

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11) N° de publication : 2 692 773
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)
21) N° d'enregistrement national : 92 08128
51) Int Cl⁵ : A 61 B 5/103, 5/05, 6/00, 8/00, A 61 C 19/04, G 06 F 15/42, 15/62

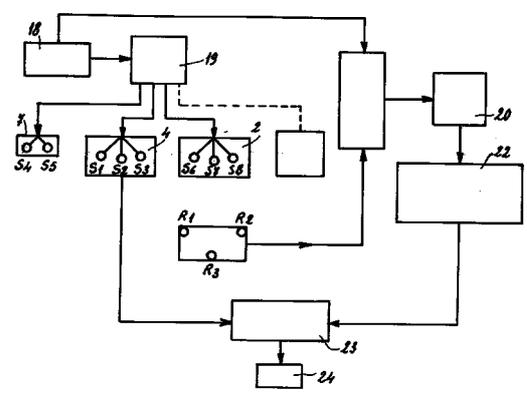
12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

22) Date de dépôt : 26.06.92.
30) Priorité :
43) Date de la mise à disposition du public de la demande : 31.12.93 Bulletin 93/52.
56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*
60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

71) Demandeur(s) : DURET François — FR.
72) Inventeur(s) : DURET François.
73) Titulaire(s) :
74) Mandataire : Cabinet Germain et Maureau.

54) Dispositif de corrélation des saisies tridimensionnelles d'organes humains.

57) Ce dispositif comporte:
· au moins trois émetteurs (S1-S8) et au moins deux récepteurs (R1-R3) fixés sur la partie d'organe à analyser, sur une caméra de saisie, et/ou sur une sonde de tracé et/ou sur un support fixe,
· une horloge de pulsations (18) reliée, d'une part, à un générateur d'impulsions (19) faisant émettre successivement les différents émetteurs (S1-S8) et, d'autre part, aux récepteurs (R1-R3) pour leur indiquer à quel émetteur correspond le signal reçu,
· un convertisseur (20) transformant l'information reçue par chaque capteur en une valeur numérique,
· un calculateur (22-23) déterminant les coordonnées de chaque émetteur par rapport à chaque récepteur, stockant les informations en fonction de chaque prise de vue, et réalisant, à partir de l'une des vues servant de référence, des corrélations de chaque vue par rapport à la vue de référence, afin d'obtenir une vue tridimensionnelle de l'organe dont la saisie est effectuée.
Application à l'odontologie.



FR 2 692 773 - A1



DISPOSITIF DE CORRELATION DES SAISIES TRIDIMENSIONNELLES D'ORGANES HUMAINS

La présente invention a pour objet un dispositif de corrélation des saisies tridimensionnelles d'organes humains avec détermination spécifique de points caractéristiques et un dispositif pour sa mise en oeuvre. En particulier, ce système propose une méthode basée sur l'analyse de la position respective de l'instrument d'analyse ou de mesure par rapport à l'organe analysé ou mesuré, et éventuellement le tout par rapport à une référence fixe.

10 Il existe différentes méthodes pour saisir la forme d'un organe humain interne ou externe.

Une première méthode consiste à réaliser une empreinte de l'organe à l'aide de produit ou pâte plus ou moins élastique, permettant d'obtenir un moule dans lequel sera coulé du plâtre, afin d'obtenir une réplique complète dudit organe. Cette méthode est très ancienne et ne nécessite aucune corrélation pour la prise d'empreinte de l'organe lui-même. Tout au plus sera mise en jeu cette corrélation, si l'on désire connaître la position relative de l'organe étudié par rapport à un autre, si ceux-ci ne sont pas solidaires. En particulier, dans le domaine dentaire ont été utilisés, depuis de nombreuses années, des corrélateurs mécaniques appelés "mordus" et "articulateurs".

Toutefois, ceux-ci supposent que l'intégralité de l'organe a été saisie en une seule prise d'empreinte et l'analyse dite corrélatrice ne vise qu'à connaître la position statique et le suivi dynamique relatif de l'un des organes par rapport à l'autre.

Une deuxième méthode dite par micropalpage, présentée par Mushabac en 1977 (US 4 182 312) puis par Becker US (US 4 411 626) et enfin par Rekow (Journal of American Dental Association, Vol 122 # 13 p 42-48 : 1991) est plus récente et consiste à micropalper la surface d'étude et, éventuellement, la restituer à l'aide d'une microfraiseuse. Là encore, aucune méthode de corrélation intra-organe n'a été proposée.

Une troisième méthode d'empreinte est dite d'exploration interne et a pour but la visualisation d'organes internes soit par les RX en deux dimensions (Tomodensitométrie ou Scanner X), soit par d'autres procédés d'investigation, en trois dimensions, mettant en jeux des rayonnements spéciaux comme l'IRM (imagerie par résonance magnétique) ou

les gamma et Béta caméras. Si ces méthodes d'exploration supposent la corrélation de coupes ou de voxels (volumes élémentaires), elles supposent la connaissance a priori de la position du corps par rapport à l'émetteur et le récepteur. Hormis le brevet FR 83 07840 au nom du Demandeur, aucune méthode de corrélation intervue n'a été proposée.

Une dernière méthode est la technique dite d'empreinte optique. Qu'il s'agisse de la stéréoscopie (Heitlinger, US 4 324 546) ou de l'interférométrie comme du moiré (Duret, US 4 611 288), elle permet de faire une lecture optique tridimensionnelle des objets photographiés. Là encore, ces méthodes proposent une corrélation inter-organe par des moyens mécaniques (Duret FR 88 15483) mais aussi des systèmes optiques (FR 82 06707) où il est proposé de suivre les mouvements de la mandibule par la lecture à l'aide d'une caméra en visualisant les mouvements respectifs de trois points sur le maxillaire supérieur et trois points sur le maxillaire inférieur. Cette méthode nouvellement introduite, comme les autres déjà citées, ne donne pas la possibilité de corrélérer différentes saisies d'un même organe. A l'exception de la première technique du FR 88 15483 qui suppose l'utilisation de trois sphères visibles dans le champ de prise d'empreinte, toutes les autres méthodes supposent ou imposent la fixation de l'objet analysé et de la caméra dans des positions connues a priori (Scanner, IRM...) du centre de calcul et d'analyse. Ainsi il est relativement courant aujourd'hui de procéder à une rotation ou un déplacement connu de l'objet face aux instruments d'analyse.

Comme le montrent les observations courantes de l'utilisateur, ces deux approches, sphères et fixations, limitent et compliquent considérablement les méthodes d'empreintes optiques et micropalpées au point que certaines sociétés encouragent la prise de vue indirecte sur un modèle ne risquant pas de bouger, plutôt que sur le patient.

Toutes les autres méthodes de corrélation d'organes utilisant des points lumineux ou autres techniques ne le font que pour le suivi dynamique des mouvements mandibulaires et, de par le nombre et la position des émetteurs et des récepteurs, elles ne peuvent ni permettre, ni optimiser la corrélation de saisies tridimensionnelles de prise d'empreinte de tout ou partie du corps analysé. Ces autres méthodes permettent entre autre le suivi du mouvement d'un organe tel que le maxillaire par rapport à un organe tel que la mandibule, donc une corrélation dynamique de deux

organes (corrélation relative) mais ne permettent pas la corrélation de plusieurs vues prises sur un même organe (corrélation absolue par rapport à un repère dépendant de la prise d'empreinte).

Enfin, le repérage des points nécessaires à la construction de la prothèse, tel que décrit dans le brevet FR 88 15483, oblige à tracer à l'écran vidéo des lignes et points importants servant à la réalisation de la future prothèse, ce qui est aléatoire et difficile pour un homme de l'art médical.

La présente invention a pour but de permettre et d'optimiser d'une façon importante la corrélation d'un ensemble de vues tridimensionnelles dentaires ou médicales d'un objet ou d'une partie de celui-ci ou de corréler plusieurs objets ayant, éventuellement, fait l'objet d'une corrélation en eux-mêmes sans connaître, a priori, la position de l'objet et de la caméra au niveau du calculateur. Elle a aussi pour but de permettre le pointage des zones spécifiques des organes comme une dent, le tracé de lignes importantes comme la ligne de finition d'une couronne et les sillons et le repérage des éléments adjacents et antagonistes nécessaires à la construction de la prothèse. En particulier, cette technique permet le repérage direct sur le modèle ou dans la bouche sans avoir à travailler sur l'écran de visualisation des vues tridimensionnelles.

A cet effet, le dispositif qu'elle concerne, comporte :

- . au moins trois émetteurs et au moins deux récepteurs fixés sur la partie d'organe à analyser, sur une caméra de saisie, et/ou sur une sonde de tracé et/ou sur un support fixe,
- . une horloge de pulsations reliée, d'une part, à un générateur d'impulsions faisant émettre successivement les différents émetteurs et, d'autre part, aux récepteurs pour leur indiquer à quel émetteur correspond le signal reçu,
- . un convertisseur transformant l'information reçue par chaque capteur en une valeur numérique,
- . un calculateur déterminant les coordonnées de chaque émetteur par rapport à chaque récepteur, stockant les informations en fonction de chaque prise de vue, et réalisant, à partir de l'un des vues servant de référence, des corrélations de chaque vue par rapport à la vue de référence, afin d'obtenir une vue tridimensionnelle de l'organe dont la saisie est effectuée.

Selon une première forme d'exécution, les émetteurs sont constitués par des diodes électroluminescentes, tandis que les récepteurs sont constitués par des capteurs photosensibles, tels que diodes ou CCD.

5 Selon une deuxième forme d'exécution, les émetteurs sont à ultra-sons, tandis que les récepteurs sont constitués par des récepteurs ultra-sonores.

10 Selon une troisième forme d'exécution, les émetteurs sont magnétiques ou électro-magnétiques, tandis que les récepteurs sont des antennes de mesure à effet Hall du champ variable en fonction de la position de l'organe qui est l'objet de la mesure, de la caméra et/ou de la sonde.

Dans le cas d'émetteurs optiques, les coordonnées de chaque émetteur sont calculées par triangulation à l'aide d'au moins deux caméras de capteurs photosensibles.

15 Dans le cas d'émetteurs à ultra-sons, les coordonnées de chaque émetteur sont déterminées par mesure des distances par propagation/réflexion d'une onde sonore, avec mise en oeuvre d'au moins trois récepteurs.

20 Dans le cas d'émetteurs magnétiques ou électro-magnétiques, les coordonnées de chaque émetteur sont déterminées par mesure de variation du champ magnétique, par mesure de l'effet Hall à l'aide d'au moins trois antennes orientées dans les trois directions de l'espace.

25 Ce dispositif comprend des moyens de commande du déclenchement de la mesure, c'est-à-dire de l'analyse des émissions concomitantes avec la prise d'empreinte optique.

Les émetteurs peuvent fonctionner en permanence, le début de la prise de vue déclenchant le stockage de l'information de la position des émetteurs, ou au contraire être mis en fonctionnement au début de la prise de vues.

30 Pour leur part, les récepteurs peuvent soit être mis en fonctionnement au moment de la prise de vue, soit fonctionner en permanence mais ne stocker les informations qu'au moment de la prise de vues.

35 De toute façon, l'invention sera bien comprise à l'aide de la description qui suit, en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemples non limitatifs, plusieurs formes d'exécution de ce dispositif :

Figures 1 à 3 sont trois vues schématiques mettant en oeuvre trois types d'émetteurs et de récepteurs ;

Figure 4 est une vue schématisant les moyens de commande du dispositif ;

5 Figure 5 est une vue d'une sonde permettant un tracé ou un pointage ;

Figure 6 est une vue en perspective d'une variante de réalisation de ce dispositif ;

10 Figure 7 est une vue en perspective de ce dispositif dans le cas de la réalisation d'empreintes sur des parties du corps indépendantes l'une de l'autre au plan dynamique ;

Figures 8 et 9 sont deux vues représentant une réalisation de tracé du pourtour d'une dent antérieure ;

15 Figure 10 est une vue d'une représentation de la corrélation entre différents moyens d'investigation du corps humain ;

Figures 11 et 12 représentent la possibilité de corrélation d'une prise d'empreinte traditionnelle en bouche par rapport à d'autres saisies d'informations.

20 La figure 1 représente un dispositif permettant la corrélation des saisies tridimensionnelles du maxillaire inférieur 2 d'un individu. Trois émetteurs 3 constitués, par exemple par des diodes électro-luminescentes, sont montés sur une caméra 4, trois émetteurs 5 sont installés sur le maxillaire inférieur, et deux émetteurs 6 sont disposés sur une sonde de repérage et de tracé de points et de lignes.

25 Ce dispositif comprend au moins deux récepteurs 8 montés sur un support fixe et stable admis comme référence. Ces récepteurs doivent être disposés à un emplacement d'où il est possible de voir, sans gêne, tous les émetteurs durant la manipulation.

30 La figure 2 est une variante d'exécution du dispositif de figure 1 dans laquelle les mêmes éléments sont désignés par les mêmes références que précédemment. Dans ce cas, les émetteurs 9, 10, 12 sont constitués par des émetteurs à ultra-sons, tandis que les récepteurs 13 sont également des récepteurs ultra-sonores.

35 Ce dispositif présente l'avantage par rapport au précédent de pouvoir travailler sans qu'il soit nécessaire que les récepteurs voient les émetteurs, ce qui simplifie considérablement les manipulations, mais oblige

à un étalonnage des milieux qui seront traversés pour éviter les risques d'erreurs.

Dans la forme d'exécution représentée à la figure 3, les émetteurs **14, 15, 16** sont des émetteurs magnétiques ou électro-magnétiques, tandis que les récepteurs sont constitués par des antennes **17** à effet Hall, de mesure du champ magnétique variable en fonction du mouvement de la caméra **4**, de la partie **2** du corps qui est l'objet de la mesure, et de la sonde **7** de tracé des lignes et des points.

La figure 4 représente schématiquement le mécanisme de commande du dispositif et de traitement des informations de celui-ci.

Une horloge de pulsations **18** est reliée à un générateur d'impulsions **19** fournissant des instructions de commande aux émetteurs **S1, S2, S3** de la caméra **4**, aux émetteurs **S4, S5** de la sonde **7**, et aux émetteurs **S6, S7, S8** de la partie **2** du corps dont l'analyse est effectuée. Cette horloge de pulsations **18** fournit également une information aux récepteurs **R1, R2** et **R3** pour leur indiquer quel est l'émetteur dont ils reçoivent, respectivement, le signal.

Cette information, optique, ultrasonique ou magnétique est convertie en valeur numérique au niveau d'une carte **20** de conversion analogique-numérique, pour être ensuite traitée dans un calculateur **22**. Ce calculateur détermine les coordonnées de chaque émetteur, puis procède aux corrélations de chaque vue sur une prise de vues servant de référence, afin d'obtenir une seule vue tridimensionnelle.

Ce traitement des corrélations est effectué au niveau d'une carte **17** associée à un système d'empreinte ou de commande assistée par ordinateur **24**.

Les pulsations fournies par l'horloge **18** sont, par exemple, au moins de **0,5 KHz** pour une précision de **50 μ m** et pour chaque émetteur, ce qui laisse largement le temps d'émettre au moins six signaux convenablement distincts et désignés provenant des émetteurs fixés sur la partie du corps analysée, et de se fixer sur la caméra ou sur la sonde de tracé. Cette vitesse peut être modifiée en fonction du rapport existant entre les mouvements parasites, la précision désirée et les moyens techniques à disposition.

En particulier, si les émetteurs sont optiques, afin d'éviter les phénomènes d'hystérésis, ou de dérives thermiques des diodes, il peut

être procédé à l'allumage et à l'extinction des diodes, par exemple avec un rythme de 2 KHz, avec une répétition minimale de quatre émissions pour permettre un affinage de l'information et l'établissement d'une moyenne pour les calculs.

5 Dans le cas d'émetteurs ultrasoniques, cette émission pouvant dépasser 50 pulsations par seconde, il sera proposé un cycle d'un minimum de deux émissions par émetteur.

 Dans la mesure où il s'agit de la variation d'un champ magnétique, cette détection étant continue, c'est au niveau des antennes de
10 mesure que se font les échantillonnage.

 Dans l'exemple de la figure 4, l'horloge émettra donc successivement des signaux **S1, S2, S3, S4, S5, S6, S7** et **S8**.

 Les cinq premiers correspondent à l'émission des émetteurs de la caméra ou de la sonde de tracé. Ce sont ensuite les émetteurs **S6, S7** et
15 **S8** correspondant aux émetteurs fixés sur la partie du corps à analyser qui émettent des signaux successifs.

 Le déclenchement de la mesure, c'est-à-dire de l'analyse des émissions des émetteurs est concomitante à la prise d'empreinte optique.

 Deux possibilités peuvent être envisagée :

20 - Selon une première possibilité, les émetteurs émettent en permanence, et la prise de vue tridimensionnelle au temps **T0** déclenche le stockage de l'information de la position des émetteurs au temps **T0**.

 - Selon une autre possibilité, les émetteurs ne sont mis en action qu'au moment de la prise de vue, ce qui nécessite un mécanisme
25 de synchronisation.

 Dans les deux cas, les récepteurs **R1, R2** et **R3** sont soit en action en permanence, mais ne stockent les informations qu'au moment de la prise de vue, soit entrent en action au moment du déclenchement de la prise de vue tridimensionnelle.

30 Afin d'éviter les erreurs de mesure, celles-ci sont répétées à plusieurs reprises, et/ou le nombre des récepteurs et de émetteurs peut être augmenté. En particulier, dans le cas des ultra-sons, il est avantageux d'avoir recours à plus de trois récepteurs.

 Afin de simplifier la structure de la sonde **7** de tracé ou de poin-
35 tage, il est suffisant d'utiliser deux émetteurs **25**, dans la mesure où l'on

connaît la distance exacte entre ces émetteurs et l'extrémité **26** formant la pointe qui vient en contact avec les zones intéressantes.

Conformément à une autre possibilité, représentée à la figure 6, le dispositif comprend des récepteurs **27** sur la partie **2** du corps à analyser, et des émetteurs **28, 29** sur la caméra et sur la sonde respectivement. Cet agencement permet de corrélér les vues de manière relative sur la première vue prise, ce qui est suffisant et limite le nombre d'émetteurs à cinq au lieu de huit.

Ce dispositif est de mise en oeuvre très simple, et présente l'avantage de pouvoir travailler en aveugle, en évitant toutes les manipulations de repérage à l'écran de l'ordinateur. Il s'agit d'un avantage essentiel car ces manipulations de repérage à l'écran sont très difficiles, voire impossibles sur des images bidimensionnelles, notamment en raison d'une représentation planaire des volumes, au caractère fixe des vues figées à l'écran, et aux ombres dans les zones d'intérêt.

En particulier, ce dispositif permet de supprimer le pointage à l'écran suivi du lissage et de la squelettisation mathématique, tels qu'ils sont décrits dans le document FR 88 15483. Ce dispositif permet une manipulation directe sur l'organe dont la saisie est réalisée, ou sur un modèle reproduisant cet organe.

Chaque fois que l'opérateur indique un point spécifique, ou un point d'une ligne comme celui d'une ligne de finition, il lui suffit d'appuyer sur un interrupteur afin de déclencher la recherche des données de positions des émetteurs par les récepteurs.

Pour augmenter la qualité de corrélation ainsi faites, il est possible au praticien de viser certains points. Ainsi, si l'utilisateur trace une ligne de finition d'une prothèse dentaire, celle-ci pourra servir de base de correction des corrélations, des vues faites entre la position des émetteurs de la caméra et les récepteurs sur l'objet ou à l'extérieur.

La mise en oeuvre du dispositif selon l'invention, dans le cas d'une application dentaire, est la suivante :

Le praticien réalise la taille de la ou des dents sur lesquelles il faut intervenir, et procède à la réalisation d'une empreinte optique soit directement en bouche, soit sur un modèle de reconstitution.

Comme montré à la figure 7, dans la mesure où le praticien travaille directement en bouche, il fixe des émetteurs au nombre de trois,

désignés par la référence **30** sur le maxillaire inférieur du patient. La prise d'empreinte en bouche a lieu à l'aide d'une sonde **7**, elle-même équipée de trois émetteurs **32**.

Ces différents émetteurs émettront, pour chaque prise de vue, le signal convenu. A trois émetteurs il est possible de substituer trois récepteurs fixés à l'extérieur, par exemple au niveau du syalitique. Ainsi, il est possible d'avoir sur la sonde les trois émetteurs et de fixer sur le corps les trois récepteurs, ou inversement. Cette méthode a l'avantage de diminuer le nombre des éléments d'analyse.

Ce dispositif permet la corrélation simple des arcades portant la préparation et des arcades antagonistes. A cet effet, on effectue un mordu selon la méthode connue, mais sans avoir à viser les informations sur l'écran. Il suffit, en effet, de pointer les informations sur le mordu, à l'aide de la sonde posée sur l'arcade de préparation.

Il est également possible de faire des empreintes sur d'autres parties du corps indépendantes dynamiquement, par exemple, dans la forme d'exécution représentée à la figure 7 sur le maxillaire supérieure. A cet effet, des émetteurs **33** au nombre de trois sont fixés sur ce maxillaire supérieur, ce qui permet d'éviter l'utilisation du mordu dentaire tel que décrit dans le brevet français **88 15483** et de repérer les points essentiels des dents antagonistes directement en bouche du patient ou sur le modèle de transfert.

La mise en oeuvre du procédé est, dans un tel cas, la suivante :

- Fixation d'émetteurs et de récepteurs en bouche du patient portant la taille de la préparation et sur la caméra et sur la sonde.

- Fixation de trois émetteurs supplémentaires sur l'arcade antagoniste.

- Mesure des positions respectives des émetteurs et récepteurs, en position bouche fermée puis en position bouche ouverte, ce qui permet de connaître le déplacement des surfaces occlusales depuis la position bouche ouverte jusqu'à la position bouche fermée.

- Sur les surfaces antagonistes, accessibles si la bouche est ouverte, sont tracés les lignes et les points importants pour une bonne occlusion. Le programme d'ordinateur applique à ces éléments dessinés avec la sonde à deux émetteurs le mouvement inverse, bouche ouverte -

bouche fermée pour les positionner tels qu'ils sont lorsque le patient sert les dents.

Pour plus de précisions, il est aussi possible de faire bouger la bouche du patient et ainsi de faire bouger les surfaces antagonistes et les éléments, sans qu'il soit nécessaire de les mesurer. Cela permet :

- de supprimer une utilisation importante des articulateurs dentaires souvent trop complexes,

- de supprimer la mise en oeuvre des articulateurs opto-électroniques, et

- d'utiliser des données statiques pour les suivis dynamiques.

En particulier, cela permet de ne suivre que le mouvements des centres et des sillons, ce qui est d'un intérêt capital et ce qui réduit l'utilisation globale de la mémoire par rapport au suivi de toutes les surfaces.

Si le praticien décide, pour des raisons personnelles et afin de ne pas changer ses habitudes, de faire une empreinte classique, il saisit et travaille son empreinte de données sur un modèle de transfert qui est soit la pâte ayant servi à la réalisation de l'empreinte, soit un modèle issu de cette dernière et coulé par exemple en plâtre. La praticien peut aussi avoir recours à cette méthode si l'accessibilité en bouche est difficile.

Dans ce cas, il procède comme suit :

- réalisation d'une empreinte classique,

- fixation sur l'empreinte ou sur le modèle issu de cette empreinte ou encore sur le support de l'empreinte ou du modèle de trois émetteurs ou de trois récepteurs,

- utilisation de la sonde ayant elle-même trois émetteurs supplémentaires ou trois récepteurs si les émetteurs sont sur le modèle,

- mise en oeuvre de la sonde indiquée précédemment.

Dans les exemples cités précédemment sont mis en oeuvre cinq émetteurs et deux récepteurs. Il est possible, pour des raisons techniques d'augmenter le nombre de récepteurs et le nombre d'émetteurs afin d'améliorer la précision.

Lorsqu'il s'agit d'utiliser des émetteurs optiques de type diodes électro-luminescentes, il est impossible de fixer les récepteurs en bouche ou sur la caméra en étant sûrs qu'ils verront ces émetteurs au moment de la prise de vue.

Dans ces conditions, seuls des émetteurs sont placés en bouche sur la sonde et sur la caméra et au moins deux récepteurs sont placés à l'extérieur dans une zone où il recevront les rayonnements lumineux.

5 Les récepteurs ultrasoniques peuvent être à l'extérieur et en nombre supérieur à trois, ce qui a l'avantage d'augmenter considérablement la précision car il est possible d'avoir des antennes larges au-dessus du corps analysé.

10 Au moment où le praticien prend l'information, il déclenche l'horloge **18** qui fait émettre successivement chaque émetteur et qui indique à chaque récepteur de quel émetteur il a reçu successivement des signaux.

15 Par une triangulation classique, et après réalisation d'une moyenne mathématique, l'ordinateur calcule les coordonnées de chaque émetteur par rapport à chaque récepteur.

Dans le cas d'émetteurs optiques, il est procédé par triangulation classique à l'aide d'au moins deux caméras comportant des capteurs photo-sensibles de type diodes, CCD ou autres.

20 Dans le cas d'ultra-sons, il est procédé en mesurant le temps séparant l'émission de la réception selon la méthode connue de mesure des distances par propagation/réflexion d'une onde sonore. Dans ce cas, il faut mettre en oeuvre au minimum trois récepteurs.

Dans le cas de la variation du champ magnétique, il faut au minimum trois antennes disposées dans les trois directions de l'espace.

25 Ces informations sont stockées en regard de chaque prise de vues, par exemple selon un système matriciel. L'une de ces vues sert de référence zéro. A l'aide d'une matrice de transformation classique, il est procédé aux corrélations de chaque vue sur la vue servant de référence, afin de n'obtenir qu'une seule vue tridimensionnelle de l'organe dont la
30 saisie a été effectuée.

De même, à partir des informations issues de la mesure de points, ou de lignes à l'aide de la sonde, chaque information est corrélée à l'aide de la même matrice sur la vue obtenue par corrélation des vues en trois dimensions. On obtient ainsi une information complète de l'objet avec
35 l'indication de certains points.

Cette technique procure de nombreux avantages :

- réduction du temps clinique de préparation en bouche et sur plâtre par la non utilisation de sphères de corrélation, toujours fastidieux ;

- confort pour le patient et pour le médecin car les sphères, utilisées de façon connue, doivent être positionnées de façon très précise et sont gênantes pour le patient ;

- aucun risque de mouvement accidentel des sphères, puisque celles-ci ne sont plus utilisées ;

- positionnement indifférent des récepteurs et des émetteurs, alors que les sphères ou toute autre forme d'indexation doivent toujours être dans le champ de lecture ;

- liberté de prise d'informations, car il n'est plus nécessaire de voir les sphères dans le champ saisi des données durant cette prise d'informations ;

- simplification de corrélation des dents adjacentes et antagonistes, car il suffit de pointer trois points communs pour repositionner les deux mâchoires en occlusion ou tout autre organe, ou d'utiliser trois émetteurs supplémentaires ;

- possibilité de travailler dans des zones inaccessibles à la corrélation ;

- gain de temps de travail clinique très important.

D'autres avantages sont explicités ci-après.

Avec les techniques traditionnelles, la définition du pourtour d'une dent antérieure reste impossible avec précision sur un écran, du fait des ombres et du travail en deux dimensions qu'impose l'écran.

Le fait de disposer d'un crayon sonde assure un tracé rigoureux, précis et facile, puisqu'il est effectué directement sur la dent ou tout autre organe avant l'intervention ou sur l'élément symétrique. Ce tracé permet le dessin correct des pourtours des dents antérieures **34**, comme montré aux figures 8 et 9.

Cette méthode permet également une présélection des zones nécessitant plus de précisions, ce qui est très important en matière d'économie de mémoire et de rapidité de calcul pour le calculateur.

Ce dispositif assure aussi la corrélation de vues à partir d'autres techniques telles que rayons X, ou autres méthodes d'investigation interne et numérique, et le prélèvement des informations de surface.

En effet, s'il existe plusieurs méthodes d'investigation du corps humain, de surface ou en profondeur, il n'existe actuellement aucune possibilité de corrélation des méthodes entre elles.

L'invention permet une telle corrélation.

5 En effet, le fait de disposer d'émetteurs ou de récepteurs radios-opaques ou même visualisables par les méthodes d'investigation interne ou fonctionnant pendant celle-ci, permet leur repérage dans ces analyses d'investigation interne, et le repérage des éléments qui servent de repères de corrélation dans les autres méthodes décrites.

10 Le fait de repérer ces informations dans, par exemple, au moins deux films d'incidences différentes mais de même origine, permet de repositionner les vues radiologiques par rapport aux vues de surface. Cette méthode est d'autant plus performante qu'elle ne met en jeu aucun élément supplémentaire que ceux décrits précédemment.

15 Ainsi, il est possible d'associer la lecture du visage, avec trois repères tels que décrits, une analyse radiologique, une mesure d'information dans la bouche, puis une analyse de mouvements dynamiques des éléments présélectionnés à la sonde par le manipulateur. Cette analyse apporte des informations visuelles fondamentales au bon déroulement d'un
20 diagnostic et/ou des éléments corrélés entre eux, pourtant issus d'analyses faites sur des champs d'applications séparés, permettant de développer un logiciel d'intelligence artificielle ou un système expert.

Il est permis d'associer des mesures de type tomодensitométrique, avec des vues de surface assurant ainsi une ouverture du corps
25 à opérer dans une région et un suivi permanent des rapports anatomiques. En particulier, cette méthode est très importante pour l'implantologie ou le forage et la mise en place d'un implant nécessitant une très bonne connaissance de la zone de travail et de son environnement pour éviter les accidents.

30 Comme montré à la figure 10, un instrument de chirurgie 35 est équipé d'émetteurs 36 permettant la numérisation de l'acte, donc son suivi dans l'univers déjà corrélé et numérisé, visualisé à l'écran. Les limites des zones étant connues, par une action interactive antérieure à l'écran, ou avec la sonde directement, un signal sonore graduel peut être émis en
35 fonction de l'approche des zones fragiles ou dangereuses. Cela est d'une importance capitale dans les interventions chirurgicales où le praticien doit,

soit travailler en aveugle, soit largement ouvrir le corps du malade. Cette technique permet de réduire les ouvertures et, par suite, d'économiser les tissus sains.

5 Enfin, dans le domaine dentaire, si le praticien veut corrélérer sa prise d'empreinte traditionnelle par rapport à d'autres saisies d'informations, il peut, comme montré aux figures 10 et 11, fixer trois émetteurs **37** sur le porte-empreinte **38** lui-même puis, après coulée des modèles, placer son porte-empreinte avec le modèle sur un support portant les récepteurs **39** et permettant toutes corrélations postérieures.

10 Comme il ressort de ce qui précède, l'invention apporte une grande amélioration à la technique existante, en fournissant un dispositif de corrélation de vues tridimensionnelles, de conception simple, offrant une haute précision, et simplifiant considérablement la tâche du praticien.

15 Comme il va de soi, l'invention ne se limite pas aux seules formes d'exécution de ce dispositif, ni à ses seules applications, décrites ci-dessus à titre d'exemples ; elle en embrasse, au contraire, toutes les variantes de réalisation.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de corrélation des saisies tridimensionnelles d'organes humains, caractérisé en ce qu'il comporte :

- . au moins trois émetteurs (S1-S8) et au moins deux récepteurs (R1-R3) fixés sur la partie d'organe à analyser, sur une caméra de saisie, et/ou sur une sonde de tracé et/ou sur un support fixe,
- . une horloge de pulsations (18) reliée, d'une part, à un générateur d'impulsions (19) faisant émettre successivement les différents émetteurs (S1-S8) et, d'autre part, aux récepteurs (R1-R3) pour leur indiquer à quel émetteur correspond le signal reçu,
- . un convertisseur (20) transformant l'information reçue par chaque capteur en une valeur numérique,
- . un calculateur (22-23) déterminant les coordonnées de chaque émetteur par rapport à chaque récepteur, stockant les informations en fonction de chaque prise de vue, et réalisant, à partir de l'une des vues servant de référence, des corrélations de chaque vue par rapport à la vue de référence, afin d'obtenir une vue tridimensionnelle de l'organe dont la saisie est effectuée.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les émetteurs sont constitués par des diodes électroluminescentes (3, 5, 6), tandis que les récepteurs sont constitués par des capteurs photosensibles (8), tels que diodes ou CCD.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les émetteurs (9, 10, 12) sont à ultra-sons, tandis que les récepteurs (13) sont constitués par des récepteurs ultra-sonores.

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les émetteurs (14, 15, 16) sont magnétiques ou électro-magnétiques, tandis que les récepteurs sont des antennes de mesure (17) à effet Hall du champ variable en fonction de la position de l'organe qui est l'objet de la mesure, de la caméra et/ou de la sonde.

5. Dispositif selon l'ensemble des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que, dans le cas d'émetteurs optiques (3, 5, 6), les coordonnées de chaque émetteur sont calculées par triangulation à l'aide d'au moins deux caméras de capteurs photosensibles.

6. Dispositif selon l'ensemble des revendications 1 et 3, caractérisé en ce que, dans le cas d'émetteurs à ultra-sons (9, 10, 12), les

coordonnées de chaque émetteur sont déterminées par mesure des distances par propagation/réflexion d'une onde sonore, avec mise en oeuvre d'au moins trois récepteurs.

5 **7.** Dispositif selon l'ensemble des revendications 1 et 4, caractérisé en ce que, dans le cas d'émetteurs magnétiques ou électro-magnétiques (14, 15, 16), les coordonnées de chaque émetteur sont déterminées par mesure de variation du champ magnétique, par mesure de l'effet Hall à l'aide d'au moins trois antennes (17) orientées dans les trois directions de l'espace.

10 **8.** Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de commande du déclenchement de la mesure, c'est-à-dire de l'analyse des émissions concomitante avec la prise d'empreinte optique.

15 **9.** Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que les émetteurs fonctionnent en permanence, le début de la prise de vue tridimensionnelle déclenchant le stockage de l'information de la position des émetteurs.

10. Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que les émetteurs sont mis en fonctionnement au début de la prise de vue.

20 **11.** Dispositif selon l'une quelconque des revendications 9 et 10, caractérisé en ce que les récepteurs sont en action en permanence, mais ne stockent les informations qu'au moment de la prise de vue.

12. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 9 et 10, caractérisé en ce que la mise en fonctionnement des récepteurs est
25 commandée au moment de la prise de vue.

FIG 1

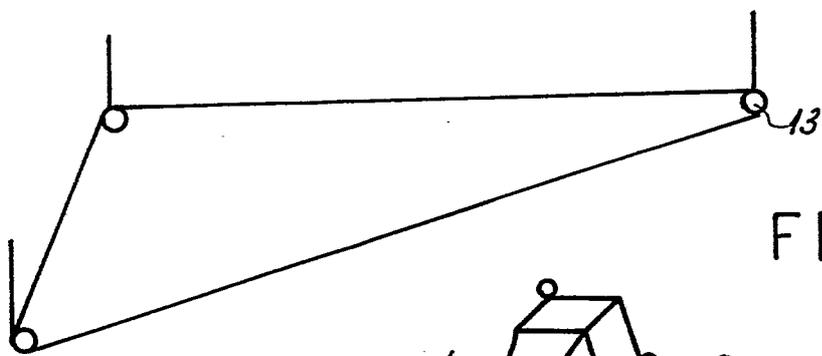
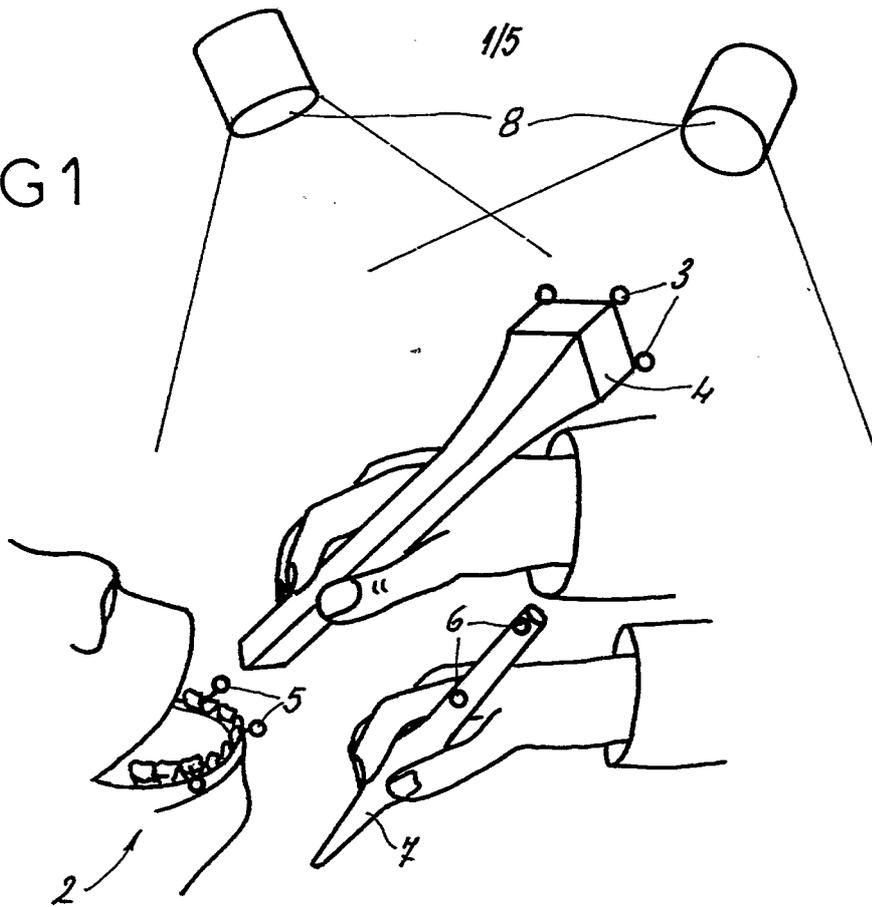


FIG 2

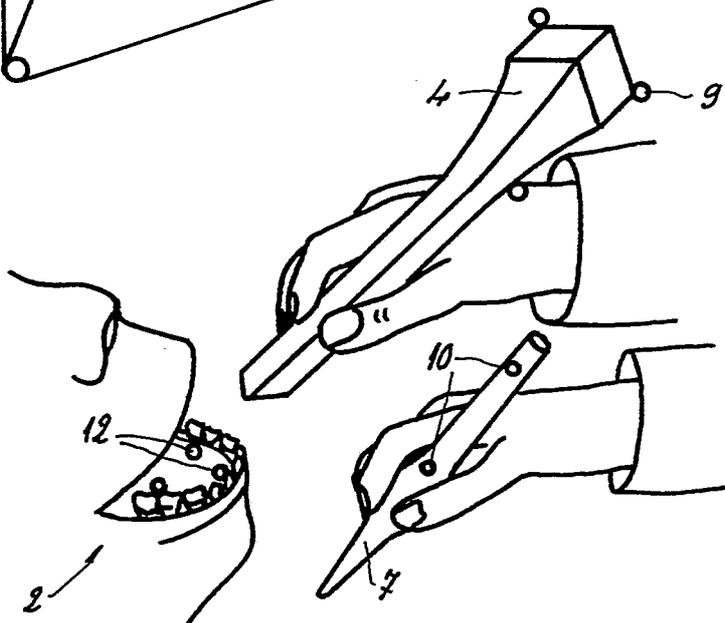


FIG 3

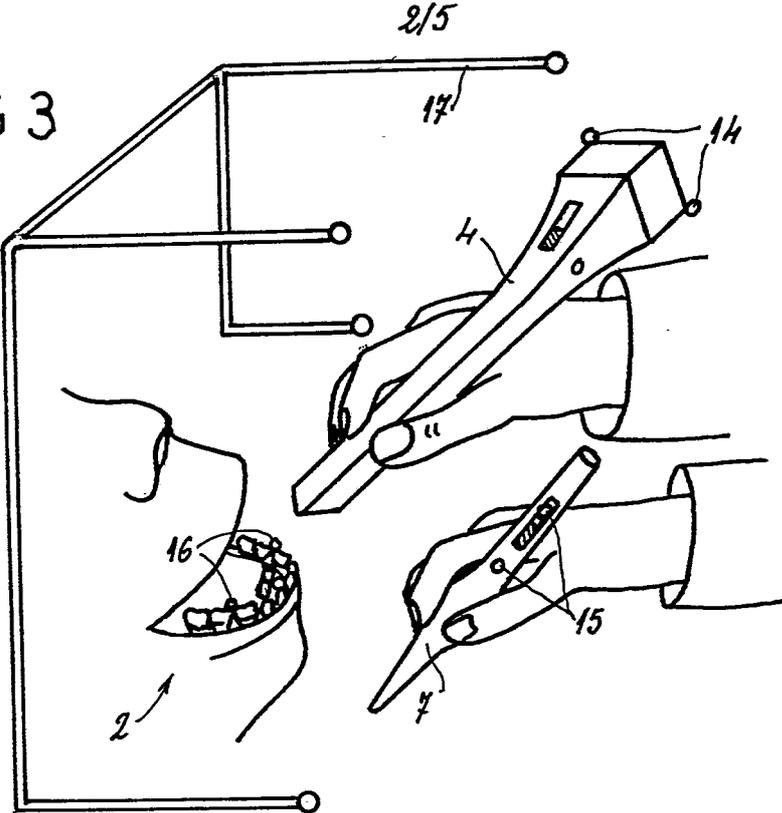
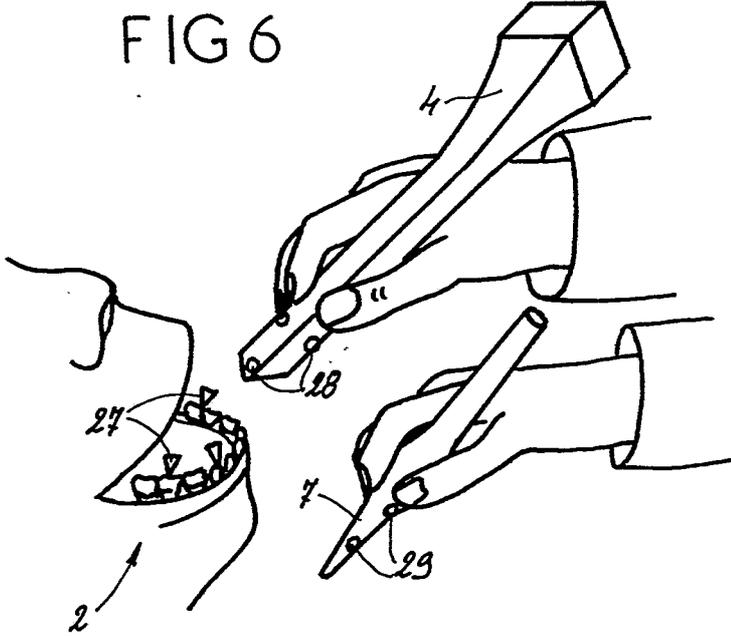


FIG 6



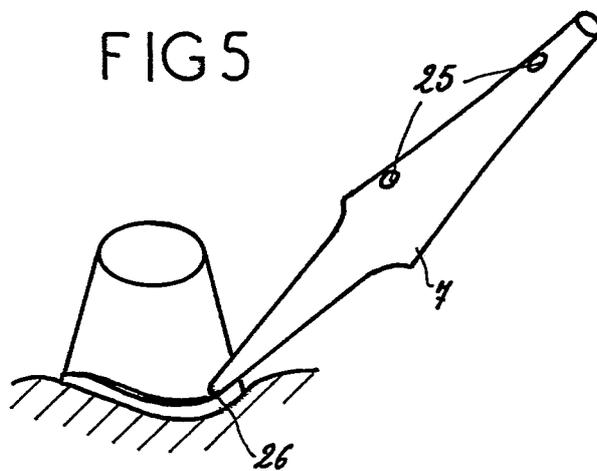
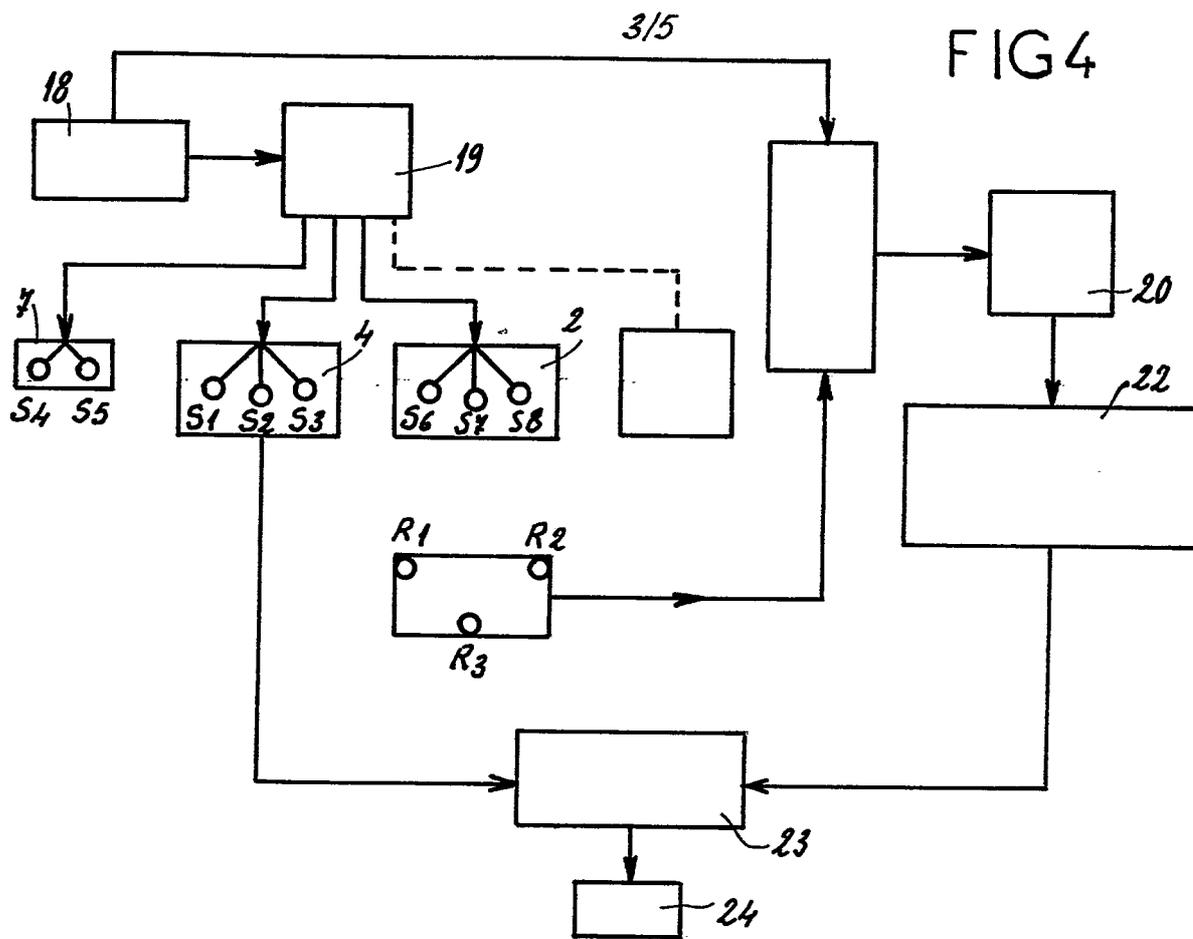


FIG 7

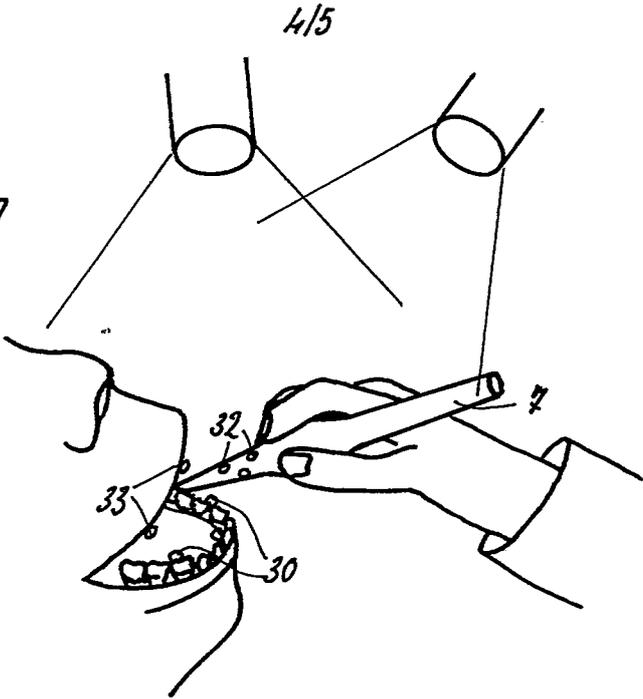


FIG 8

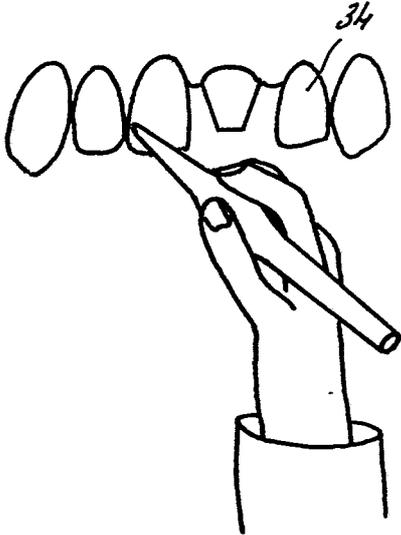


FIG 9

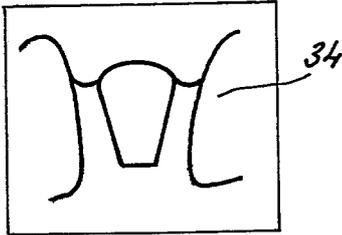


FIG 10

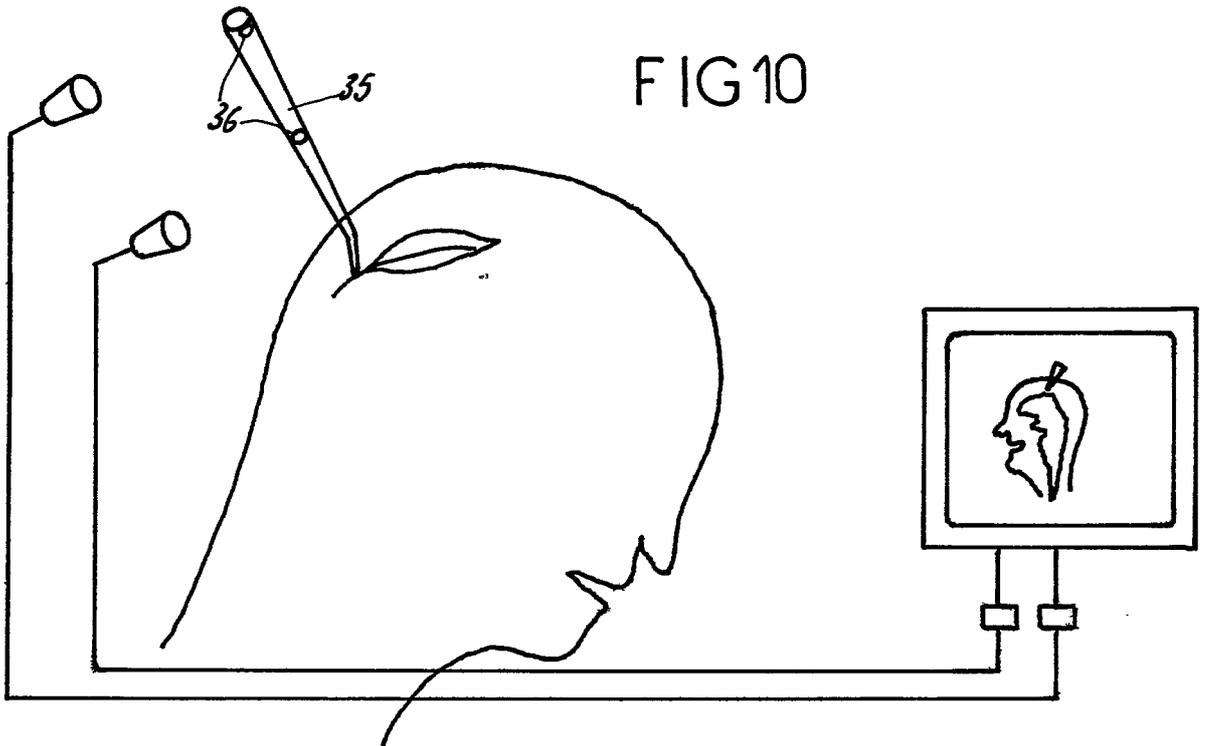


FIG 11

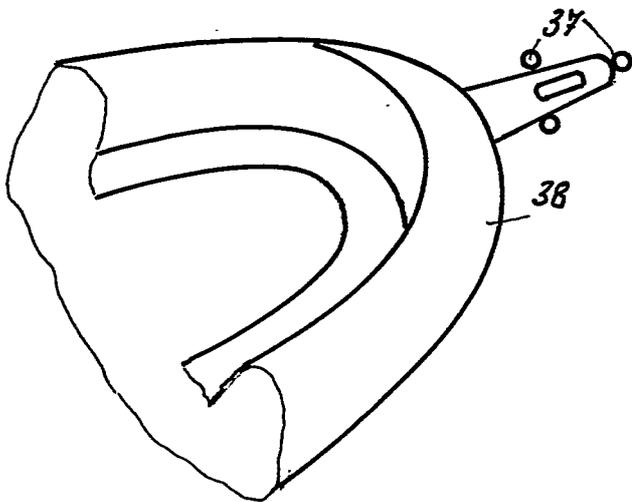


FIG 12

