

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①① N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 545 349

②① N° d'enregistrement national :

83 07840

⑤① Int Cl³ : A 61 B 6/00, 6/14, 10/00.

①②

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 4 mai 1983.

③③ Priorité :

④③ Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 45 du 9 novembre 1984.

⑥③ Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦① Demandeur(s) : DURET François. — FR.

⑦② Inventeur(s) : François Duret.

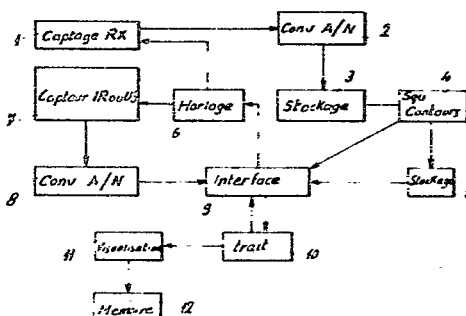
⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : Germain et Maureau.

⑤④ Procédé de saisie de la forme d'organes humains ou d'anomalies pathologiques et dispositif pour sa mise en œuvre.

⑤⑦ Ce procédé consiste à effectuer deux saisies de formes de l'organe ou des organes considérés, simultanément ou avec un très faible décalage de temps, respectivement, avec un rayonnement X 1 et avec un autre rayonnement 7 ultra-sons, infra-rouges ou R M N par exemple, puis à traiter ces deux types d'informations en vue d'obtenir une image 11 résultant de la superposition des deux saisies de formes.

Application à la réalisation de diagnostics médicaux et dentaires et au suivi d'interventions.



**PROCEDE DE SAISIE DE LA FORME D'ORGANES HUMAINS OU
D'ANOMALIES PATHOLOGIQUES ET DISPOSITIF POUR SA MISE
EN OEUVRE**

La présente invention a pour objet un procédé de saisie de la forme d'organes humains ou d'anomalies pathologiques et un dispositif pour sa mise en oeuvre.

Il existe différents procédés pour saisir la forme d'un organe humain.

Le premier d'entre eux consiste à utiliser des rayons X qui conviennent parfaitement pour visualiser le contour et la densité osseuse, mais qui, présentant l'inconvénient d'être dangereux au-delà d'une certaine valeur d'irradiation, ne peuvent être utilisés que pendant une période très courte.

En outre, les rayons X ne donnent qu'une image imparfaite des tissus non osseux et notamment des tissus mous.

D'autres procédés mettant en oeuvre des rayonnements ultra-sons, infra-rouges ou utilisant la R M N (résonance magnétique nucléaire) et le rayonnement β^+ ont l'avantage de ne pas être dangereux, de donner une bonne image des tissus, de permettre la localisation d'une zone d'échauffement en ce qui concerne par exemple les infra-rouges, mais ne donnent pas une image précise des masses osseuses, ou alors à des coûts très élevés et nécessitant une mise en oeuvre importante.

Les techniques existantes présentent donc une lacune importante dans certaines applications, telles que le suivi d'une intervention dans le domaine dentaire, gastro entérologique ou pneumologique et rendent souvent impossible le suivi d'un acte opératoire que ce soit en médecine ou autre.

A cet effet, le procédé qu'elle concerne consiste à effectuer deux saisies de formes de l'organe ou des organes considérés, simultanément ou avec un très faible décalage de temps, respectivement, avec un rayonnement X et avec d'autres rayonnements ultra-sons, infra-rouges ou R M N par exemple, puis à traiter ces deux types d'informations en vue d'obtenir une image résultant de la superposition des deux saisies de forme.

La superposition des données obtenues à partir des saisies de formes, permet la visualisation d'un bon contour osseux grâce aux

rayons X, et la visualisation des organes de tissus mous ou des contours grâce à l'autre type de rayonnement.

Selon un mode de mise en oeuvre avantageux, ce procédé consiste, après la double saisie initiale des formes, à effectuer en continu ou à intervalles de temps déterminés, de nouvelles saisies à l'aide du second rayonnement, ultra-sons, infra-rouges, R M N ou β^+ , et à superposer les images ainsi obtenues avec l'image initiale obtenue à l'aide du rayonnement X.

L'image obtenue par un rayonnement ultra-sons sera surtout utilisée pour suivre en dynamique les mouvements généraux des os ou pour suivre une intervention dans la zone objet de l'étude. L'image obtenue à partir d'un rayonnement infra-rouges sera surtout utilisée pour visualiser des échauffements physiologiques ou pathologiques.

D'autres caractéristiques de l'invention ressortiront bien de la description qui suit d'un certain nombre de modes de mises en oeuvre de ce procédé et d'un dispositif pour réaliser lesdites mises en oeuvre en référence au dessin schématique annexé dans lequel :

Figure 1 est une vue d'un schéma-bloc de la réalisation de deux saisies de formes initiales ;

Figure 2 est un schéma-bloc correspondant à plusieurs saisies de formes successives ;

Figures 3 et 4 sont deux vues schématiques de l'adaptation de deux saisies de formes différentes ;

Figures 5 et 6 sont deux vues, respectivement en perspective et en coupe transversale d'un appareil permettant les saisies de formes d'une partie de la mâchoire inférieure ;

Figure 7 est une vue de dessus d'une mâchoire inférieure et de deux appareils permettant des saisies de formes ;

Figures 8 et 9 sont deux vues, respectivement, en coupe et de dessous d'un appareil permettant des saisies de formes d'une partie de la mâchoire supérieure d'un individu ;

Figure 10 est une vue très schématique d'un dispositif de captage des rayons X ;

Figures 11 à 13 représentent trois dispositifs pour la réalisation d'une saisie des formes ;

Figure 14 est une vue générale d'un appareil permettant la saisie des formes de la mâchoire d'un individu depuis l'extérieur de

celle-ci ;

Figure 15 est une vue de détail d'une partie de cet appareil.

Comme montré à la figure 1 du dessin schématique annexé,
le procédé selon l'invention consiste à réaliser une saisie de formes
5 de la zone à étudier par l'intermédiaire de rayons X (1), à réaliser
une conversion analogique-numérique des informations recueillies dans
une zone (2), à stocker ces informations en (3), à squelettiser en (4)
le contour des formes saisies et à les stocker en (5) puis, simultanément,
ou après un très bref décalage de temps à initier à partir d'une
10 horloge (6) une saisie des formes à l'aide d'un rayonnement infra-rouges,
ultra-sons, R M N ou β^+ en (7), à réaliser une conversion analogique-
numérique en (8) des informations recueillies, à traiter, au niveau
d'un interface (9) et d'une zone (10), les informations provenant du
captage (7) et de la zone de stockage (1) du contour, afin de réaliser
15 une superposition de ces deux images en (11) qui peut être ensuite
stockée dans une mémoire en (12).

Dans la mesure où il est procédé à des captages ultérieurs
à l'aide du second rayonnement, la forme saisie est superposée avec
la forme initiale du contour obtenue à l'aide du rayonnement X et
20 stockée dans la mémoire (5).

Conformément à une autre de ses caractéristiques, ce procédé
consiste à réaliser une adaptation de l'une ou l'autre des images à
superposer, afin de permettre de réaliser une superposition correcte
de celles-ci.

25 Cette adaptation de l'une ou l'autre des images est nécessaire
pour obtenir une bonne superposition, dans la mesure où il peut se
produire un déplacement de l'émetteur et/ou du récepteur lors des
saisies de formes ultérieures à celles initiales, par rapport à l'objet
lui-même ou dans la mesure où les émetteurs et récepteurs des deux
30 types de rayonnement possèdent des positions différentes l'une de
l'autre et indépendantes.

La figure 2 représente un schéma-bloc dans lequel la case (13)
représente la saisie des formes à l'aide du rayonnement X, dont le
contour est squelettisé en (14) avant stockage en (15).

35 Il est procédé simultanément ou presque au temps t_0 à une
saisie de formes par un rayonnement ultra-sons, infra-rouges ou autre
en (16), qui donne une définition floue du contour osseux, mais nette

avec de nombreux détails indéfinissables au rayonnement X d'un canal (17) par exemple. Cette forme est squelettisée en (18) puis, après traitement superposé en (19) au contour stocké en (15), pour obtenir l'image représentée en (20). A une période ultérieure t1, il est procédé
5 à une simple saisie de formes à l'aide d'un rayonnement ultra-sons, infra-rouges ou autre en (22), qui donne lieu à une squelettisation en (23), l'image squelettisée étant traitée par rapport au contour initial à l'aide d'un adaptateur schématisé en (19) donnant en (24) une image obtenue par la superposition du contour stocké obtenu par rayonnement
10 X, et des formes saisies en (22) par le rayonnement ultra-sons, infra-rouges ou autre permettant par exemple la vision d'une sonde (25) à l'intérieur du canal (17).

L'adaptation de l'une ou l'autre des deux images à superposer peut être obtenue en repérage par un système de trois points au moins,
15 ou une grille, comme celui schématisé à la figure 3 avant squelettisation. Les trois points ou n points (grille - trame) sont fixés sur l'objet, donc se déformeront si l'angle d'analyse des capteurs varie par rapport à la perpendiculaire au plan.

Il suffit que le logiciel déforme l'image obtenue jusqu'à lui
20 donner une superposition exacte au modèle théorique de la grille. L'image globale déformée correspond forcément à la même incidence que dans la vue initiale et de ce fait la seconde vue est superposable à l'image du rayonnement X stockée de la première vue. Le même principe peut être répété n fois en temps réel ou différé pendant
25 toute l'analyse.

L'avantage de cette méthode est de rendre indépendants le logiciel de correction et l'image analysée et de pouvoir faire cette correction avant squelettisation.

L'adaptation de deux vues peut se faire en tenant compte des contours, comme représenté à la figure 4, où le contour obtenu par
30 le rayonnement X porte la référence (26), après squelettisation et la saisie des formes obtenue par ultra-sons à l'origine porte la référence (27) assurant l'obtention d'une image (28) par superposition laquelle doit être adaptée, en vue de sa superposition avec une image (29)
35 saisie ultérieurement. Après adaptation, le contour (28) a été modifié pour former le contour (30).

Cette deuxième méthode de correction dynamique consiste

à s'appuyer sur la reconnaissance de structures particulièrement nettes et visibles durant la première lecture ultra-sons ou infra-rouges (contour d'un vaisseau - rebord osseux), de l'associer à la lecture du rayonnement X et de modifier les nouvelles lectures en fonction des déformations de la projection de cette organe sur le capteur.

Ce système a l'avantage de rendre inutile l'utilisation des repères sur l'objet, mais il nécessite un logiciel plus complexe.

Cette adaptation peut également être effectuée en dynamique par correction progressive durant la déformation résultant de tel ou tel phénomène, par action sur les vecteurs de l'image, ce qui permet d'obtenir une superposition à tout moment.

Le principe de superposition de plusieurs images issues, d'une part, d'un rayonnement X et, d'autre part, d'un rayonnement infra-rouge, ultra-sons ou R M N, permet de suivre :

- un acte de traitement dans l'organe étudié, tel que pénétration d'un tire-nerf dans une dent, tout en conservant une belle image de la dent, grâce au contour obtenu avec le rayonnement X ou,
- un mouvement de l'organe lui-même tel que cinématique mandibulaire, en associant l'étude dynamique du mouvement de la mandibule à sa vue statique, et en incorporant un certain nombre de renseignements pour détecter d'éventuelles pathologies.

Il est possible d'associer aux saisies de formes indiquées précédemment des valeurs de relevés électromyographiques pour l'étude des mouvements articulaires ou des mimiques (ODF).

Après avoir effectué les deux saisies de formes initiales, il est possible de suivre les mouvements de mandibules, grâce aux ultra-sons ou aux infra-rouges qui renseignent sur des trajets et débits circulatoires et des contractions musculaires, qui peuvent être confirmés par l'électromyographie.

A ce sujet et durant les mouvements, si l'analyse porte exclusivement sur l'organe en mouvement, il sera bon de tenir comme intéressant à analyser seulement les points dont le vectoriel est à changer. On sait que mathématiquement un point qui varie dans l'espace a son vectoriel qui varie, alors qu'un point fixe ne varie pas. En appliquant ce principe à l'analyse décrite précédemment, il sera possible de suivre uniquement les mouvements dynamiques sur un fond parfaitement net (RX) et statique.

Il sera ainsi possible de suivre le mouvement des muscles d'une jambe sans ouverture, comme de suivre la progression d'un instrument médical (tire-nerf - sonde...) sans pratiquement utiliser les rayons X.

5 Associée à l'électromyographie ou toute autre méthode de diagnostic, la recherche thérapeutique sera poussée plus avant.

Il est donc très intéressant d'utiliser ce procédé pour des diagnostics endodontiques, prothétiques, paradontologiques, pédodontiques, chirurgicaux en médecine et en art dentaire.

10 C'est ainsi qu'en endodontie, il est possible de suivre la progression des instruments de fraisage par rapport à la pulpe, l'utilisation du rayonnement infra-rouge indiquant un éventuel échauffement de la pulpe. De même, il est possible de suivre l'évolution des instruments endocanalaire, évitant de traumatiser péri-apex, et guidant le geste
15 du praticien.

Les extrémités des instruments utilisés peuvent être équipées d'un émetteur d'infra-rouges pour être mieux détectables (échauffement de la pointe).

De la même manière, l'utilisation des rayonnements infra-rouges
20 ou ultra-sons associée au contour stocké en mémoire, obtenu par rayonnement X, permet de localiser et de diagnostiquer les inflammations, kystes ou autres pathologies et de situer, sans danger et avec un maximum de précisions, les lésions.

A ce sujet, il faut noter que jusqu'alors l'association d'une
25 coloration artificielle portait toujours sur les niveaux de gris (meilleure discrimination visuelle). Il est proposé d'indexer les couleurs non pas aux niveaux de gris de l'image, mais aux échauffements reconnus par les technique ultra-sons, infra-rouges ou autres. Le moniteur présentera donc une vue colorée où chaque couleur sera fonction de la chaleur. La chaleur pouvant être le reflet d'une indication pathologique,
30 il sera possible au praticien de visualiser les zones sensibles.

Si on automatise les couleurs en les liant à un tableau de pathologie, il sera possible de faire une proposition de diagnostic en fonction de la réponse à la méthode utilisée (différence entre kyste - granulome
35 - infection etc...).

L'application de ce procédé en matière de prothèses dentaires, permet de situer le rapport exact de la dent à traiter et des dents

voisines et antagonistes au niveau osseux, et de connaître sa mobilité dans tous les sens et, par suite, sa valeur de support et les possibilités de fraisage.

Pour ce faire, la détermination du volume pulpaire et surtout sa réaction au fraisage est visualisée à tout moment en infra-rouges ou ultra-sons vers un maximum de détails (rayonnement X stocké). Une élévation de température peut se matérialiser par un signal visuel (couleurs différentes) ou sonore. La mobilité peut être cotée par le déplacement des limites squelettisées de la dent.

En matière de paradontologie, le procédé selon l'invention permet de connaître les pathologies osseuses, circulatoires et nerveuses, afin de savoir comment et où agir, et également de suivre l'action des instruments au moment de l'acte et après, selon les techniques décrites ci-dessus.

En matière de chirurgie, il est possible de localiser les tumeurs, les organes, les os, les dents, tout en suivant l'acte effectué et en étudiant les rapports de la zone objet de l'analyse en ce qui concerne les veines et les artères notamment. Le suivi du déplacement de l'instrument permet d'éviter les accidents.

Le dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé comprend un émetteur et un récepteur de rayons X situés de part et d'autre de la zone à analyser, et un émetteur-récepteur d'un autre rayonnement, ultra-sons, infra-rouges ou R M N, situé du même côté de la zone à analyser, qui est le côté duquel se trouve l'émetteur de rayons X.

Les figures 5 et 6 du dessin schématique annexé représentent un appareil destiné à la saisie des formes de plusieurs dents d'une mâchoire inférieure. Cet appareil comprend un arceau (32) destiné à venir coiffer la zone à étudier, qui est maintenue en place par rapport à celle-ci, à l'aide d'une plaquette (33) prenant appui sous le menton du patient.

A proximité des deux bords de l'arceau sont prévues des canules (34) d'aspiration de la salive.

De part et d'autre de l'arceau (32) sont également prévus deux petits arceaux (35) servant de support à du coton (36) absorbant la salive. L'un des arceaux (35) porte un ensemble (37) comprenant un émetteur de rayons X, ainsi qu'un émetteur-récepteur d'un autre rayon-

nement, ultra-sons, infra-rouges ou R M N, tandis que l'autre arceau (35) porte un récepteur (38) de rayons X.

Ce dispositif est représenté vu en coupe à la figure 6.

La figure 7 représente une mâchoire équipée de deux types
5 d'appareils, à savoir dans sa partie gauche, un appareil (39) rectiligne, tel que celui représenté aux figures 5 et 6, et dans sa partie centrale un appareil (40) suivant la courbure de la mâchoire.

Les figures 8 et 9 du dessin représentent un appareil destiné à saisir les formes de la partie supérieure d'une mâchoire. A cet effet,
10 cet appareil (42) comprend au moins un arceau élastique (43) apte à venir exercer une pression sur la dent (44) sur laquelle il doit être fixé.

Du côté de la joue, il est prévu un arceau (45) portant du coton (46) absorbant la salive. Cet appareil (42) porte des ensembles émetteurs
15 récepteurs (37) et (38) disposés de part et d'autre de la dent, similaires à ceux décrits en référence aux figures 5 et 6.

Il faut noter que l'émetteur et le récepteur du rayonnement X, peuvent éventuellement être retirés après la première saisie des formes puisqu'ils ne sont plus utilisés lors de la poursuite du procédé.
20 Dans de telles conditions, il est nécessaire, pour conserver un repérage stricte, de fixer, sur l'organe étudié, un repérage quelconque indépendant du système d'émission et de captage.

Avantageusement, et comme montré à la figure 10 du dessin, le récepteur de rayons X comprend un scintillateur (47), un système
25 de transmission de l'information par fibres optiques (48) ou par un miroir, vers un capteur tel qu'un photosenseur CCD (49) matriciel ou linéaire.

Le scintillateur a pour but de transformer le rayonnement X en photons analysables par un CCD ou un tube vidicon. Si le système
30 d'analyse des photons n'est pas dans la bouche du patient, une fibre optique placée derrière le scintillateur, ou autre système transformant le rayonnement X en photons, transmet ces photons jusqu'à un CCD ou un tube vidicon.

L'utilisation d'un CCD est très intéressante car permettant
35 d'obtenir un maximum d'efficacité pour un minimum de radiations, tant dans la définition de l'image que pour la numérisation de celle-ci.

L'image infra-rouge est utilisée avec un captage par tube vidicon

ou par un CCD sensible à cette fréquence.

Dans la forme d'exécution représentée à la figure 11, l'émetteur (50) du rayonnement X et le récepteur (52) sont situés de part et d'autre de la zone (53) étudiée, l'émetteur-récepteur (54) de l'autre rayonnement étant situé du même côté que l'émetteur (50). Le récepteur (52) et l'émetteur-récepteur (54) forment un angle α dont il est souhaitable qu'il soit le plus réduit possible, pour éviter la déformation de l'image obtenue par le rayonnement X, par rapport à celle obtenue par l'autre rayonnement. Pour cela, il est possible de jouer sur la focalisation du rayonnement infra-rouge ou ultra-sons, qui répondent l'un comme l'autre aux lois de l'optique traditionnelle.

Dans la forme d'exécution représentée à la figure 12, les émetteur (55) et récepteur (56) du rayonnement X sont situés de part et d'autre de l'objet (57) à analyser. L'émetteur-récepteur (58) de l'autre rayonnement entoure concentriquement l'émetteur (55).

Dans la forme d'exécution représentée à la figure 13, dans laquelle les mêmes éléments sont désignés par les mêmes références qu'à la figure 12, l'émetteur-récepteur de l'autre rayonnement n'est pas centré par rapport à l'émetteur (55) mais décalé par rapport à celui-ci. Ceci implique la nécessité d'adaptation de l'une des deux images à l'autre.

Les figures 14 et 15 représentent un appareil permettant la saisie des formes de la mâchoire d'un individu depuis l'extérieur, nécessitant une parfaite immobilité du patient. A cet effet, il est prévu une têtère (59) et un organe (60) d'appui sur le cou du patient, les émetteurs-récepteurs (62, 63) étant disposés de part et d'autre de la mâchoire et solidaires d'un étrier (64) en forme de casque. Ce système peut être fixé sur le fauteuil du praticien.

Comme il ressort de ce qui précède, l'invention apporte une grande amélioration à la technique existante en fournissant un procédé permettant, de par sa mise en oeuvre, de cumuler les avantages de plusieurs procédés traditionnels, sans avoir les inconvénients de ceux-ci.

Comme il va de soi, l'invention ne se limite pas aux seuls modes de mises en oeuvre de ce procédé, ni aux seules formes d'exécution du dispositif, décrits ci-dessus ; elle en embrasse, au contraire, toutes les variantes. C'est ainsi notamment que l'ensemble émetteur-récepteur du rayonnement autre que RX pourrait être situé du côté du récepteur RX.

REVENDECATIONS

1. - Procédé de saisie de la forme d'organes humains ou d'anomalies pathologiques, caractérisé en ce qu'il consiste à effectuer deux saisies de formes de l'organe ou des organes considérés, simultanément
5 ou avec un très faible décalage de temps, respectivement, avec un rayonnement X et avec un autre rayonnement ultra-sons, infra-rouges ou R M N par exemple, puis à traiter ces deux types d'informations en vue d'obtenir une image résultant de la superposition des deux saisies de formes.
- 10 2. - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il consiste, après la double saisie initiale des formes, à effectuer en continu ou à intervalles de temps déterminés, de nouvelles saisies à l'aide du second rayonnement, ultra-sons, infra-rouges ou R M N, et à superposer les images ainsi obtenues avec l'image initiale obtenue
15 à l'aide du rayonnement X.
3. - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il consiste à réaliser une saisie de formes de la zone à étudier par l'intermédiaire de rayons X (1), à réaliser une conversion analogique-numérique des informations recueillies dans une zone (2), à stocker ces informations
20 tions en (3), à squelettiser en (4) le contour des formes saisies et à les stocker en (5) puis, simultanément, ou après un très bref décalage de temps à initier à partir d'une horloge (6) une saisie des formes à l'aide d'un rayonnement infra-rouges, ultra-sons, ou R M N en (7), à réaliser une conversion analogique-numérique en (8) des informations
25 recueillies, à traiter, au niveau d'un interface (9) et d'une zone (10) les informations provenant du captage (7) et de la zone de stockage (1) du contour, afin de réaliser une superposition de ces deux images en (11) qui peut être ensuite stockée dans une mémoire en (12).
4. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à
30 3, caractérisé en ce qu'il consiste à réaliser une adaptation de l'une ou l'autre des images à superposer, afin de permettre de réaliser une superposition correcte de celles-ci.
5. - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que
35 l'adaptation de l'une des images en vue de sa superposition avec l'autre image est obtenue par un système de repérage comportant au moins trois points, tel qu'une grille ou une trame, fixé sur l'organe dont la forme est à saisir, la grille de l'une des images étant déformée

si besoin est, avant squelettisation, afin d'être amenée en superposition avec la grille de l'autre image.

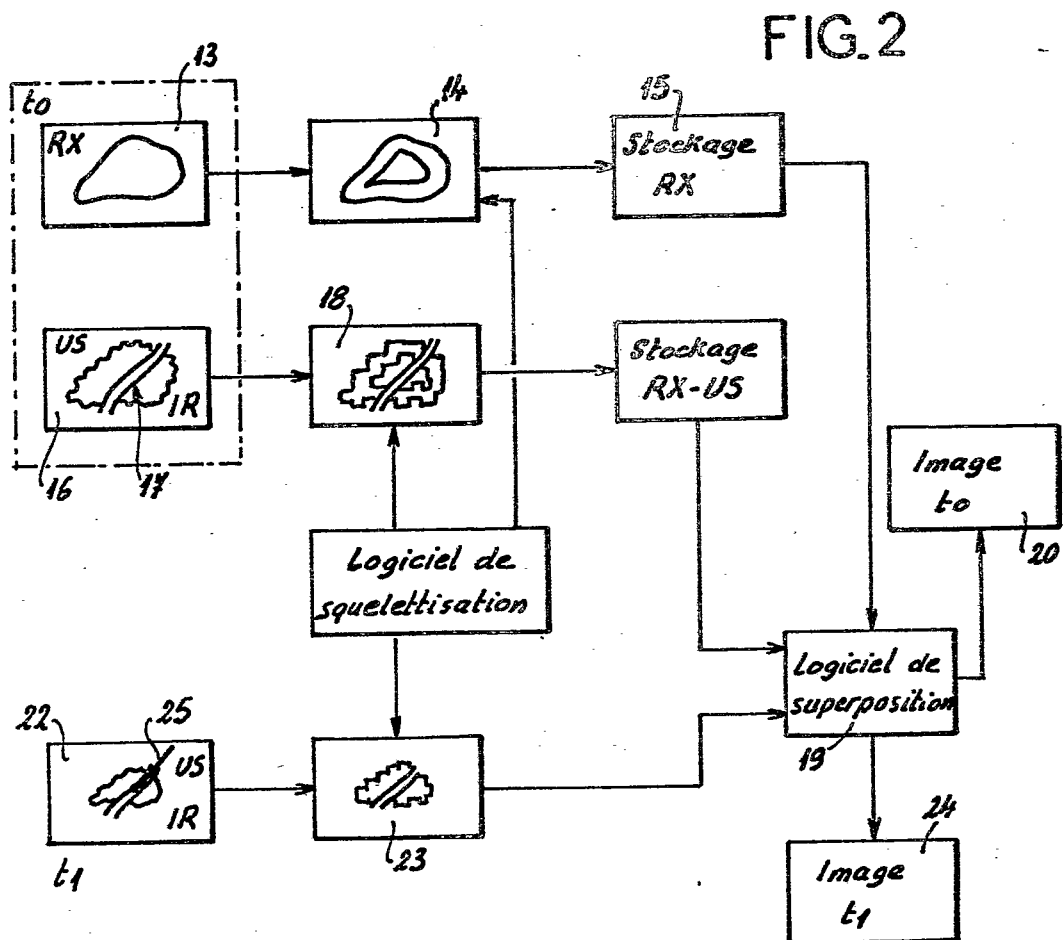
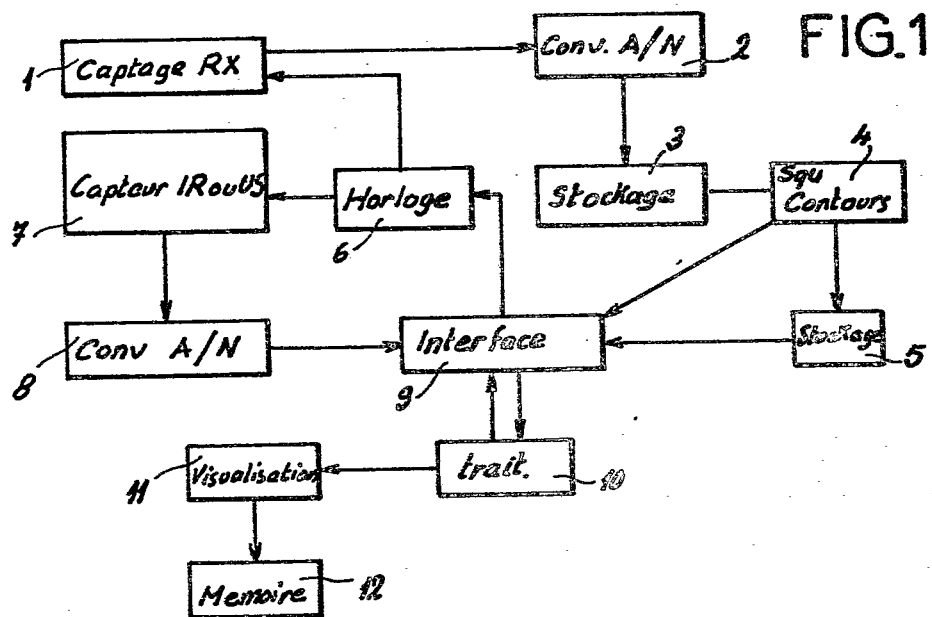
6. - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que l'adaptation de l'une des images en vue de sa superposition avec l'autre image est obtenue par déformation du contour de l'image considérée, après squelettisation du contour des deux images.

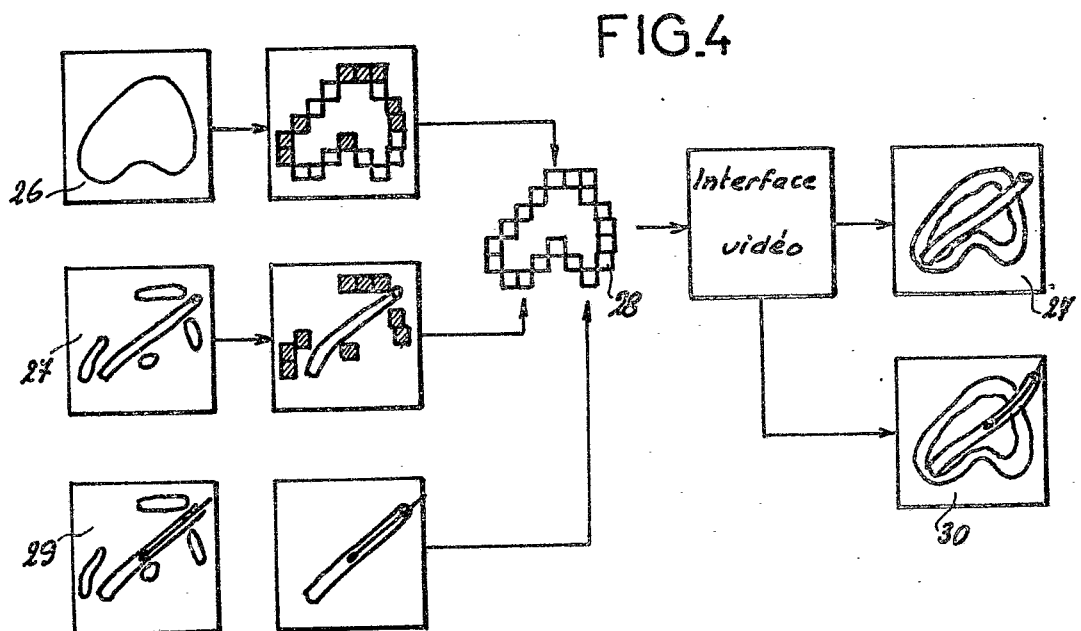
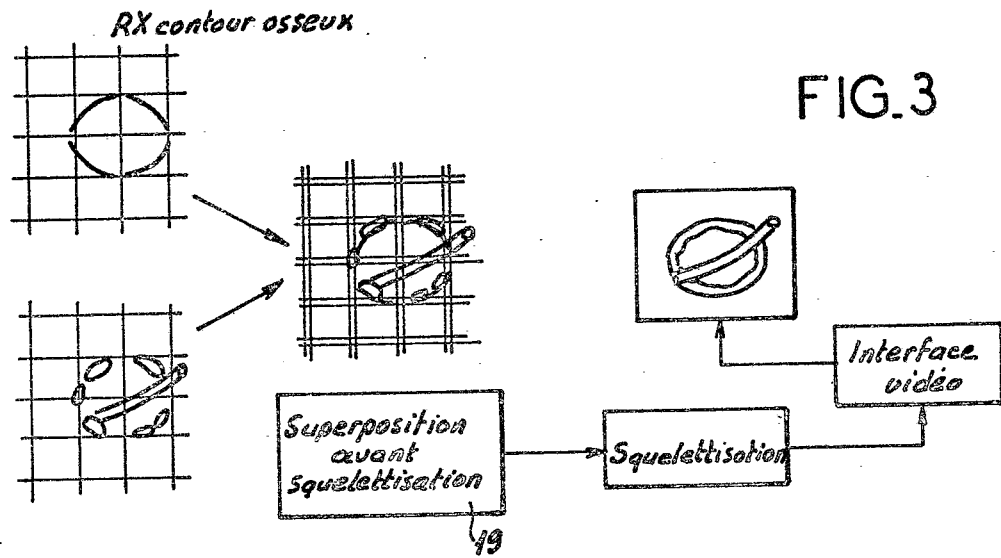
7. - Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comprend un émetteur (50, 55) et un récepteur (52, 56) de rayons X situés de part et d'autre de la zone (53, 57) à analyser, et un émetteur-récepteur (54, 58) d'un autre rayonnement, ultra-sons, infra-rouges ou R M N, situé du même côté de la zone à analyser, qui est le côté duquel se trouve l'émetteur de rayons X.

8. - Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comprend un scintillateur (47), un système de transmission de l'information par fibres optiques (48) ou par un miroir, vers un capteur tel qu'un photosenseur CCD (49) matriciel ou linéaire.

9. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 7 et 8, caractérisé en ce que, dans le cas de son application à la saisie de forme de dents, il comprend une pièce (34, 43) en forme d'arceau, destinée à venir coiffer la partie de la mâchoire comportant la zone à étudier, et portant, à ses extrémités, d'un côté (37) l'émetteur de rayons X et l'émetteur-récepteur de l'autre rayonnement et de l'autre côté le récepteur (38) de rayons X.

10. - Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que la pièce (34, 43) en forme d'arceau et les émetteurs et récepteurs (37, 38) de rayonnement sont fixés sur le siège du praticien.





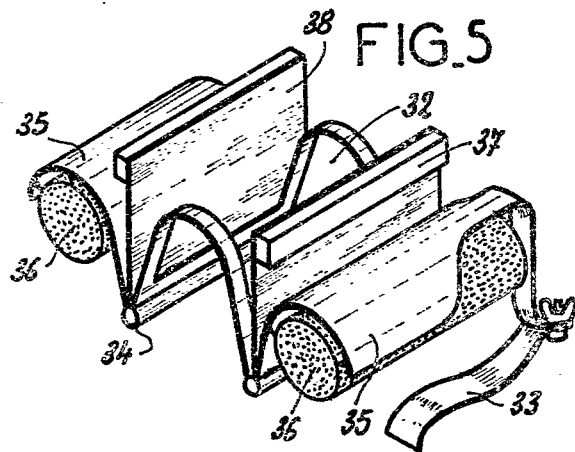


FIG. 6

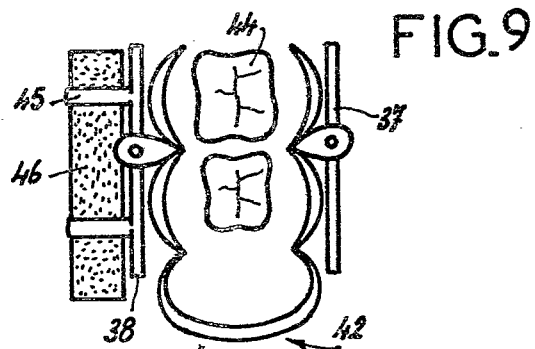
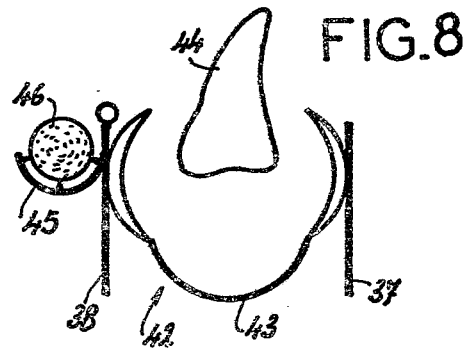
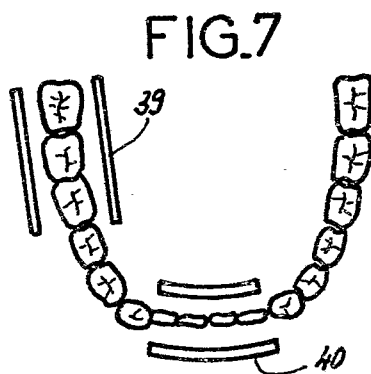
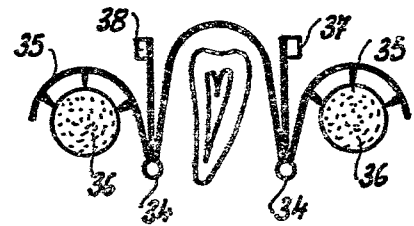


FIG.10

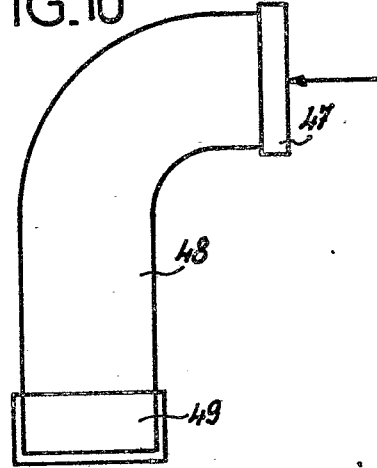


FIG.11

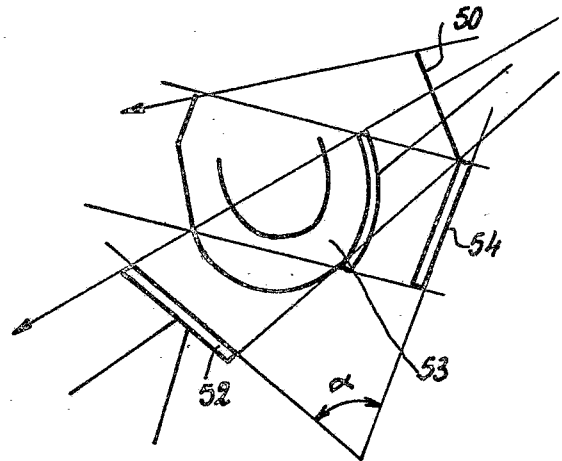


FIG.12

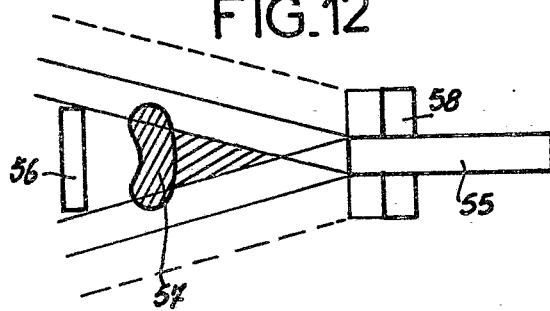


FIG.13

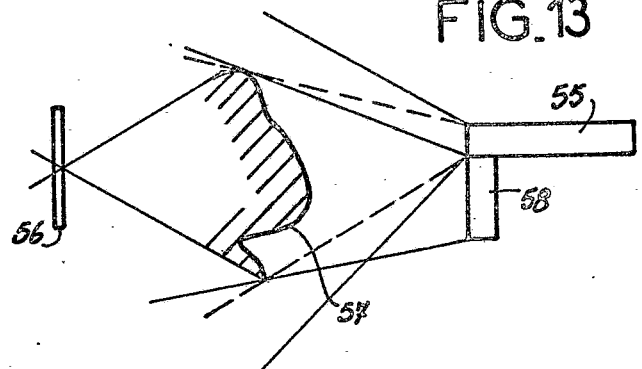


FIG.14

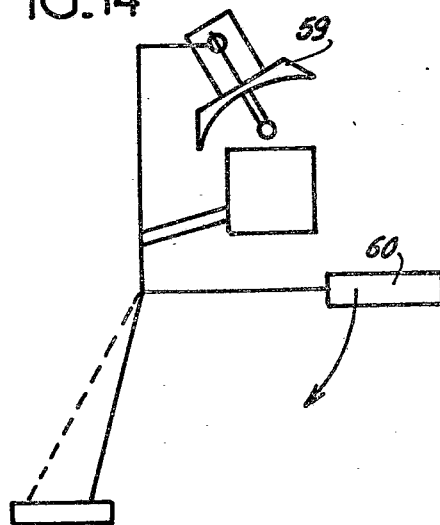


FIG.15

