecting lens and another optical fiber light pipe is used to receive the reflected rays for conducting the collected light to a receiver associated with an analog-numerical converter. Advantageously, an optical system utilizing a semitransparent mirror and a lens can direct a portion of the light from the emitter to the receiver to provide a reference input to the latter so that by interference analysis between the reference beam and the reflected rays, the shape of the object from which the reflected rays arise can be analyzed.

The laser source, the receiver and the converter can thus be disposed in a housing outside the mouth and connected to the site at which the laser beam is directed onto the portion of the body to be analyzed and from which the reflected rays arise, by light pipes terminating in an analysis head which can be of small dimensions and which can be introduced into the mouth of the patient.

Alternatively a single optical fiber light pipe can be utilized to supply the incident light rays and to guide the reflected light rays to the housing. Naturally, where the light source and the receiver are of small dimensions, the light pipes and optical fiber paths can be eliminated entirely since the emitter and receiver can be provided directly in the analysis head. The head then will have the lenses necessary for directing the beam and for collecting the rays and will be connected by electric lines to the converter and other electrical circuitry which can be located outside the mouth.

One method which we may use and which avoids the need for analysis or reading of a hologram utilizes a laser emitting two pencils of radiation whose wavelengths are slightly different substantially simultaneously or simultaneously by passing the beam through a nonlinear optical device such as a mineral crystal or organic nonlinear optical system, in brief pulses or of weak intensity but continuously. This permits the creation of level curves which can be analyzed by conventional series logic analyses, e.g. by a Taylor, LaGrange or binomial series approach.

When noncoherent light is used, optical fibers can also be used, but a different analytical approach may be necessary, for example, holographic interferometry utilizing reference grids associated respectively with the emitter source and the receiver and means for determining or fixing the distance between the optic means of the analysis head and a plane of reference associated with a part of the body to be analyzed.

A dynamic solution, for example can comprise providing the analysis head of an ultrasonic or infrared emitter-receiver whose apparatus is to determine the distance of the head from the plane of reference at each instance in which analysis is effected. A static approach can provide an analysis head with a member of known length adapted to rest on a point of the portion of the body to be analyzed to establish a fixed distance.

It is possible, in accordance with the invention, also to use an optical fiber system with a graded reflective index (index gradient) to simplify the optical system and even allow elimination of lenses directed toward or away from the object. This can be done with either coherent or noncoherent light.

The mirror system and the optics associated therewith provide more or less wide optics which permit analysis of relatively expensive areas and can deal with faces oriented differently from one to another or even faces which are not able to be directly illuminated and/or observed.

The receiver which is sensitive to the reflected beam and possibly also to the reference beam, as described above, is advantageously a photosensitive element of the charge transfer type, preferably a CCD photosensitive matrix or even a modified vidicon tube. The advantages of a photosensitive matrix and a vidicon tube is that it allows analysis plane by plane and thus provides a three dimensional imaging. In practice, the number of gray levels is low and the analysis is able to determine positions in two dimensional space at intervals of say 20

microns without being to generate the third c

According to a feature storage means is provided analog-numerical processing means with a p by an interface into control the machines viewing of the data ai nected to the storage

This visualization c information and verif viewing of the optical sion of any tooth prep preparation operation preparation is being e

It has been found means permitting dire connected to the circ dergoes analog-num image can be generate data. In fact the visu best image to be selec cal output and thus th tive type permitting process. Otherwise th tomatically.

The numerical prosthesis, described i thus have a shape det as detected by the op

However, since ge prosthesis is also impc means for determini the envelope (outer s the volume which is thesis;

means for determin sition, static and dynam prosthesis is introduc modification of the 1 condition or relations

if possible, means f determining the color from analysis of the teeth.

More particularly, the prosthesis can be six planes which can (a) from zones of by adjoining teeth,

(b) by tangent plan the basis of symmetry

(c) by the lower b the mouth for the lo

(d) for the upper pl analysis based upon tween the maxillary & of teeth upon closure

When the method automatic shaping of sion factors which e shape, are deduced t the manner described analysis of the patien ments, thereby avoid

microns without being adversely affected by the ability to generate the third dimension.

According to a feature of the invention, information storage means is provided between the receiver and the analog-numerical converter and supplies the signal processing means with a point by point output transformed by an interface into the numerical data necessary to control the machines. Means is provided to permit viewing of the data and possibly the image and is connected to the storage means.

This visualization of the image serves primarily for information and verification purposes and can allow viewing of the optical image as a whole at the conclusion of any tooth preparation work or even during the preparation operation and provides assurance that the preparation is being effected correctly.

It has been found to be advantageous to provide means permitting direct viewing of the image which is connected to the circuitry before the information undergoes analog-numerical conversion although the image can be generated line by line from the numerical data. In fact the visualization of the image allows the best image to be selected for generation of the numerical output and thus the apparatus can be of the interactive type permitting the operator to intervene in the process. Otherwise the system can operate entirely automatically.

The numerical processing prior to generation of a prosthesis, described in the case of a dental crown, will thus have a shape determined by the stump of the tooth as detected by the optical analysis described.

However, since generation of the outer shape of the prosthesis is also important, the analysis and signal processing means should also include:

means for determining and generating the shape of the envelope (outer shape of the dental prosthesis) or the volume which is to be included in the dental prosthesis;

means for determining and responding to the occlusion, static and dynamic, which may be expected once a prosthesis is introduced on the stump thereby allowing modification of the prosthesis to obtain a given bite condition or relationship to other teeth; and

if possible, means for establishing and even possibly determining the color of the tooth to be fabricated, e.g. from analysis of the color, tint and pattern of adjacent teeth.

More particularly, the envelope or outer surface of the prosthesis can be considered as a volume defined by six planes which can be obtained by determination:

(a) from zones of contact or the boundaries defined by adjoining teeth,

(b) by tangent planes to the arcade or determined on the basis of symmetry in the vestibular or lingual spaces,

(c) by the lower boundary of the stump analyzed in the mouth for the lower plane, and

(d) for the upper plane as a function of a mathematical analysis based upon the potential zone of contact between the maxillary set of teeth and the mandibular set of teeth upon closure.

When the method of the invention is applied to the automatic shaping of a removable prosthesis, the occlusion factors which enter into the determination of the shape, are deduced by the optical impression taken in the manner described but also from a facial and buccal analysis of the patient after a number of buccal adjustments, thereby avoiding the need for study of the tem-

poral/maxillary articulation (ATM) by the extremely expensive classical means.

The occlusion can be determined by reference marking of the superior and inferior maxillaries taking separate optical impressions of the two maxillaries, forming an anterior optical grid of the adjustment markings of the two maxillaries and combining the two maxillaries based upon their reference marks at the level of the grid.

The automatic production of the prosthesis, for example, a crown, developed by the aforescribed technique, can be carried out in a number of ways:

(1) The interior of the prosthesis can be shaped in accordance with the optically determined pattern of the stump with possible modification of the determined dimensions depending upon the manner in which the prosthesis is to be attached. Thus the circuitry can introduce a factor adjusting the space to receive a cement, or can minimize the space to permit a shrink fit or a gapless joint, with due consideration of the axis of insertion and any irregularities or the like left on the stump.

(2) The exterior shape can be developed in the manner described for determination of the envelope and stored in the memory, suitably adjusted for the desired occlusion.

(3) The nature of the prosthesis can be inputted, and determination made, e.g. by selection of color or tint.

A blank having the desired properties can thereupon be selected and fixed on the NC machine tool whose cutters or tools are appropriate to the dimensions and the curves of the prosthetic device to be fabricated. Vibration of the blank should be avoided on the work-piece carrier of the machine, thereby guaranteeing a fixed point of reference for the cutting operation as well.

Known methods of programming the NC machine tool in response to the numerical commands may be utilized and the prosthesis can be machined preferably under visual monitoring provided by the visualization means mentioned previously.

For a desired precision of about 50 microns, for example, we have found that about 5 minutes is required to machine a crown. The complete fabrication of a crown, including the optical image taking, requires about 15 minutes. This contrasts with the lost wax method which generally requires more than three hours of work by the dentist and the prosthetic technician and generally a period of the order of a week for travel.

The work time is thus reduced to a twelfth and the time from taking the impression to delivery of the prosthesis can be reduced by 1/600th. Throughout biological and physiologically required conditions are fulfilled and it is possible to provide a patient with a crown some 15 minutes after preparation of the stump has been completed in accordance with the present invention.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWING

The above and other objects, features and advantages of the present invention will become more readily apparent from the following description, reference being made to the accompanying drawing in which:

FIG. 1 is a highly schematic illustration of a first embodiment of the invention in which the radiant energy is coherent light and the source is a laser;

FIG. 2 shows a detail, in elevation, of an analyzing head illustrating principles of the invention;

FIG. 3 is a diagrammatic elevation, drawn to a scale which deviates from that of the actual structure, illustrating the apparatus of the invention;

FIG. 4 is a diagram showing part of the optical system for a noncoherent light source according to the invention;

FIGS. 5, 6 and 7 are somewhat diagrammatic elevational views illustrating other principles of the invention for use with a noncoherent light source;

FIGS. 8 and 9 are path diagrams showing optical imaging systems utilizing mirrors in the optical paths;

FIG. 10 is a diagram of the system as applied to the analysis of arcades of a patient;

FIGS. 11, 12 and 13 are diagrams showing the imaging as applied to the mouth and tooth structures elsewhere than at the site of the prosthesis;

FIG. 14 is a block diagram illustrating the principles of the invention as applied echo determination of the shape of the stump and the use of a sonic or echograph technique;

FIG. 15 is a block diagram showing the circuitry of the invention including the analog-numerical or analog-digital converter, the receiving means for the reflected radiant energy, and interactive means enabling visualization of the analyzed site and especially for use with a receiver of the CCD or charge coupled photosensitive matrix type;

FIG. 16 is a plan view illustrating the determination of portions of the envelope from tangent planes for a crown;

FIG. 17 is another diagram illustrating the development of the exterior of the crown based upon the form and position of the stump analyzed by the optical imaging system of the invention;

FIG. 18 illustrates the definition of the planes and surfaces of the envelope for producing a mobile or removable prosthesis;

FIG. 19 is a diagram facilitating explanation of the positioning of the upper and lower images intervening in the determination of the actual occlusion;

FIG. 20 is an information flow diagram significant to this explanation;

FIG. 21 is another information flow diagram showing the use reference markings and other receivers for taking into consideration pathology or characteristics of the temporal-maxillary joint;

FIG. 22 is an information flow diagram appropriate to the definition of the characteristics of a fixed dental prosthesis and its fabrication utilizing the imaging method and apparatus of the invention;

FIG. 23 is an information flow diagram as applied to a removable dental prosthesis in the case of a prosthesis with antagonist;

FIG. 24 shows the simplified information flow for a movable prosthesis without antagonist;

FIG. 25 is a block diagram illustrating the automatic machining of a prosthesis and control of the machine tool by the system of the invention;

FIG. 26 illustrates one approach to fabrication of the crown;

FIG. 27 illustrates another approach to crown fabrication utilizing a pin;

FIGS. 28, 29 and 30 illustrate various geometric fundamentals for the fabrication of a crown according to the invention;

FIGS. 31-33 are diagrammatic elevational views illustrating the fabrication of the crown by machining a blank with tools of different shapes;

FIG. 34 is a diagrammatic perspective view illustrating the machining of the base of a crown;

FIG. 35 is a diagrammatic view of a numerically controlled machine for use with the present invention;

FIG. 36 is a vertical section through a blank for forming a crown and having a tenon at which the workpiece can be affixed to the machine tool; and

FIG. 37 is a section taken along the line XXXVII-XXXVII of FIG. 37.

SPECIFIC DESCRIPTION

10 FIGS. 1-13 show various embodiments of the several aspects of the invention which permit three dimensional images, by interferometry, of the details of form and dimension of an object which has been described and illustrated as the stump of a tooth but adapted to receive a crown and ground to the frustoconical configuration shown to project above the gum area represented at 1a. It should be understood that these optical systems can be utilized to analyze shape and dimension of any other object in the odontological or medical field and, since the analysis generally is effected in the mouth, the probe, probes or analysis head must be dimensioned to fit comfortably in the mouth and to be handled by the practitioner.

25 In the embodiment of FIG. 1, a laser source 2 projects a beam of coherent radiation, light, through a filter 3 via a first optical fiber 4 and a lens 5 toward the zone of the stump 1 to be analyzed. The lens 5 at the outlet end 4a of the optical fiber or "light pipe" 4, serves to spread the incident beam 5a.

A condensing lens thus collects reflected light over the window 6a of reception, and delivers the reflected light to a second optical fiber 7 which delivers it to a receiver 8 in the form of an optical-electronic transducer whose electrical output is transformed into numerical signals by an analog-numerical or analog-digital converter 9.

30 The same transparent mirror 10 along the incident light path reflects a fraction of the light in a reference light beam through a condensing lens 12 of the receiver 8.

35 Utilizing the principles of this arrangement and as shown in FIG. 2 the analyzing head 13 can be provided at the end of a flexible cable containing the light pipes. In this embodiment, two objective lenses 6' and 6'' collect the reflected rays from two opposite sides of the object 1 to be analyzed and are provided at the ends of respective optical fibers 7' and 7'' which carry respective fractions of the reflected light, the respective receivers via the light pipes or optical fibers 7' and 7''. The reference numeral 7, therefore, can refer to all of the optical fibers 7', 7'', . . . carrying respective fractions of the reflected radiation to the associated receivers. In the embodiment of FIG. 2, two opposite faces are analyzed simultaneously and, by movement of the head around the tooth 3, dimensional analysis can be obtained. The head 13 is provided with a handle 14 from which the optical fibers 4 and 7 extend, and enabling manipulation of the flexible length of cable 14' between the head 13 and the housing 15 located externally of the mouth provided with emitter 2, the receiver 8 and the converter 9.

40 Each of the optical fibers 4, 7, 7', 7'', etc. may be sheathed in an opaque flexible material to prevent damage to the eyesight of the operator or the patient.

45 FIG. 4 shows the principles of the present invention as applied to an apparatus which does not utilize coherent light.

Here the radiant energy is emitted from a light generator 17, condensing lens or otherwise focused at 18, a reference lens system 20. A receiver 8 is connected to an analog-numeric converter 9 which is connected to a micro-Moiré meter 19a and a receiver 8 which is connected to an analog-numeric converter 9. The two reference lenses 17 are of the micro-Moiré type and are close to the miniaturized workpiece.

The number of fringes is determined with precision and the ideal value at 10^{-2} mm is set. Two optical centers are selected and the focal point is determined. These various factors determine the structure.

The Moire pattern is formed when the incident light passes through the problem, it is possible to determine the lengths which do not fit in the mouth, for example, green and blue, in the analysis of the received signal. For example, below or to be provided. This is approximately 1 mm. A fix this distance on an with a probe 22 of a c directly upon the tooth in FIG. 5 which represents the construction corresponding to the utilization of optical fibers as previously described. Fixed, this fixes the distance R and the head and reference plane and ti

In FIG. 6 we have a diagram in which a single lens 24 is formed with an optical fiber here serving as a beam splitter and to retrieve the beam and to be directed by a semi-conductor 8 associated with the receiver 8.

The optical fibers are desirable and hence, the head 113 in which a lens 24 is provided directly with an optical fiber connected together to be connected by electric current source 28 and converter 9 provided in the head 113.

FIG. 8 shows a system and 31 and which carries the type previously described. The beam and to collect the beam derives from a source 17 directly and directed to the receiver 8 which illustrates a variable incident beam can be derived from source 17 directly and the object. Receivers 8 and numerical converters 9 for the analysis of two opposite sides of the object.

a numerically
present invention;
blank for form-
the workpiece
line XXXVII.

N
s of the several
ee dimensional
ls of form and
described and
pted to receive
l configuration
presented at 1a.
al systems can
on of any other
ield and, since
e mouth, the
imensioned to
handled by the

ource 2 projects
ugh a filter 3 via
he zone of the
outlet end 4a
s to spread the

ated light over
the reflected
elivers it to a
tronic trans-
med into nu-
analog-digital

the incident
n a reference
f the receiver

ement and as
be provided
e light pipes.
' and 6" col-
sides of the
at the ends of
carry respec-
pective re-
" and 7". The
to all of the
e fractions of
eivers. In the
are analyzed
head around
obtained. The
in which the
manipulation
the head 13
the mouth
nd the con-

etc. may be
revent dam-
patient.
nt invention
tilize coher-

Here the radiant energy sources 16 can each comprise a light generator 17, for example, a halogen lamp, a condensing lens or optical unit shown only diagrammatically at 18, a reference grid 19 and an objective lens or lens system 20. A receiver 21 for the noncoherent light comprises a collecting objective 20a, as reference grid 19a and a receiver 8 which also is electrically connected to an analog-numerical converter in the manner described. The two reference grids or gratings 19 and 19a are of the micro-Moire type having a threshold at 10^{-3} mm, close to the minimum.

The number of fringes or cross rulings can be determined with precision (from 1 mm to 10^{-3} mm with an ideal value at 10^{-2} mm). The distance separating the two optical centers should be known to about 0.5 mm and the focal point should be known to be about 1 mm. These various factors are fixed and defined by assembling the structure.

The Moire pattern can create a reflection problem when the incident light is white light. To avoid this problem, it is possible to operate with a range of wavelengths which do not correspond to any color present in the mouth, for example by introducing a filter which passes blue or green light or light in the range between green and blue, in the incident light path. It remains to determine or fix the distance separating the plane of analysis of the receiver 8 from the reference plane lying, for example, below or at the lower border of the crown to be provided. This distance should be known to approximately 1 mm. According to the invention, we can fix this distance on an analysis head 13 by providing it with a probe 22 of a convenient length adapted to bear directly upon the tooth stump to be analyzed as shown in FIG. 5 which represents a particularly convenient construction corresponding to the principles of FIG. 4 and utilizing optical fibers 4, 7", 7" and lines 5, 6" and 6" as previously described. Since the position of the head is fixed, this fixes the distance between the reference plane R and the head and hence the distance between this reference plane and the receiver 8.

In FIG. 6 we have shown another mounting arrangement in which a single optical fiber provided with the lens 24 is formed with a pointer or probe 22, the lens and optical fiber here serving to supply the incident light beam and to retrieve the reflected light. The latter can be directed by a semitransparent mirror 25 to the receiver 8 associated with the converter 9.

The optical fibers may not always be necessary or desirable and hence, in FIG. 7, we show an analyzing head 113 in which a light source 17 and a receiver 8 are provided directly with the lenses 5 and 6 and are connected together to form this head. The head 113 is connected by electric cords 26 and 27 with an electric current source 28 and with the analog-numerical converter 9 provided in an external housing 29.

FIG. 8 shows a system which utilizes two mirrors 30 and 31 and which can be added to an optical system of the type previously described to generate the incident beam and to collect the reflected beam. The incident beam derives from a source 17 and the reflected rays are directed to the receiver 8. As is apparent from FIG. 9, which illustrates a variation of the system of FIG. 8, the incident beam can be trained upon object 1 from the source 17 directly and by a mirror 32 so as to envelope 65 the object. Receivers 8' and 8" with respective analog-numerical converters 9' and 9" permit simultaneous analysis of two opposite faces of the object 1.

While the means previously described permits analysis of an object of relatively small dimensions, we have pointed out that it is advantageous as well to be able to analyze extended regions, e.g. to assist in developing the envelope or outer surface of the prosthesis to be fabricated. In FIG. 10, for example, we show the use of a head similar to the one already described for the analysis of the upper and lower arcades 33 and 34, or both, to establish the environment of the prosthesis in the buccal milieu. In principle this device is the same as the one described and comprises a housing containing the radiant source and the receivers, as well as the analog-numerical converters connected to these receivers. The housing 15 is connected by an optical fiber 4 to a lens 5 spreading the incident beam over the upper and lower arcades while other lenses 6 and 6" are fixed to the ends of the optical fibers 7 and 7" which pick up the reflected rays. The optics here can be considerably larger than those which must enter a limited region of the mouth and a pointer or probe such as that shown at 22 can here be used for positioning the head 113 with respect to any particular contact point in the mouth. In FIG. 11 we shall show that such a probe 22 abutting the upper palate while in FIG. 12, the probe is applied to one of the teeth. Of course, the input to the system may derive from a vestibular region (not shown) as well.

According to another feature of the invention, to the same end i.e. to enable effective siting of the prosthesis in its ultimate environment, we can effect an occlusion analysis of the frontal or lateral regions. With a probe abutting the vestibular surfaces as shown at 22 or 22a in FIG. 13. This also provides an analysis of the faces and is generally carried out after a number of facial reference marks have been applied. These reference marks can be provided preferably on the teeth, generally the incisors and premolars on the lower base of the maxillary and at the level of the condyle or the auditory foramen, thereby permitting a dynamic analysis with progressive movements of the jaw in occlusion and to the extremes of the mobility range.

In the medical and surgical realm, the numerical information can be obtained from a radiological analysis reconstituted in three dimensions or by coupling with a scanner or by vectoral correlation on a radiographic image or also by echography. Thus, we can utilize echography to assist in obtaining the optical image of a dental structure as a variant in the method previously described. The use of echographic waves is itself interesting, above all, in the determination of the contour of an organ.

As shown in FIG. 14 the echographic wave generator 35 can direct a sound wave front toward an object to be analyzed and controls a clock 36 generating a time base for the receiver 8 collecting the reflected signal via a transducer 37 and/or an amplifier 38, here as well the signals are delivered to a converter of the analog-digital type.

The process of the invention will be more readily understandable when the aspects thereof are considered with respect to the information flow diagrams of the drawing. Prior to discussing these information flow diagrams, it is important to note that, when the information is generated by a plurality of receivers, the images associated with the separate information sources must be merged or associated. This is done by the use of a reference point or elements, such as the stylus 22 or with respect to the circumference, whichever is more readily ascertainable.

It is only in this way that it is possible to establish that the entire shape has been analyzed. To this end, a space point analysis can be used, i.e. it is possible to verify whether the space between two points is constant since, if this is not the case, there is insufficient information for complete analysis of the particular region. Correction can be affected by connecting the most extreme points of a curve with the most proximal points and the total number of points will, of course, be a measure of the precision of the method.

We can also augment the values for any point as a function of the exigencies of the insertion of the prosthesis to take into consideration or compensate for erosion of section, physical properties of the cement used or the like. If a model having a "memory" is used, of course, such operations become useless.

FIG. 15 represents the method aspects for receiving the reflected signal in greater detail. Using the algorithm represented in FIG. 15 we can carry out rapid and repetitive optical analyses with simultaneous viewing which permits choice of the best image and hence with intervention by the operator in an interactive system.

Photosensitive receiver 8, preferably a charge coupled photodiode matrix, supplies the information carried by the reflected rays to a memory or information storage 39 before this information is transformed by the analog-numerical converter 9 into the output. Control of the memory, the converter and the controller 40a is effected by a controller 40 which provides the specific feed excitation.

The converter 9 is connected to an output circuit 49 which, in turn, feeds an interface 42 whose output is applied to the calculator or computer 43. A video monitor 44 can serve as the visualizing means and preferably is a color video monitor and is interactively connected to the storage circuit 39. The output order is determined at 43a in part from inputs from the computer.

The analysis system utilizing the photosensitive CCD as shown generally in FIG. 15 requires a minimum of 100 gray levels with an antiblowing system to obtain sufficient information. The "x" and "y" coordinates are given automatically in plan view and are corrected ultimately as a function of the analysis and of the removal of the point under consideration from the vertical axis. The "z" coordinate is a result of a Fourier transformation whether the signal device from a coherent light source or a noncoherent light source, although a reference grid must be used in the latter case. The mathematical algorithms which can be employed here are conventional.

The means described thus far permit the generation of an optical image in three dimensions of a tooth stump 1 and a translation of the information representing this image into a numerical form which can be handled by conventional data processing equipment and which can be used for the operation of a numerically controlled machine. This information can be used to automatically machine a crown provided that other factors are introduced, e.g. the development of the envelope or outer surface of the crown.

Reference may now be had to FIG. 16 which deals with the determination of the envelope of the future crown 45 shown in dot-dash lines in this figure.

The envelope of the crown can be determined by a calculation of the interior volume thereof. This volume is defined by planes, including an anterior plane 46 and a posterior plane 47 theoretically tangent to the adjacent teeth 48 and 49 at the points of contact between

these teeth and the tooth to be reconstituted and generated and whose practical determination can take into consideration corrective factors relating to physiological movement and to diastema.

This volume is also delimited by a lateral palatine or lingual plane 50 and by a lateral vestibular plane 51 which are tangent to the medial and lateral surfaces of the anterior and posterior teeth 48 and 49 respectively. At this point, as well, we can introduce factors relating to the type of tooth to be reconstituted, i.e. shape defining factors if, for example, the tooth is to resemble generally the shape of a lateral superior incisor, the tooth is to be substantially parallelipedal, or is to have some other generally standard shape.

Data regarding such standard shapes can be stored in memory and recalled for the definition of the envelope, can be traced on the monitor utilizing a white pen or the like, and hence can be automatically or manually selected or defined. Finally the volume is defined by an upper or occlusal plane which can be determined with the mouth normally closed as the plane passing through a high point of the opposite tooth. Where the opposite tooth is missing, this plane is defined by the high points of the plane passing through the anterior and posterior adjacent teeth.

To determine the superior plane, we can utilize the following method of establishing the mandibular kinematics.

Firstly, an impression of the mandibular is taken with precision and thus the use facets of each tooth can be determined. These facets correspond to the sliding plane of the mandibular on the maxillary thereabove. These facets, therefore, represent impressions of the mandibular movements. It has long been known that in such studies one can scarcely reconstitute the movements with total precision.

To reference or mark these zones, it is sufficient to press the two maxillaries. The contact points lie forcibly on these facets. If these planes of the respective teeth correspond, they are truly the planes of use of the mandibular. Knowing mathematically the relationship between the surface of use and the mandibular movements of these facets, the movements can be determined without requiring a dynamic study.

In the same manner, one can also determine the upper plane of the envelope. In applying to this plane the known rules with respect to occlusion, one can derive the plane by the zone of contact between the opposing tooth and the crown utilizing the tripodic, longcentric or other contact approach hitherto found to be convenient for stabilization of the arcade, for permitting mastication and for permitting normal displacements of the mandibular.

It is thus possible to obtain six planes which are tangent to the various external surfaces of a theoretical crown and, from these planes and the knowledge previously stored in memory, of the general shape of the tooth, the outer envelope can be established. The general shape can be a theoretical shape or it can be determined from an existing tooth using the head as previously described with appropriate correction for right-left symmetry. Of course, where the tooth was reasonably intact prior to grinding to form the stump, the general shape can be obtained by making an optical impression of the tooth before the grinding operation. In the latter case, the fabrication of the crown can be simplified because it is merely necessary to take an optical impression in the manner described before preparing

the stump and the stump and using the numerical co When the prosthetic space to be occupied a number of space the prosthetic tee described.

In determining crown, it can be this case, the oper the lower surface lower plane of the stump, ensuring at the low point not be visible above the crown will no soft tissue. The t can be subjected ing the curvature contact with adj For example, the outline from the shown in solid shape is progress ness e is reached are maintained.

With respect to correction can si cal envelope al the teeth of the effected for the adaption of the of the occlusal dot-dash lines at protuberances with recesses of configuration a juxtaposed wo file.

A third corre upon the dyna ously determin illary and can cade in general envelope can a able cap to the normal occlus and analyzing dimensions uti present invent

In the case FIG. 18, the c ferent. In this inferior plane plane 55, but t a single curve substantially t therefrom by function of th (i.e. the free l synthetic resi

The lower which is nont the optical in the moment geous to hav certain that ti

the stump and then taking an optical impression of the stump and using the two optical impressions to generate the numerical control signals for the machine tool. When the prosthesis is to replace a number of teeth, the space to be occupied by the prosthesis is subdivided into a number of spaces, each of which has the envelope for the prosthetic teeth therein determined in the manner described.

In determining the external shape of the theoretical crown, it can be adapted, as illustrated in FIG. 17. In this case, the operation effectively brings in coincidence the lower surface A of the theoretical crown 45 at the lower plane of the envelope, with the contour B of the stump, ensuring a minimum thickness of the material e at the low point. This will guarantee that the stump will not be visible above the gum line, and conversely that the crown will not penetrate excessively deeply into the soft tissue. The theoretical external profile of the crown can be subjected to progressive correction while retaining the curvature and while ensuring that zones of contact with adjacent teeth 48 and 49 will be formed. For example, the correction may be a reduction in the outline from the outline shown at 45 and to the outline shown in solid lines. In this manner, the theoretical shape is progressively reduced until the minimum thickness e is reached while the other constraints described are maintained.

With respect to the upper portion of the tooth, a first correction can simply center the grooves of the theoretical envelope along the general line of the grooves of the teeth of the arcade. A second correction is then effected for the static occlusion state and corresponds to adaption of the occlusal surface of the theoretical tooth of the occlusal tooth of the opposite tooth shown in dot-dash lines at 52 in FIG. 17, so that, for example, the protuberances of the opposite tooth are juxtaposed with recesses of the theoretical but corrected envelope configuration and recesses of the opposite tooth are juxtaposed with protuberances of the corrected profile.

A third correction is generated mathematically based upon the dynamic occlusion of the movements previously determined of the mandibular relative to the maxillary and can correspond to the movements of the arcade in general during the normal jaw movements. The envelope can also be determined by applying a deformable cap to the stump 1, having the patient engage in normal occlusion and thereby shape the upper plane, and analyzing the upper plane of the shaped cap in three dimensions utilizing the optical impression head of the present invention.

In the case of a removable prosthesis as shown in FIG. 18, the definition of the envelope is partially different. In this case, one must distinguish between an inferior plane 53, a superior plane 54 and a posterior plane 55, but the lateral and interior planes are joined by a single curved surface or envelope 56 which will be substantially tangent to the gingival crest, but spaced therefrom by several millimeters. This space will be a function of the most vestibular part of the prosthesis (i.e. the free border of the incisors or the edge of the synthetic resin).

The lower limit of the surface 56 is fixed at a depth which is nontraumatic to the patient and is a function of the optical impression defining the lower plane 53. At the moment that this impression is taken, it is advantageous to have the patient flex the buccal muscles to be certain that their interaction with the surface 56 will be

nontraumatic. The posterior plane 55 is determined by the anatomical elements located at the theoretical limits of the prosthesis, such as the retromolar tuberosity, the trigone, etc.

The upper plane 54, i.e. the occlusal plane of the prosthesis, can be determined by the actual position of the occlusal surface of the opposing set of teeth as described in connection with FIG. 19 herein below.

In the case where the prosthesis is to be juxtaposed with a set of teeth or at least a number of teeth remain as opposite teeth, an optical impression can be taken of the upper and lower arcades 33 and 34 as has already been described above, so that the anterior optical impression and the lateral optical impression define the anterior and lateral "screens" 57 and 58, respectively. The optical impressions of the upper and lower are then adjusted with respect to one another with the screens permitting mathematically exact positioning of them to obtain a condition of static occlusion corresponding to the occlusion of the maxillary and the mandible.

If there is or are no opposing tooth or teeth, one can operate in the manner described except that one can select the point of occlusion and thus define an intermaxillary ratio which is convenient.

For determining the dynamic occlusion, the movements of the jaw can be recorded, utilizing a similar mode of operation and/or by facial analysis of the patient utilizing the optical impression taking unit after a number of buccal reference marks are applied. If x-ray facial analysis is utilized, we can operate with three radio-opaque reference marks applied to the maxillary and visible to the optical impression-taking unit.

It is also possible to use emissive markers and to then employ an analysis table in which the emissive wave length is set forth. In this case too the markers should be visible to the optical impression-taking unit.

If a conventional reference marker is applied, it should be visible all during the analysis of the movements and the mark should be applied at locations and in such manner that their positions are fixed to a precision of 100 microns from starting to concluding the facial analysis.

If only intrabuccal marks are used, it is sufficient that they be visible all during the analysis of the movements.

The information flow diagram of FIG. 20 illustrates this latter operation as effected under the control of a viewing device or monitor 44. In the case of healthy patients, this analysis avoids the need for direct study of the temporal-maxillary articulation.

In the case of pathology, the method described may be combined with judicious analysis of muscular studies (tension, etc.) and with studying of this articulation and like factors. In the latter case, the internal reference marks and the external reference marks can include an endobuccal system which can be fixed on the teeth or on the gum, adhesively or by suction cups, and after recording the facial movements at external points, two optical impressions are taken, one with the reference points and the other for the prosthesis itself. It is thus sufficient to mathematically position the impression with respect to one another and thus not need to retain the markers. The facial movements permit determination of the mandibular movements in the space. Study of the temporal maxillary articulation permits evaluation of pathological cases with respect to occlusion and to improve the occlusion. This is also the case with muscular studies.

In a variation, it is also possible to apply here the method of use facets explained previously and to thus determine mathematically all the movements of the mandibular without having studied them in a dynamic manner. With respect to a determination of the color, the tint or like characteristics of the crown, a tooth can be studied by a known thermographic process, preferably utilizing an infrared receiver of large aperture and subjecting it to illumination by infrared rays. The colors determined automatically are addressed, after visualization in full color, if desired to the memory which can be tapped for selection of the color of the crown to be fabricated. This method can be used to permit automatic production of esthetic surfaces by automatic inclusions of coloring agents or the like in successive layers of resin or ceramic which are utilized to automatically fabricate the tooth. The algorithm of FIG. 22 summarizes the operations necessary to define the esthetic characteristics of a fixed prosthesis and to utilize them in the case of optical impressions and other inputs in the manner described. The actual fabrication of the fixed prosthesis, namely crowns, will be described below.

When dealing with the fabrication of a mobile or removable prosthesis, consideration should first be given to a movable prosthesis having antagonist or an opposing tooth. In this case, the information which can be utilized includes: optical impressions of the two maxillaries, the frontal and lateral screens, and the general movements of the maxillaries.

The following approach is used:

Optical impressions are taken of the two maxillaries and the screens. After these have been viewed and the best image selected, an analog-numerical conversion is produced for the best image data and the results are stored. It is necessary to flex the muscles so that the inferior limit of the curved envelope surface 56 will be precise.

Then a static determination of a dynamic determination of the occlusion is made to limit further the envelope volume.

From the memory, information relating to the theoretical tooth shape can be withdrawn or a manual trace applied by a light pen to the monitor can permit the ideal shape of the prosthesis to be generated for the type of maxillary and within the envelope determined.

Recall from memory of the theoretical characteristics of a tooth permits, for the given prosthesis, adoption of color or tint, adoption of the occlusion and adoption of the mandibular movements in the manner described. For esthetic reasons, fabrication is effected separately for teeth on the one hand and the plate on the other.

The method of attachment on the plate or of the teeth can then be selected and the attachment part fabricated. The attachment methods can be such as to provide stable and detachable attachment which are automatic or manual.

An echographic study is effected to determine the zones which are to be free from pressure (unloaded zones) which correspond to the gingival regions. Each of these steps can be monitored and corrected using the visualization method described in the algorithm represented in FIG. 23. The adjusting operations during fabrication will be discussed further below.

For the fabrication of a mobile prosthesis without antagonist or opposing teeth, the operations are substantially identical but require a more exact evaluation of the rest positions of the musculature of the method and

those at occlusion. For this reason, we provide a system substantially identical to that already described except for the complementary functions illustrated by the algorithm of FIG. 24 which permits a more precise analysis of the occlusion level:

Analysis of the rest position with the aid of muscle sensors and an analysis of the temporal-maxillary articulation.

Reduction of about 2 mm, for example, from the position obtained giving the occlusion position.

Theoretical combination of the two maxillaries at this latter position.

If there are teeth which can serve to support the prosthesis to be made, the computer will determine the ideal axis of insertion offering maximum stability and resulting from a combination of the dental axes considered separately where insertion is impossible, the adjustment can be made to the most stable teeth as chosen by the computer for determining the location of hooks or anchor points of the attachment under the best possible conditions.

In dentofacial orthopedics, the optical impression permits automatic study *in vivo* of the cast. This permits the development of a diagnosis and a treatment plan tooth by tooth in association with radiographic, echographic and thermographic techniques. By taking an optical impression of the arcade and of the maxillaries, it is possible to automatically calculate the constants which can be diagnostically evaluated.

In taking an optical impression of the face automatically, one can determine the basic facial constants. From the optical buccal impression and the optical facial impression, and by combining these with muscular and radiographic analysis, both the diagnostic processes and the selection of treatment can be automated in a manner which has not been possible heretofore.

By evaluating optical impression of the maxillaries and the radiological impressions of the teeth taken separately, the hooks applying traction to the teeth, their points of attachment on the teeth and/or their points of attachment to a movable prosthesis can be established in orthodonture, the same techniques can be used with, for example, an optical impression each year of a child for diagnosis automatically annually as to whether intervention is required or as to the nature of the intervention to be effected. Based upon the previews of the results empirically, it is possible to control each step of the treatment.

In dentistry, it is of course known to utilize photographs (as is the case in U.S. Pat. No. 3,861,044, previously mentioned) and it is important to recognize that a key difference with the device of the present invention is that it permits the obtaining of an optical impression which forms an image in three dimensions without use of an intermediate support such as a photograph or other means for fixing the image. It also allows for direct storage of the information utilizing only an analog-numerical conversion which greatly simplifies information storage by comparison with the preceding systems.

When it is desired to determine the most advantageous volume of an insert or inlay adapted to plug a cavity, we can utilize the following sequence of steps, far more rapidly than heretofore:

1st step: Determination of the volume of the cavity.

2nd step: Determination of the envelop planes of the cavity.

3rd step: Determination of the volume of the cavity.

4th step: Fabrication of the prosthesis.

This mode of operation applies to the fabrication of the volume of the prosthesis in the same way as the shape of the instrument.

In parodontology, the invention can resolve the temporal-maxillary articulation and the dentition of the patient with respect to the relative bone support structures. Reference marks facilitate the location of the condyle and the muscular tension can be measured. It is possible to determine the articular or muscular tension. For dentures, the position of the teeth can be determined by reference to the mobility of the teeth with respect to the optical impression described.

In surgery, the invention can be used to determine the position of an impacted tooth, etc.

In implantology, the invention can be used to take an impression of the teeth. However, if the teeth are missing, one can make use of different angles. This high precision to the need for pre-operative implants, as may be required. Visualization x-ray can be used to reconstruct and to prepare the site. In this way, secure elements of precision and guidance also permits development of the treated region to be commenced.

The programmed computer will of course determine the processed, i.e., visualized, correction. Control is effected by numeric keyboard command keys, a view graphic means permitting manipulation, change of the processed rapidly of the operations record of the patient medical manipulator. The images to be displayed depend essentially upon which the previously described.

Complex volume calculations of polyhedral

3rd step: Determination of the static and dynamic occlusion.

4th step: Fabrication of the insert or inlay.

This mode of operation is thus identical to that which applies to the fabrication of fixed prostheses. In short, the volume of the pulp chamber is evaluated in the same way as the shape of a crown, with appropriate calibration of the instrument.

In parodontology, the exploratory device of the invention can resolve diagnostic problems in dealing with the temporal-maxillary articulation, the musculature and the dentition of the patient, as well as problems with respect to the relationship between the teeth and their bone support structures. In the first case, after applying reference marks for the occlusal articulation, the position of the condyle in the glenoid cavity and the state of muscular tension can be associated therewith. It is then possible to determine whether any dissymmetry is of an articular or muscular source and to establish whether there is any other pathology connected with this relationship. For dental diagnostics, the boney contour can be determined by echography or roentgenography, with respect to the dental and mucous contours, while the mobility of the teeth is determined by successive optical impressions in accordance with the techniques described.

In surgery, the system of the invention can be utilized to determine with great precision the position of an impacted tooth, especially using echography.

In implantology, if the cavity is open, the optical impression is taken locally in the manner described. However, if the cavity cannot be readily accessed, we may make use of echography or radiography from different angles. This permits use of implants adapted with high precision to the cavity to be filled and eliminates the need for prefabricated implants. For parosseous implants, as may be used in major surgery, echographic visualization x-ray or penetrating wave visualization can be used to reference the contours of the bone exactly and to prepare displaying the piece on the monitor. In this way, we can provide a piece which can secure elements which may be fractured with great precision and guide the movements of the surgeon. It also permits developing the implants before the traumatized region is exposed or the surgical intervention is commenced.

The programming and interfacing with the operator will of course depend upon the nature of the information processed, i.e. the numerical data form, and permit visualization, control and safeguarding of the information. Control is effected from a console with an alphanumeric keyboard and provided with function command keys, a viewing screen or monitor and interactive graphic means which can be of any conventional type, permitting manipulation of the image, such as translation, change of scale and rotation. The information is processed rapidly in real time, always enabling storage of the operations which have been effected to shape a record of the patient and to permit other dental office or medical manipulations to be effected at a specific time. The images to be processed and the methods of fabrication depend essentially on the surfaces and volumes involved. The complex surfaces are defined by fractional interpolation from a network of points and curves upon which the tangency and curvature constants previously described are imposed.

Complex volumes are obtained by successive approximations of polyhedral volumes imposed by the limits of

the optical envelope and by the insertion possibilities for the prosthetic piece. The final function, of course, is the actual fabrication of the prosthesis using a numerically controlled machine tool utilizing the information elements stored in the memory. The operator need not intervene at this point because most of these functions can be preprogrammed.

The block diagram of FIG. 25 represents the principles of automatic fabrication of a prosthesis and control of the fabrication.

More particularly, we envisage two types of fabrication in the field of dental prosthesis and implantation, namely the manufacture of the support and the manufacture of one or more esthetic pieces to be affixed by the support in the oral cavity.

The production of the support is adapted to existing surfaces, e.g. those of a stump, determined by the techniques previously described. The part in contact with the mouth is thus fabricated according to known rules. For the upper part, however, various possibilities exist which are deserving of separate discussion.

For example, as shown in FIG. 26, a body 45 adapted to form the entire exposed surface of the crown and is internally provided with a cavity complementary in shape to the stump 1 and formed in one piece in the manner described. Here the body must, of course, consist of an esthetically satisfactory and biologically acceptable material, capable of being bonded to the stump and at the same time capable of being subjected to the rigors to which a dental crown may be subjected.

As shown in the lower portion of FIG. 26, the upper member 61 need not be internally shaped to correspond to the stump itself but may be formed of a standard shape, e.g. complementary to the outer configuration of a support 59 which, in turn, is internally machined in accordance with the principles of this invention based upon the optical impression of the stump while its external configuration may be shaped in accordance with a predetermined standard, the numerical data of which has been previously stored and is merely selected. In this case, protuberances 60 may be formed on the support and can engage in complementary recesses of the outer member 61 as shown for the crown 45' in FIG. 26.

When, however, the less developed stump must be utilized, e.g. because of damage to the tooth, the support 59" can have a spike 62 which can be bonded in a tapered hole 1" formed in the stump and detected in the taking of the optical impression, based upon which the support 59" is formed. The support 59" can be provided with an upwardly extending spike 60" which penetrates into the outer member 61" in forming the crown 45" of FIG. 27. The spike or pin 62 can be threaded.

The projections 60, 60" can, of course, be fixedly positioned and shaped with considerable accuracy, since they do not depend on optical impressions or the like, and can be attached to the upper members by any conventional means such as cement, metal, snap fasteners or other attachments, including screw threads and dental adhesives.

In surgery and in dentofacial orthopedics, we may fabricate supports which can serve as anchors for springs, or we may provide plates or the like for temporary retention in the mouth for orthodontic esthetic considerations.

The various pieces to be fabricated, are, of course, shaped based upon the geometry and dimensions determined by the stored data. It is possible to start from simple geometrical tooth shapes as determined by their

projections in two different planes, thereby eliminating a point by point construction of the shape which is desired in space and saving time and work in the numerical control machine.

From the standard shapes, the three dimensional correction can be made and, if desired, the machine can also select the nature of the material and the color and tint by numerical selection. Where the machine has a plurality of tools, the tools and the succession in which they are used are numerically selected, and, of course, the numerical control commands will select the advance or retraction of the workpiece and the tool and the relative movements thereof.

The numerical control machine can be a milling machine, an electroerosion machine using EDM (electric discharge machining) supplied with a succession of closely spaced machining pulses and a fine electrode, an electrochemical machining tool, e.g. of the cavity-sinking type, an electroforming machine for deposition of material, a chemical shaping system utilizing masks and the like for selectively removing material or depositing material, ultrasonic shaping machines and high energy shaping machines using lasers or the like, or combinations thereof with numerical control of transfer of the workpiece between such machines or between stations at which the operations normally effected in such machines are carried out. Finishing can be effected also automatically and can include the steps of cleaning, soldering, polishing, etc.

The machining operation can comprise removing material from a workpiece in order to impart the calculated ideal form to the latter. For this purpose, it is sufficient to utilize conventional numerical control technology to generate a numerical command program permitting the shaping of the interior and exterior of the prosthesis, to use tools which can achieve this result and to orient the workpiece and the tools and the respective trajectories to obtain the desired shape. Micromilling can be used, for example, to shape a crown and in accordance with the numerical control program, we may divide the shaping operation into three principal stages.

Firstly, we can shape the base of the crown as a closed contour 63 (FIGS. 28-30) constituted by straight line segments D or semicircles C to which the straight line segments are tangent. The radius of the smallest circle C will always be greater than that of the tool at the point of contact.

The flank of the crown extends from the contour 63 and has a divergence alpha or beta (FIG. 29) from the perpendicular to the plane of the base 63 of the crown along the boundary thereof.

The base of the crown is machined exclusively as a function of assembling adjacent machining planes 64 so as to prevent the crown from having any gum engaging portion (see FIG. 30). This base is delimited along its perimeter by the flank 65 of the crown. The junction between the base and the flank has a radius which is a function of the spherical end of the tool and is the stump for all reentrant dehedrals. The choice of the tool will depend upon the shape and dimension of the crown to be made. For machining the flank 65, for example, we may use a conical tool 66 (FIG. 31) whose half angle at its apex is equal to the angle of the skin surface. The end of a generally cylindrical tool 68 may be utilized to produce the flank 65 in a number of passes (FIG. 32) while the plane 64 of the base defines the lower limit of the tool 66 or 68 (FIGS. 31-33).

To machine the base of the crown, a tool 69 having a spherical bottom end can be used, the radius of which is equal to the radius to be formed at the bottom. Machining of the bottom is effected level by level with linear and parallel passes delimited by adjacent planes and/or by the flanks of the crown. In a general program for this purpose, it is necessary to admit of a number of base contours for the number of bottom planes and thus their relative disposition (see FIG. 34). A diagram of the principles of machining utilizing numerical control has been shown in FIG. 35 in which the numerical controller is represented at 70. The zone which is to be machined in accordance with movement in three coordinates x, y and z has been represented at 71.

The machine is located between magazines 32 and 33 which feed the material to be machined, namely a selected workpiece having the properties desired and a tool from a collection of tools. The machine 70 comprises an arm 74 for transferring the workpiece to the workpiece holder and an arm 75 for changing the tool, the magazines moving past these arms until they are halted by the numerical control.

The assembly of crown blanks 76 (see FIG. 36) is selected by the computer as a function of volume or other characteristics for the crown to be fabricated as formed. The outline of the crown 45 to be shaped has been shown in broken lines in FIG. 36. Each blank 76 is provided with an attachment projection 77 which will ultimately be removed but which serves to enable the blank to be secured on the machine. Preferably the projection 77 is of rectangular cross section as shown in FIG. 37.

The removed material, in the form of chips, filings or the like can be recycled to a foundry or other location at which the blanks are prepared for reuse.

Naturally, the invention is not limited to embodiments described to show the best mode of the invention, but embraces modifications within the spirit and scope of the appended claims.

For example, the receiver 8 may be utilized at a different point in time for vectorial correlation between two radiographic images or photographic images taken at different angles to thereby provide some or all of the information required for the optical impressions.

The analog-numerical converter 9 will preferably be in the form of a microprocessor which can be incorporated in the endobuccal assembly in a device similar to that shown in FIG. 7.

It is possible to use a first optical fiber of circular cross section to guide the instant beam and a second optical fiber of annular cross section, serving the first to guide the reflected beam.

In the optical system, it is possible to use not only mirrors, but also prisms in association with the fiber optics to permit lateral observation of the parts of the mouth which are accessible only with difficulty.

We claim:

1. A system for taking an impression of a body region for the production of a prosthesis comprising:
at least one source of nontraumatic light wave energy for generating waves and directing same at a body region to be examined whereby said waves are reflected from said region;
at least one receiver for said waves reflected from said region for generating analog intensity values representing waves reflected from said region;
an analog-numerical converter connected to said receiver for transforming said analog intensity val-

ues representin
region into n
characteristics
means receiving :
dimensional an
said region fro
designing a thr
to a finished p
fit said region;
signal processin
receiving said
forming an ou
signals for dir
for the direct i
ng of a work
said source be
one optical fib
ent light, and
optical fiber f
region, said r
another optica
lens, and a tra
cal fiber for re
said region, se
ence optical l
from said sou
as a reference
region.

2. A system for
for the productio
at least one sour
for generating
region to be
reflected fro
at least one rec
said region fi
representing
an analog-num
receiver for t
ues represen
region into
characteristic

ues representing the waves reflected from said region into numerical information representing characteristics of said region;
means receiving said numerical information for three-dimensional analysis of the shape and dimensions of said region from said numerical information and for designing a three-dimensional shape corresponding to a finished prosthesis with a contour adapted to fit said region; and

signal processing means connected to said means receiving said numerical information for transforming an output thereof into machine command signals for direct automatic control of a machine for the direct production of a prosthesis by machining of a workpiece to fit precisely to said region, said source being a source of coherent light, at least one optical fiber connected to said source of coherent light, and at least one lens associated with the optical fiber for directing coherent light onto said region, said receiver comprising a collecting lens, another optical fiber associated with said collecting lens, and a transducer connected to said other optical fiber for receiving reflected coherent light from said region, said system further comprising a reference optical path for bypassing a portion of light from said source directly to said receiver to serve as a reference enabling interference analysis of said region.

2. A system for taking an impression of a body region for the production of a prosthesis comprising:

at least one source of nontraumatic light wave energy for generating waves and directing same at a body region to be examined whereby said waves are reflected from said region;
at least one receiver for said waves reflected from said region for generating analog intensity values representing waves reflected from said region; an analog-numerical converter connected to said receiver for transforming said analog intensity values representing the waves reflected from said region into numerical information representing characteristics of said region;

45

50

55

60

65

means receiving said numerical information for three-dimensional analysis of the shape and dimensions of said region from said numerical information and for designing a three-dimensional shape corresponding to a finished prosthesis with a contour adapted to fit said region; and
signal processing means connected to said means receiving said numerical information for transforming an output thereof into machine command signals for direct automatic control of a machine for the direct production of a prosthesis by machining of a workpiece to fit precisely to said region, said waves being noncoherent light waves, and the region being analyzed by interferometric holography, said system comprising respective reference grids associated with said source and with said receiver, and means for establishing a predetermined distance between the source and the receiver and a plane of reference at said region.

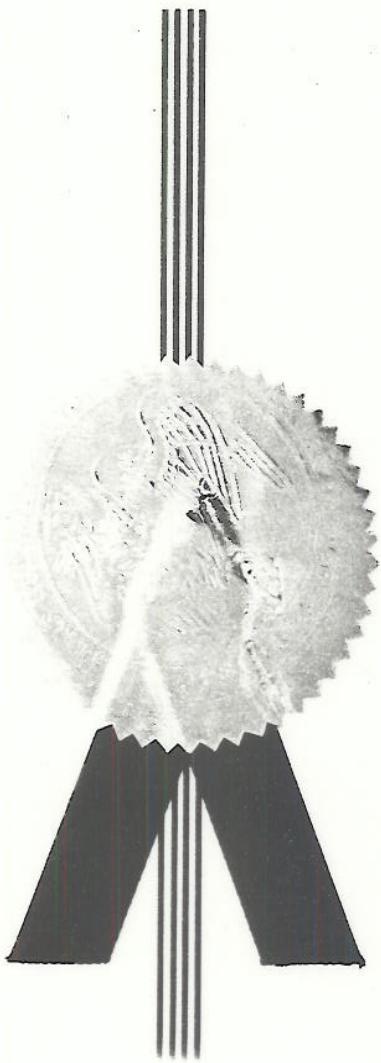
3. The system defined in claim 2, further comprising a filter associated with said source for filtering from a noncoherent light directed at said region, light of a wavelength corresponding to colors present at said region and permitting the passage only of light having a wavelength between blue and green wavelengths inclusively.

4. The system defined in claim 2 wherein said source and said receiver include portions forming an analysis head adapted to be inserted into the mouth of a patient to examine a dental region thereof constituting said region to be analyzed, said head being provided with at least one transmitter of energy and at least one receiver for corresponding energy for establishing the distance between said head and said reference plane.

5. The system defined in claim 2 wherein said source and said receiver include portions forming an analysis head adapted to be received in the mouth of a patient for examination of a dental region, said head being provided with a probe of fixed length adapted to rest against a point of said region for establishing a predetermined distance between said head and said reference plane.

* * * * *

The
United
States
of
America



The Commissioner of Patents
and Trademarks

Has received an application for a patent for a new and useful invention. The title and description of the invention are enclosed. The requirements of law have been complied with, and it has been determined that a patent on the invention shall be granted under the law.

Therefore, this

United States Patent

Grants to the person or persons having title to this patent the right to exclude others from making, using or selling the invention throughout the United States of America for the term of seventeen years from the date of this patent, subject to the payment of maintenance fees as provided by law.

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Donald D. Zieg".

Commissioner of Patents and Trademarks

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Priscilla A. Muller".

Attest

特許証

特許第1629076号

昭和58年特許願第064633号
平成02年特許出願公告第052964号

発明の名称
光学式型取り装置

特許権者
フランス国 イゼール ル グラン レムブ リュ ポール クローデル

国籍 フランス国
デュレ フランソワ

その他別紙記載

発明者

デュレ フランソワ
ミツチエル エリザベス エフ デュレ
テルモー クリストアン

この発明は、特許するものと確定し、特許原簿に登録されたことを証する。

平成3年12月20日

特許庁長官

捺印

