

EXEMPLAIRE
CERTIFIÉ CONFORME

3e alinéa de l'article 57 du décret 79 822 du 19/9/1979



- (11) N° de publication : **2 610 821**
(à utiliser que pour les commandes de reproduction)
- (21) N° d'enregistrement national : **87 02339**
- (51) Int Cl¹ : A 61 C 19/04, 9/00; G 01 B 11/24;
G 06 F 15/42//A 61 F 2/00.

(12)

BREVET D'INVENTION

B1

(54) PROCÉDE DE PRISE D'EMPREINTE MEDICALE ET DISPOSITIF POUR SA MISE EN OEUVRE

(22) Date de dépôt : 13.02.87.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : 19.08.88 Bulletin 88/33.

(45) Date de la mise à disposition du public du brevet d'invention : 09.06.89 Bulletin 89/23.

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

Se reporter à la fin du présent fascicule

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(71) Demandeur(s) : Société anonyme dite :
HENNISON INTERNATIONAL -FR.

(72) Inventeur(s) : FRANCOIS DURET - JEAN-LOUIS BLOUIN

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : CABINET GERMAIN ET MAUREAU

FR 2 610 821 - B1



PROCEDE DE PRISE D'EMPREINTE MEDICALE ET DISPOSITIF POUR SA MISE EN OEUVRE

La présente invention a pour objet un procédé de prise d'empreinte médicale et un dispositif pour sa mise en oeuvre.

5 Le domaine d'applications de ce procédé est constitué par la saisie des formes du site d'implantation d'une prothèse dentaire fixe ou mobile et de son environnement en vue de la réalisation d'une prothèse, par l'analyse volumique en vue d'un diagnostic d'une partie de la bouche, par l'analyse de toute partie du corps humain dont le diag-
10 nostic et/ou la thérapeutique associée nécessitent sa visualisation sous forme d'images informatisées, ainsi que par toute saisie de forme en vue de la réalisation d'une prothèse telle que prothèse de hanche, auriculaire, oculaire, du genou, des doigts et d'autres articulations.

Il est connu de réaliser des prises d'empreintes médicales à l'aide d'une pâte en dentisterie, par empreinte sanglante nécessitant
15 une intervention chirurgicale, dans le domaine médical, par micro-palpation, ou par des méthodes optiques tridimensionnelles mettant en oeuvre, par exemple, des rayonnements ionisants (scanner, tomographie tridimensionnelle), des rayonnements non ionisants (photogrammétrie, stéréoscopie
20 ou méthodes interférentielles telles que holographie) ou par réception de messages (RMN ou ultra-sons).

Les méthodes mettant en oeuvre une prise d'empreinte à l'aide de pâtes sont longues et nécessitent une bonne habileté de l'opérateur. Des techniques, telles que la photogrammétrie, offrent un manque de
25 précision. D'autres techniques telles que l'holographie, sont très complexes et coûteuses à mettre en oeuvre, et offrent des performances qui sont parfois supérieures à celles strictement nécessaires.

La présente invention vise à remédier à ces inconvénients en fournissant un procédé de prise d'empreinte médicale, de conception
30 simple offrant une image en trois dimensions avec une bonne précision.

A cet effet, le procédé qu'elle concerne consiste à projeter, sur la partie du corps dont l'empreinte est à saisir, une grille à profil sinusoïdal, puis à répéter cette projection au moins deux fois, pendant un temps très bref, avec un décalage de phase entre deux projections
35 successives d'une valeur égale à $2\pi/n$, où n est le nombre de projections, à effectuer une lecture optique de chaque image projetée, à mémoriser chacune de ces images, puis à les corrélérer, en observant les variations

de l'intensité résultant des variations du décalage de phase, en chaque point de l'objet, et permettant la détermination par calcul de la profondeur de chaque point par rapport à un plan de référence, les deux autres dimensions étant définies, en fonction du système optique utilisé, dans le plan du capteur.

Le principal avantage de ce système tient dans sa grande sensibilité qui, pour la cote z correspondant à la profondeur, est de l'ordre de $P/100$, ou P est le pas du réseau projeté. Il est donc possible de travailler avec des fréquences spatiales faibles donc avec un minimum de pertes de contraste dues aux fonctions de transfert des optiques et des objets dont la forme est à saisir.

Par ailleurs, le principe de mesure nécessite des calculs relativement plus simples que ceux nécessaires dans les techniques habituelles de Moiré. Enfin, ce système est insensible aux différences de réflectivité de l'objet et permet une détermination non ambiguë du sens des déformations (creux ou bosses), ce qui est particulièrement utile pour les prises d'empreintes dentaires.

Selon un premier mode de mise en oeuvre, la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons parallèles.

Selon un autre mode de mise en oeuvre, la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons divergents et en ce que le plan de référence est perpendiculaire à l'axe de projection.

Avantageusement, ce procédé consiste à utiliser conjointement une projection complémentaire d'un deuxième système de franges, afin d'obtenir une différence de phase très précise avec une indétermination de 2π avec le premier système, et une différence grossière de phase mais sans indétermination de 2π avec le second, et la corrélation des deux résultats donne une différence de phase très précise et sans indétermination de 2π en tout point. Dans ce cas, le second système de franges est réalisé par une projection unique sans décalage et, dans ce cas, le calcul de différence de phase est effectué par une méthode de sous-échantillonnage ou une méthode de FOURRIER ou toute autre méthode équivalente d'analyse de la phase.

Selon un mode préféré de mise en oeuvre, ce procédé consiste à analyser les variations de la phase du codage déformé par l'objet dans les deux directions (x , y) définies dans le plan du capteur, en tenant compte du taux de modulation et de la réflectivité de l'objet pour pro-

duire une image binaire codée 1 si la phase existe et est continue, et codée 0 si la phase n'existe pas ou est discontinue, puis en considérant l'ensemble des images ainsi obtenues, à regrouper les images de même valeur, et à en définir la frontière par des méthodes de dilatation-érosion et de squelettisation d'objets binaires.

Afin d'obtenir une bonne précision de la mesure tout en mettant en oeuvre des calculs simples, le nombre de projections d'images de la grille sur la partie du corps à observer est au moins égal à trois.

En outre, ce procédé consiste à disposer, sur la partie du corps à observer, une pluralité de points de repères visibles dans chacune des positions de prise d'image, à effectuer plusieurs vues sous des angles différents, à détecter dans chacune des vues la position (x, y) de chaque point, puis par interpolation sur le relief, la valeur z de celui-ci, puis par association des points de repères identiques physiquement à rassembler l'ensemble des surfaces de chaque vue dans un même relief dont les coordonnées sont définies par rapport à un seul et même référentiel commun.

Avantageusement, le procédé consiste à calculer la position de chaque point de repère en x et y sur l'image de réflectivité, par analyse de l'histogramme des niveaux de gris, puis à sélectionner les taches noires d'une grosseur convenable, et enfin à donner le centre de gravité pondéré par les niveaux de gris à l'intérieur de ces micro-taches.

Il est à noter que les points de repères peuvent être constitués par des points caractéristiques de la partie du corps à étudier tels que sillon, cuspide, plateau du moignon, rayures ou des points supportés par des objets rapportés sur le corps à étudier tels que des champs dans une application dentaire ou encore par des points de repères déposés par projection d'encre ou similaire sur la partie du corps à étudier.

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 du dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé :

Figure 1 est une vue de principe des principaux éléments constitutifs de ce dispositif ;

Figure 2 est une vue très schématique de la sonde ;

Figure 3 est un schéma bloc des principaux organes constitutifs

du dispositif ;

Figure 4 est une vue en perspective d'un sous ensemble permettant la création d'un codage ;

Figure 5 est une vue de côté d'un système de modulation de phase ;

Figure 6 est une vue de côté d'un premier système de déphasage ;

Figure 7 est une vue de côté d'un second système de déphasage ;

Figure 8 est un schéma-bloc représentant le système de traitement ;

Figure 9 est une vue d'un schéma-bloc représentant la carte de traitement vidéo ;

Figure 10 est un schéma-bloc représentant la carte processeur ;

Figure 11 est un schéma-bloc représentant la carte mémoire d'images.

Comme montré à la figure 1, le dispositif comprend une sonde optique 2 reliée, d'une part, à une source lumineuse 3 et, d'autre part, à un système de traitement 4.

Le choix de la source conditionne, en grande partie, les caractéristiques du système, la source choisie tenant compte :

- d'une optimisation du spectre d'émission de la source et de la bande passante du système,

- d'une puissance adaptée pour assurer un éclairage suffisant sur le détecteur en fonction de la transmission du système,

- d'un encombrement minimal pour une puissance donnée.

Lorsque la source ne peut pas être placée dans la sonde pour des raisons d'encombrement, il est nécessaire de conduire la lumière entre la source et la sonde, ce qui peut être réalisé à l'aide d'une fibre optique. Dans ce cas, la lumière est colimatée à l'aide d'une optique de couplage à partir du centre de laquelle l'extrémité d'une fibre optique est vue sous un angle α , tel que α est inférieur ou égal à $P/4D$, où P est le pas de grille et D est la profondeur de champ maximale correspondant à une modulation correcte de la grille projetée.

La longueur d'onde de la lumière projetée peut être inférieure à $520 \mu\text{m}$, la source lumineuse émettant dans le bleu ou l'ultra-violet, ou bien la source lumineuse peut être constituée par un dispositif solide à semi-conducteur de type diode laser.

Comme montré à la figure 2, la sonde optique 2 se présente

sous la forme d'un boîtier de dimensions réduites comportant un corps 5 ainsi qu'une partie 6 adaptée pour une tenue en main par le praticien, prolongée par un bec 7 permettant les projections de codage et les reprises d'images. Si la source de lumière est constituée par une diode laser ou un autre composant du même type, elle peut être logée dans le corps 5. Dans les autres cas, la source de lumière est extérieure et le flux lumineux est conduit par une fibre optique qui peut, par exemple, être associée au câble 8, assurant le transfert des signaux électroniques entre la sonde proprement dite et le système de traitement.

La sonde optique comprend une voie de projection du codage désignée à la figure 3 par la référence générale 9, et une voie d'observation de l'image 10, l'objet dont la forme est à saisir étant défini sur cette même figure par la référence 12.

La voie de projection du codage comprend une optique de collimation 13, et un réseau 14 muni de son système de déphasage 15, et un système optique d'imagerie comprenant une optique relais 16, une optique de transport d'images 17 et un objectif de projection 18. Sur cette même figure, la source lumineuse est désignée par la référence 3, et la fibre de transfert du flux lumineux porte la référence 19.

Le principe de la méthode de profilométrie par codage de phase suppose de créer un codage de type sinusoïdal et modulé en phase. La création du codage comprend deux éléments couplés :

- le réseau, et
- le modulateur de phase.

Dans la forme d'exécution représentée à la figure 4, le réseau de transmission comprend un prisme de Wollaston 20 constitué par deux coins semblables 22 taillés dans un matériau biréfringent, par exemple du quartz, dont les axes rapide et lent sont opposés. Ce prisme est éclairé par une onde lumineuse monochromatique, et placé entre deux polariseurs 23 et 24 dont les axes sont croisés ou parallèles et font un angle de 45° avec ceux du prisme, la valeur P du pas des franges créées à l'interface du prisme étant donnée par la formule

$$P = \frac{\lambda}{2\Delta n \operatorname{tg} \theta}$$

35

où λ est la longueur d'onde de la source lumineuse,

où θ est l'angle de chacun des prismes biréfringents constituant le prisme

de Wollaston, et

Δn est la différence des indices ordinaire et extraordinaire du matériau.

L'avantage fondamental de ce système est la compensation complète des effets thermiques et mécaniques, étant donné que les rayons suivent le même trajet. Le pas du réseau est à choisir en fonction de la taille de l'objet, du grandissement du système optique et de la profondeur de champ D.

Un des avantages de la méthode de profilométrie par analyse de phases est que l'incertitude en z est de l'ordre de P/100, ce qui est avantageux pour l'étude précise de petits objets, comme tel est le cas dans une application dentaire, étant rappelé que les procédés classiques de Moiré ou interférentiels n'apportent qu'une précision inférieure ou égale à P/10.

Pour l'application au domaine dentaire, un pas de réseau entre 1 et 1,5 mm au niveau du plan de référence peut, avantageusement, être retenu.

La modulation de phase correspond pratiquement à M translations optiques du réseau d'une quantité nP/M, si l'on fait M images, où P est le pas du réseau et n est un nombre entier compris entre 0 et M, M étant généralement égal à 3 ou 4 pour des raisons de commodités de calculs.

Ces translations peuvent être obtenues par un déplacement mécanique du réseau, par un procédé optique ou par un modulateur électro-optique.

En faisant, comme montré à la figure 5, tourner une lame de verre d'indice n et d'épaisseur e dans un faisceau parallèle, on provoque un déplacement latéral de ce faisceau d'une valeur S telle que

$$S = e \frac{\sin(i-r)}{\cos(r)}$$

où i est l'angle d'incidence du faisceau sur la lame, et r est l'angle réfracté, ces angles étant liés par la relation

$$\sin i = n \sin r$$

En lumière polarisée, il est possible d'utiliser des lames de phase pour créer la modulation souhaitée.

Comme montré à la figure 6, des lames de déphasage connues sont successivement introduites entre le polariseur et le prisme

de Wollaston 22. On crée ainsi un déphasage du réseau de la valeur du déphasage de la lame de phase. Les différentes lames 26 peuvent être montées sur un barillet 27 motorisé dont la rotation est synchronisée avec la prise d'image.

5 Selon une autre possibilité, représentée à la figure 7, une lame quart d'onde 28 est placée après le prisme de Wollaston, son axe étant parallèle à l'axe du polariseur. En faisant tourner l'analyseur 24 de 180° , on sélectionne en continu une valeur de déphasage entre 0 et 2π .

10 Pour faire tourner les lames, il est possible d'utiliser soit un moteur pas à pas, soit un moteur à courant continu. Dans le cas du moteur pas à pas, la position des lames est connue par comptage de pas à partir d'une position 0. Cette position peut être déterminée par utilisation d'un disque fendu présentant une ouverture, qui lui en est perpendiculaire, et fixé à l'arbre du moteur ou du barillet. Une photo-

15 diode éclaire le disque d'un côté et une cellule photo-électrique observe de l'autre côté. Au passage du trou ou de la fente, devant la photodiode, la cellule s'active et émet un signal vers le système de traitement.

Dans le cas d'un moteur à courant continu, il est préférable de monter en bout de l'axe du barillet un potentiomètre résistif, la

20 mesure de résistivité du potentiomètre permettant de connaître la position en continu de l'axe du moteur. L'ensemble est commandé par un asservissement électronique situé dans le système de traitement. La rotation des lames est assurée soit directement en bout d'arbre, soit par roues crantées ou par courroies crantées, cette dernière solution

25 étant préférée dans le cas d'un moteur à courant continu.

Comme montré à la figure 3, la voie d'observation comprend essentiellement un objectif de reprise d'image 29, un dispositif de transport d'images 30 et un détecteur d'images 32. Le détecteur d'images est avantageusement un capteur de type C.C.D. couplé à une électronique

30 de synchronisation 33 et à une voie de sortie numérique ou vidéo 34.

Avantageusement, la sonde est équipée de manière à pouvoir insuffler un jet d'air comprimé 35 sur l'objet, dans une direction parallèle à l'axe de projection et d'observation. Ce jet a pour objectif de nettoyer la surface observée de ses impuretés et, dans le cadre d'une prise d'em-

35 preinte endobuccale, il permet d'écartier la gencive et d'accéder à des zones profondes par exemple au niveau du sulcus gencival.

Il est également avantageux d'équiper la sonde d'un dispositif

évitant la formation de buée. Ce dispositif comprend des moyens de chauffage à une température au moins égale à 30°C, ces moyens de chauffage fonctionnant lorsque la sonde est en position d'observation ou lorsqu'elle est en position de repos sur son support.

5 Ces moyens de chauffage peuvent être constitués par une résistance chauffante alimentée par un courant à basse tension ou par un film d'air chaud envoyé sous une légère pression.

10 En pratique, le praticien dépose, à l'aide d'un stylo marqueur adapté, quelques points sur la dent ou sur le moignon ou sur toute autre zone dont le relief doit être déterminé. Après introduction du bec de la sonde dans la bouche du patient, dans le cas d'une saisie de forme endobuccale, il est procédé à la visualisation directe, sans codage du site à étudier.

15 La praticien positionne alors la sonde suivant l'angle de prise de vue qui lui paraît le plus intéressant, puis commande l'acquisition de la première vue. A ce moment, le système synchronise les acquisitions d'images avec le déphasage du réseau et, éventuellement, la stroboscopie de la source lumineuse.

20 Une fois les images acquises, le praticien peut retirer la sonde et vérifier sa prise d'empreinte en sélectionnant trois types d'informations:

- l'image sans codage de la zone acquise,
- une représentation graphique en trois dimensions de la surface calculée,
- 25 - des indicateurs de qualité du relief correspondant à la précision de la mesure et fonction de la réponse au codage.

30 Après validation, cette vue sert de référence pour l'ensemble des vues suivantes pour lesquelles le praticien procède selon le même principe suivant des angles différents. A partir de la deuxième prise de vue et de la détection des points de repères, le système peut délivrer sur l'écran une image graphique représentant le relief reconstruit à partir des surfaces corrélées.

35 Comme montré à la figure 8, le calculateur comprend six modules électroniques reliés par trois bus, les modules étant constitués par une carte unité centrale 36, une carte de mémoire vive de calcul 37, une carte interfaces spécialisées 38, une carte de traitement du signal vidéo 39, une carte mémoire d'images 40 et une carte processeur

de calcul spécialisé 42, ces modules étant reliés entre eux par un bus vidéo numérique 43, un bus processeur 44 et un bus système 45.

La figure 9 représente la carte de traitement du signal vidéo servant d'interface entre la caméra disposée dans la sonde d'une part, l'écran de visualisation et le calculateur d'autre part. Cette carte reçoit en entrée 46, un signal analogique des images provenant de la sonde qui, d'une part, est conditionné en 47 et injecté à l'intérieur d'un numériseur 48 constitué par un convertisseur analogique-numérique sur au moins huit bits, ce signal numérisé étant ensuite envoyé sur le bus vidéo et, d'autre part, envoyé à l'écran de visualisation à travers un module de visualisation.

Il est à noter que la carte de traitement du signal vidéo reçoit, en entrée, un signal numérique de huit bits image au moins provenant du bus vidéo, qui sont injectés après leur passage dans une table de conversion programmable depuis le bus système dans un convertisseur numérique analogique 49, et mélange ce signal analogique avec, premièrement, une image graphique provenant d'au moins un bit graphique du bus vidéo, deuxièmement des caractères alpha-numériques provenant d'un sous-module 50 permettant de générer ces caractères à partir du bus système 45 et, troisièmement, un curseur de forme quelconque provenant d'un sous-module 52 générateur de curseur associé à un registre de commande de position.

Le signal résultant est envoyé à l'écran de visualisation, l'image ainsi constituée se décomposant en parties distinctes ou superposées, à savoir :

- une partie représentant l'un des plans mémoire image ou bien l'image provenant de la sonde sur laquelle apparaît, en surbrillance ou en couleur différente, l'état du ou des bit(s) provenant des plans des mémoires graphiques sélectionnées,
- une partie qui constitue une zone d'affichage de texte alpha-numérique, et
- un curseur de forme quelconque qui peut être activé et qui peut adresser n'importe quel point de l'écran.

La figure 10 représente la carte processeur. Ce module permet le traitement rapide des images et est associé à des mémoires locales de travail qui sont de quatre types : des mémoires de programme, des mémoires de données d'entrée, des mémoires de données de sortie et

des registres internes.

Sur la figure 10, le processeur de traitement rapide est désigné par la référence 53, la mémoire de programme local par la référence 54, les mémoires de données d'entrée par les références 55a et 55b, les mémoires de donnée sortie par les références 56a et 56b, des aiguillages étant prévus entre le bus processeur 44, les mémoires d'entrée, les mémoires de sortie et le processeur de traitement rapide, qui sont désignés respectivement par les références 57, 58 et 59. La carte processeur reçoit en entrée simultanément un flot de données numériques d'au moins deux images provenant par le bus processeur 44 de la carte mémoire d'images 40, traite ce flot de données, pixel à pixel, suivant des programmes préchargés par le bus système 45 et délivre, sur ce même bus processeur 44, les résultats des calculs sous forme numérique.

La figure 11 représente la carte mémoire d'image. Cette carte mémoire d'image contient au moins quatre images numérisées de huit bits chacune, dans des plans 60, 61, 62 et 63, et un plan graphique 64 de quatre bits et dispose d'un sous-module 65 programmable par le bus système 45 qui permet de multiplexer et d'aiguiller les images et plans graphiques en entrée ou en sortie vers les trois bus système 45, vidéo 43 et processeur 44.

Selon une autre caractéristique de l'invention, la carte interfaces spécialisée 38 dispose de moyens électroniques permettant de synchroniser l'acquisition des images provenant de la sonde avec la carte mémoire et les moyens d'entraînement en rotation des lames, ces moyens électroniques étant déclenchés extérieurement par l'utilisateur.

Avantageusement, les six modules électroniques du calculateur sont contenus sur une même carte, la carte étant divisée en six parties imbriquées.

REVENDEICATIONS

1. - Procédé de prise d'empreinte médicale, caractérisé en ce qu'il consiste à projeter, sur la partie du corps dont l'empreinte est à saisir, une grille à profil sinusoïdal, puis à répéter cette projection
5 au moins deux fois, pendant un temps très bref, avec un décalage de phase entre deux projections successives d'une valeur égale à $2\pi/n$, où n est le nombre de projections, à effectuer une lecture optique de chaque image projetée, à mémoriser chacune de ces images, puis à les
10 corrélérer, en observant les variations de l'intensité résultant des variations du décalage de phase, en chaque point de l'objet, et permettant la détermination par calcul de la profondeur de chaque point par rapport à un plan de référence, les deux autres dimensions étant définies, en fonction du système optique utilisé, dans le plan du capteur.

2. - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que
15 la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons parallèles.

3. - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons
20 divergents et en ce que le plan de référence est perpendiculaire à l'axe de projection.

4. - Procédé selon les revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il consiste à utiliser conjointement une projection complémentaire d'un deuxième système de franges, afin d'obtenir une différence de phase très précise avec une indétermination de 2π avec le premier
25 système, et une différence grossière de phase mais sans indétermination de 2π avec le second, et en ce que la corrélation des deux résultats donne une différence de phase très précise et sans indétermination de 2π en tout point.

5. - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que
30 le second système de franges est réalisé par une projection unique sans décalage et en ce que, dans ce cas, le calcul de différence de phase est effectué par une méthode de sous-échantillonnage ou une méthode de FOURRIER ou toute autre méthode équivalente d'analyse de la phase.

6. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à
35 3, caractérisé en ce qu'il consiste à analyser les variations de la phase du codage déformé par l'objet dans les deux directions (x, y) définies dans le plan du capteur, en tenant compte du taux de modulation et

de la réflectivité de l'objet, pour produire une image binaire codée 1 si la phase existe et est continue, et codée 0 si la phase n'existe pas ou est discontinue, puis en considérant l'ensemble des images ainsi obtenues, à regrouper les images de même valeur, et à en définir la frontière par des méthodes de dilatation-érosion et de squelettisation d'objets binaires.

7. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le nombre de projections d'images de la grille sur la partie du corps à observer est supérieur ou égal à 3.

8. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'il consiste à disposer sur la partie du corps à observer une pluralité de points de repères visibles dans chacune des positions de prise d'image, à effectuer plusieurs vues sous des angles différents, à détecter dans chacune des vues la position (x, y) de chaque point, puis par interpolation sur le relief, la valeur z de celui-ci, puis par association des points de repères identiques physiquement à rassembler l'ensemble des surfaces de chaque vue dans un même relief dont les coordonnées sont définies par rapport à un seul et même référentiel commun.

9. - Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il consiste à calculer la position de chaque point de repère en x et y sur l'image de réflectivité, par analyse de l'histogramme des niveaux de gris, puis à sélectionner les taches noires d'une grosseur convenable, et enfin à donner le centre de gravité pondéré par les niveaux de gris à l'intérieur de ces micro-taches.

10. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 et 9, caractérisé en ce que les points de repères sont constitués par des points caractéristiques de la partie du corps à étudier, tels que sillon, cuspide, plateau du moignon, rayures, ou des points supportés par des objets rapportés sur le corps à étudier tels que des clamps, dans le cas d'une application dentaire.

11. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 et 9, caractérisé en ce que les points de repères sont déposés, par projection d'encre ou similaire, sur la partie du corps à étudier.

12. - Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce qu'il comprend une sonde optique (2) reliée à un système de traitement (4) et à une

source lumineuse (3).

13. - Dispositif selon la revendication 12, caractérisé en ce que, dans le cas où la source de lumière (3) est distincte de la sonde (2), la lumière est collimatée à l'aide d'une optique de couplage, à partir du centre de laquelle l'extrémité d'une fibre optique est vue sous un angle α , tel que α est inférieur ou égal à $P/4D$, où P est le pas de la grille et D la profondeur de champ maximale correspondant à une modulation correcte de la grille projetée.

14. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 et 13, caractérisé en ce que la longueur d'onde de la lumière projetée est inférieure à $520 \mu\text{m}$, et la source lumineuse émet dans le bleu ou l'ultra-violet.

15. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 et 13, caractérisé en ce que la source lumineuse est un dispositif solide à semi-conducteur de type diode laser.

16. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 13, caractérisé en ce que la sonde optique (2) comprend une voie de projection (9) du codage et une voie d'observation (10) de l'image.

17. - Dispositif selon la revendication 16, caractérisé en ce que la voie de projection du codage comprend une optique collimation (13), un réseau (14) muni de son système de déphasage (15) et un système optique d'imagerie comprenant une optique relais (14), une optique de transport d'image (17) et un objectif de projection (18).

18. - Dispositif selon la revendication 17, caractérisé en ce que le réseau de transmission comprend un prisme de Wollaston (20) constitué par deux coins semblables (22) taillés dans un matériau biréfringent (par exemple du quartz dont les axes rapide et lent sont opposés), éclairé par une onde lumineuse monochromatique, placé entre deux polarisateurs (23, 24) dont les axes sont croisés ou parallèles et font un angle de 45° avec ceux du prisme, la valeur p du pas des franges créées à l'interface du prisme étant donnée par la formule

$$P = \frac{\lambda}{2\Delta n \operatorname{tg} \theta}$$

où λ est la longueur d'onde de la source lumineuse,

où θ est l'angle de chacun des prismes biréfringents constituant le prisme de Wollaston,

Δn est la différence des indices ordinaire et extraordinaire du matériau.

5 19. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, caractérisé en ce que le système de déphasage comprend un barillet motorisé (27) comportant plusieurs lames cristallines (26) de déphasage connu, de manière à les introduire séquentiellement et en synchronisation avec la prise d'image.

10 20. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, caractérisé en ce qu'une lame quart d'onde (28) est placée après le prisme de Wollaston (20), avec ses axes rapide et lent à 45° des axes du prisme et en ce que l'analyseur (24) tourne sur lui-même permettant de sélectionner continuellement une valeur de déphasage entre 0 et 2π .

15 21. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, caractérisé en ce que le système de modulation de phase comprend une lame de verre (25) d'indice n et d'épaisseur e montée pivotante pour provoquer un déplacement latéral du faisceau d'une valeur S telle que :

$$S = e \frac{\sin(i-r)}{\cos(r)}$$

20 où i est l'angle d'incidence du faisceau sur la lame et r l'angle réfracté, ces angles étant liés par la relation :

$$\sin i = n \sin r$$

25 22. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 19 et 20, caractérisé en ce que les moyens d'entraînement en rotation des lames sont constitués par un moteur pas à pas, la position des lames étant connue par comptage des pas à partir d'une position de référence déterminée par utilisation d'un disque fendu ou troué fixé sur le barillet ou sur l'arbre moteur, d'un côté duquel est disposée une photo-diode éclairant le disque et de l'autre côté duquel se trouve une cellule photo-
30 électrique qui, lorsqu'elle est activée par la photo-diode, émet un signal vers le système de traitement.

35 23. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 19 et 20, caractérisé en ce que les moyens d'entraînement en rotation des lames sont constitués par un moteur à courant continu, dont les moyens de commande comprennent un potentiomètre résistif monté en bout d'un axe du barillet porte-lames, la mesure de résistivité du potentiomètre permettant de connaître la position en continu de l'arbre

du moteur.

24. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 23, caractérisé en ce que la sonde (2) est équipée d'un système d'insufflation d'un jet d'air comprimé (33) sur l'objet à observer, en bout du bec et dans la direction de l'observation.

25. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 23, caractérisé en ce que la sonde est équipée d'un système évitant la formation de buée, comprenant des moyens de chauffage à une température au moins égale à 30°C, ces moyens de chauffage fonctionnant lorsque la sonde est en position d'observation ou lorsqu'elle est en position de repos sur un support.

26. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 25, caractérisé en ce que le calculateur comprend six modules électroniques reliés par trois bus, les modules étant constitués par une carte unité centrale (36), une carte de mémoire vive de calcul (37), une carte interfaces spécialisées (38), une carte de traitement du signal vidéo (39), une carte mémoire d'images (40) et une carte processeur de calcul spécialisé (42), ces modules étant reliés entre eux par un bus vidéo-numérique (43), un bus processeur (44) et un bus système (45).

27. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte de traitement du signal vidéo servant d'interface entre la caméra disposée dans la sonde d'une part, l'écran de visualisation et le calculateur d'autre part, reçoit en entrée un signal analogique des images provenant de la sonde qui, d'une part, est conditionné (47) et injecté à l'entrée d'un numériseur (48) constitué par un convertisseur analogique-numérique sur au moins huit bits, lequel signal numérisé est ensuite envoyé sur le bus vidéo (43) et qui, d'autre part, est envoyé à l'écran de visualisation, à travers un sous module de visualisation.

28. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte de traitement du signal vidéo servant d'interface entre la caméra disposée dans la sonde d'une part, l'écran de visualisation et le calculateur d'autre part, reçoit en entrée un signal numérique de huit bits image au moins provenant du bus vidéo qui sont injectés, après leur passage dans une table de conversion programmable depuis le bus système, dans un convertisseur numérique analogique (49), et mélange ce signal analogique avec, premièrement, une image graphique provenant d'au moins un bit graphique du bus vidéo (43), deuxièmement,

des caractères alphanumériques provenant d'un sous-module (50) permettant de générer ces dits caractères à partir du bus système (45) et, troisièmement, un cruseur de forme quelconque provenant d'un sous-module (52) générateur de curseur associé à un registre de commande de position et, enfin, envoie le signal résultat à l'écran de visualisation, l'image ainsi constituée sur l'écran se décomposant en parties distinctes ou superposées :

- une partie représentant l'un des plans mémoire image ou bien l'image provenant de la sonde sur laquelle apparaît, en surbrillance ou en couleurs différentes, l'état du ou des bits provenant des plans des mémoires graphiques sélectionnés,

- une partie qui constitue une zone d'affichage de texte alphanumérique,

- un curseur de forme quelconque qui peut être activé et qui peut adresser n'importe quel point de l'écran.

29. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte processeur reçoit en entrée simultanément, un flot de données numériques d'au moins deux images provenant par le bus processeur (44), de la carte mémoire image, traite ce flot de données, pixel à pixel, suivant des programmes de calculs préchargés par le bus système (45) et délivre, sur ce même bus processeur, les résultats desdits calculs sous forme numérique.

30. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte mémoire d'image contient au moins quatre images (60-63) numérisées de huit bits chacune, un plan graphique (64) de quatre bits, et dispose d'un sous-module (65) programmable par le bus système (45) qui permet de multiplexer et d'aiguiller ces dits images et plans graphiques en entrée ou en sortie vers les trois bus systèmes (45), vidéo (43) et processeur (44).

31. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte interfaces spécialisées dispose de moyens électroniques permettant de synchroniser l'acquisition des images provenant de la sonde (2) avec la carte mémoire, et les moyens d'entraînement en rotation des lames, ces moyens électroniques étant déclenchés extérieurement par l'utilisateur.

32. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que le calculateur comprend six modules électroniques contenus sur

une même carte, la carte étant divisée en six parties imbriquées, constituées par une unité centrale, une mémoire vide de calcul, une interface spécialisée, une électronique de traitement de signal vidéo, une mémoire d'images et un processeur de calculs spécialisés, reliées entre elles

5 par un bus vidéo-numérique, un bus processeur et un bus système.

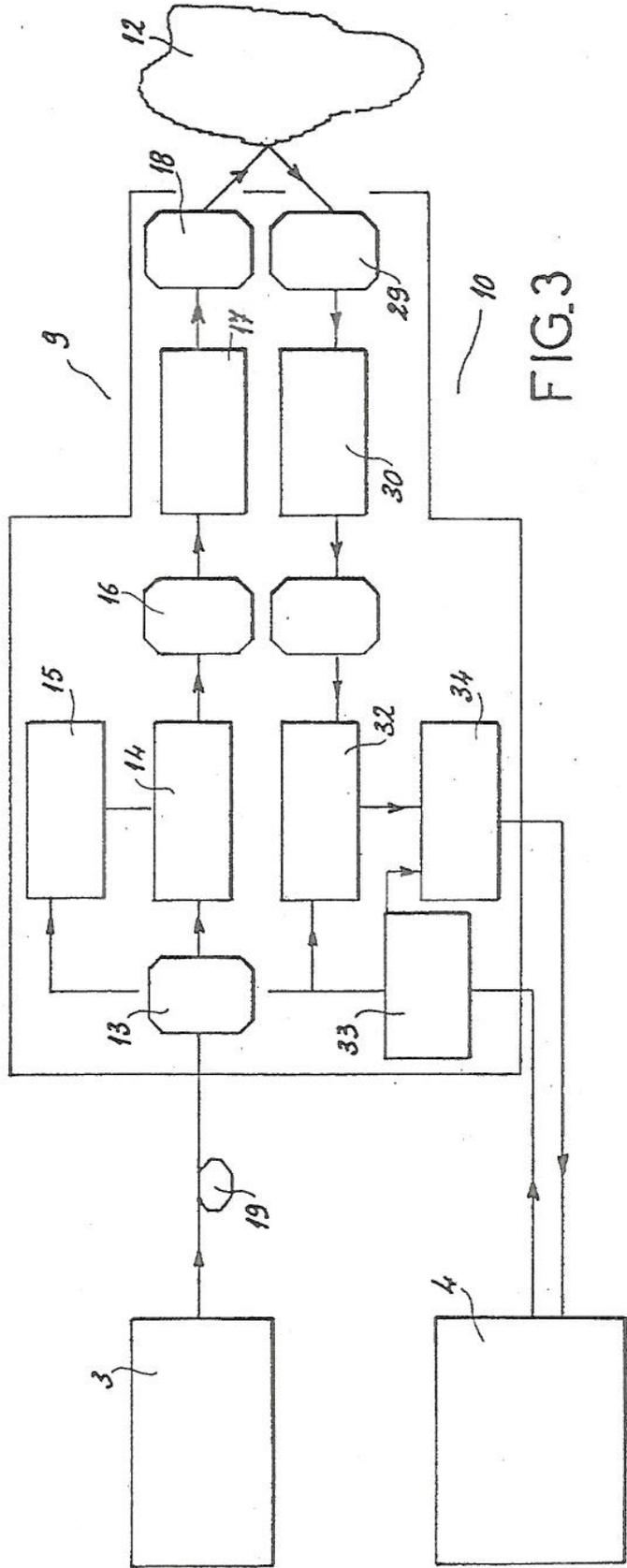
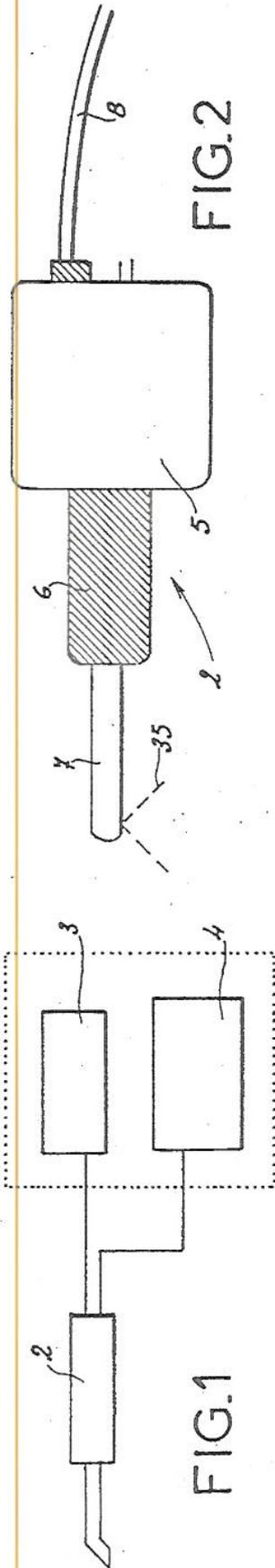


FIG. 2

FIG. 1

FIG. 3

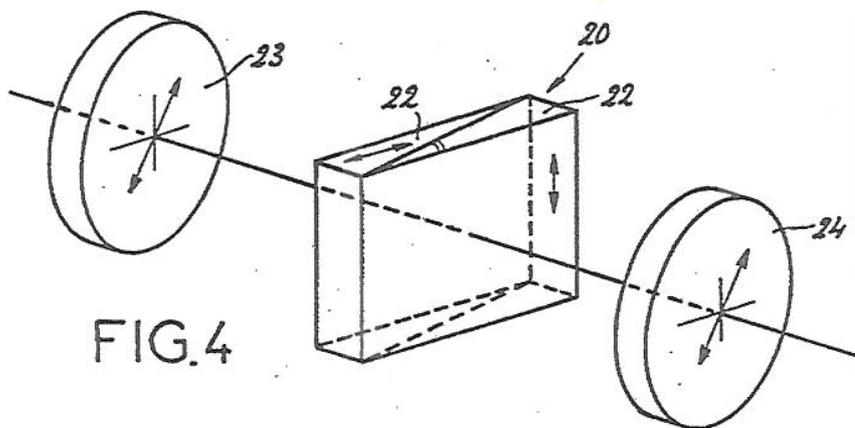


FIG. 4

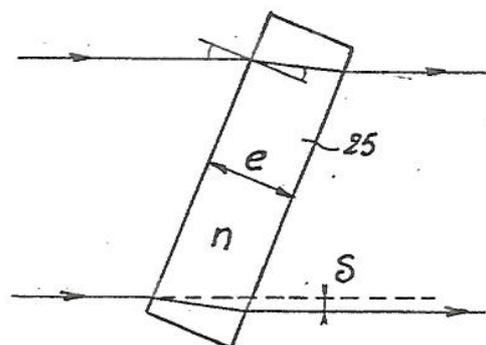


FIG. 5

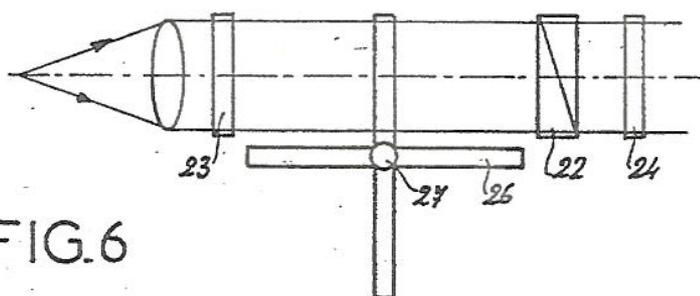


FIG. 6

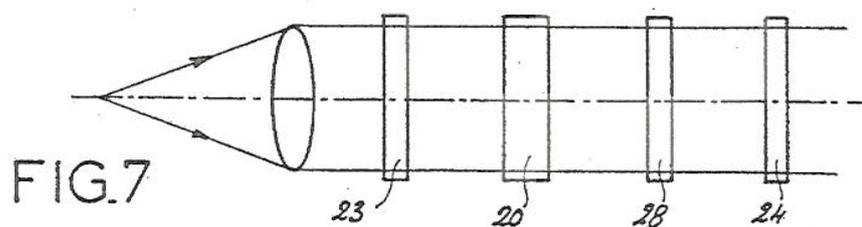


FIG. 7

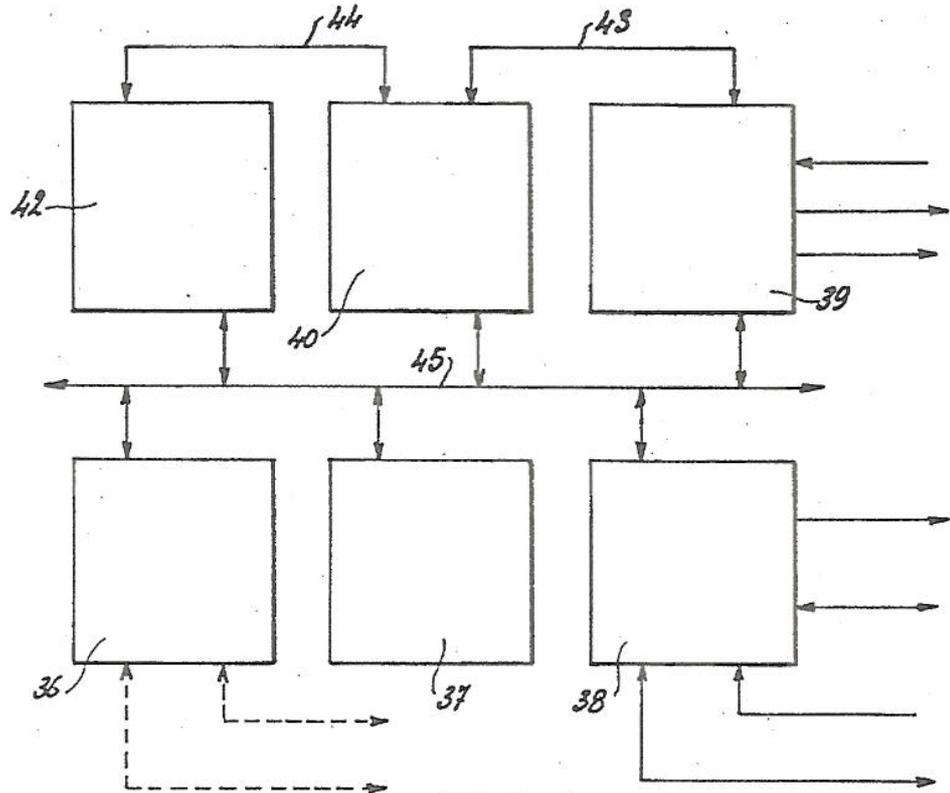


FIG.8

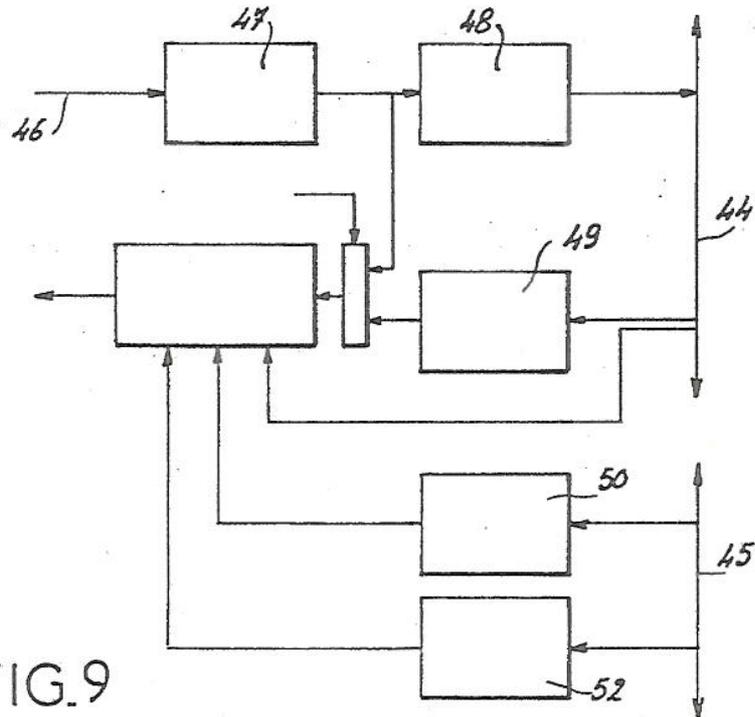


FIG.9

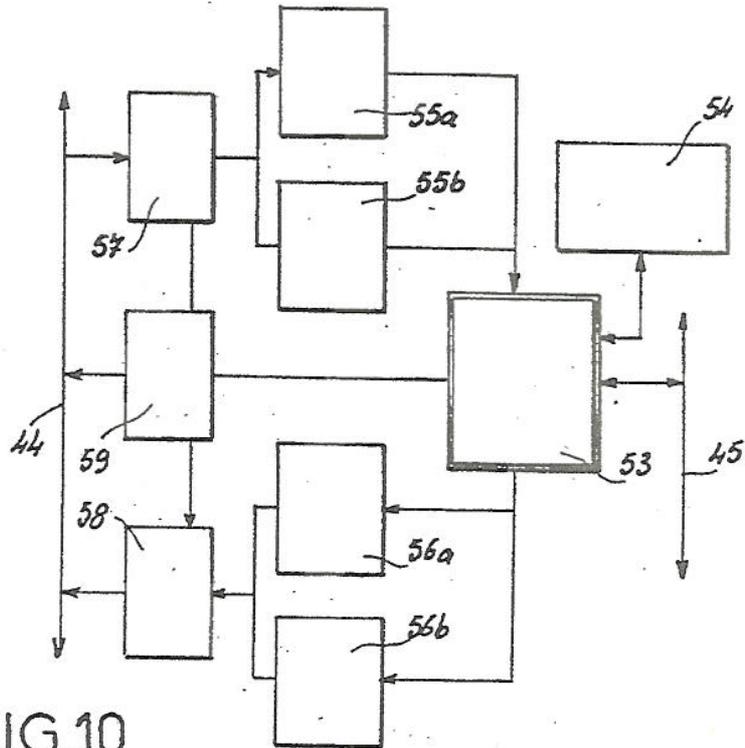


FIG. 10

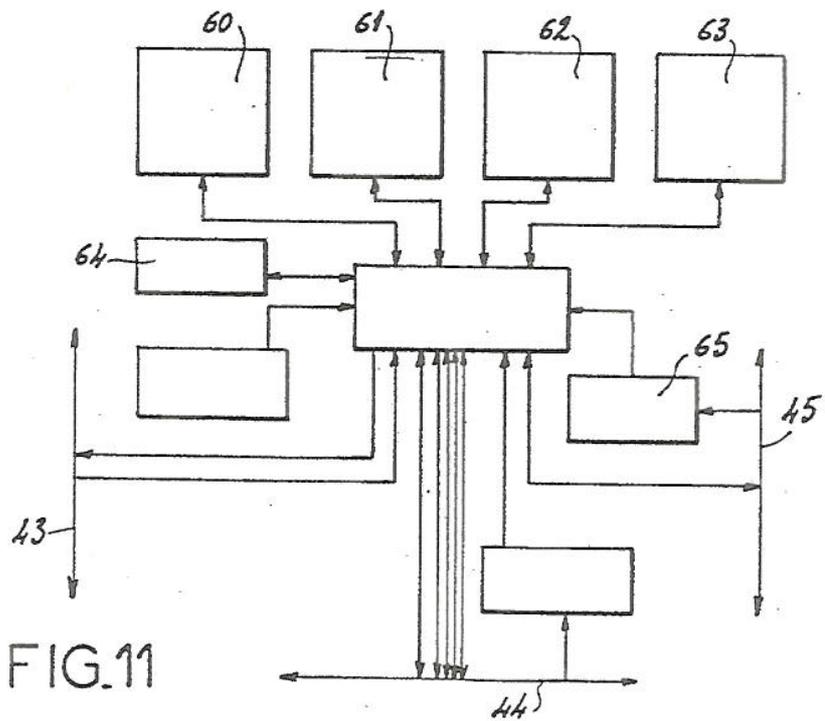


FIG. 11

AVIS DOCUMENTAIRE

N° E.N. : 87 02 339

Avis établi au vu du rapport de recherche, lequel n'a fait l'objet d'aucune observation, ni du demandeur, ni des tiers.

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.

AUCUNE ANTERIORITE N'A ETE RELEVÉE

DOCUMENTS CITÉS DANS LE RAPPORT DE RECHERCHE

US-A-4 070 683
FR-A-2 562 236
FR-A-2 304 892
DE-A-2 719 696
US-A-3 861 044

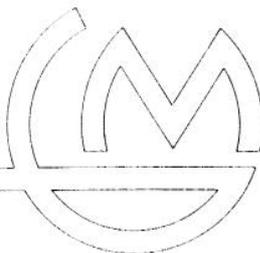
APPLIED OPTICS, vol. 20, n° 19, 1er. octobre 1981, pages 3 385-3 387, Optical Society of America, New York, US.

CABINET

GERMAIN & MAUREAU

FONDÉ EN 1849

CONSEILS EN PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE



TELEX 370391 F
TELEFAX 78 60 92 85
TÉL. 78 60 24 93

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

BREVET D'INVENTION

PAYS : Etats Unis d'Amérique

NUMERO : 4.952.149

DATE : 28 AOUT 1990

TITRE : Procédé de prise d'empreinte médicale et
dispositif pour sa mise en oeuvre

TITULAIRE : HENNSON INTERNATIONAL

INVENTEUR : DURET
BLOUIN

PRIORITE : 13 FEVRIER 1987

DUREE : 17 ans

ECHEANCES : 28.2.1994
28.2.1998
28.2.2002

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.

Harry F. Mansbach, Jr.

Commissioner of Patents and Trademarks

Sandra L. Morton

Attest

[54] PROCESS AND APPARATUS FOR TAKING A MEDICAL CAST

[75] Inventors: Francois Duret, Le Grand Lempis; Jean-Louis Blouin, Vienne, both of France

[73] Assignee: Hennson International, Vienne, France

[21] Appl. No.: 155,325

[22] Filed: Feb. 12, 1988

[30] Foreign Application Priority Data

Feb. 13, 1987 [FR] France 87 02339

[51] Int. Cl.⁵ A61C 5/00

[52] U.S. Cl. 433/215; 433/229; 356/376

[58] Field of Search 433/25, 215, 229, 213; 358/93; 128/665, 776, 777; 356/376

[56] References Cited

U.S. PATENT DOCUMENTS

3,665,097 5/1972 Macovski 358/93
4,184,175 1/1980 Mullane, Jr. 358/93

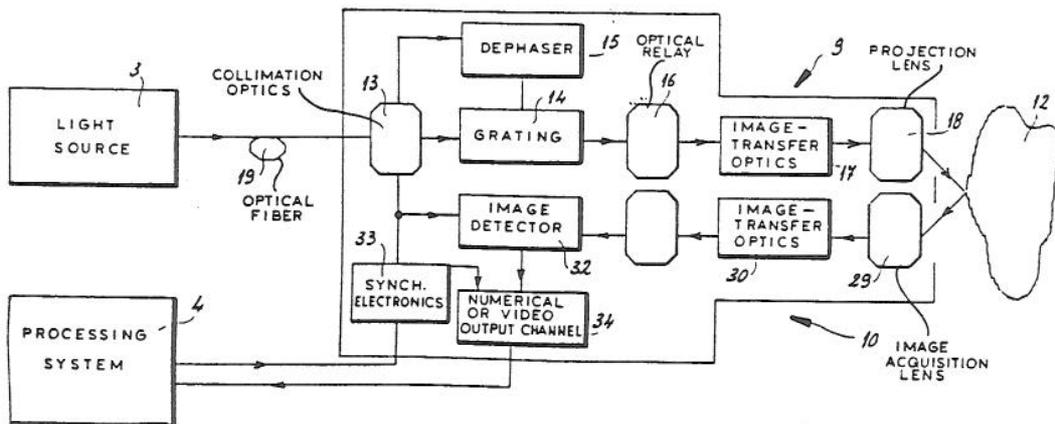
4,197,855	4/1980	Lewin	128/653
4,324,546	4/1982	Heitlinger et al.	433/213 X
4,443,706	4/1984	Di Matteo et al.	356/376 X
4,575,805	3/1986	Moermann et al.	128/776 X
4,611,288	9/1986	Duret et al.	433/213 X
4,657,394	4/1987	Halioua	356/376
4,742,237	5/1988	Ozawa	356/376 X
4,837,732	6/1989	Brandestiai et al.	356/376 X

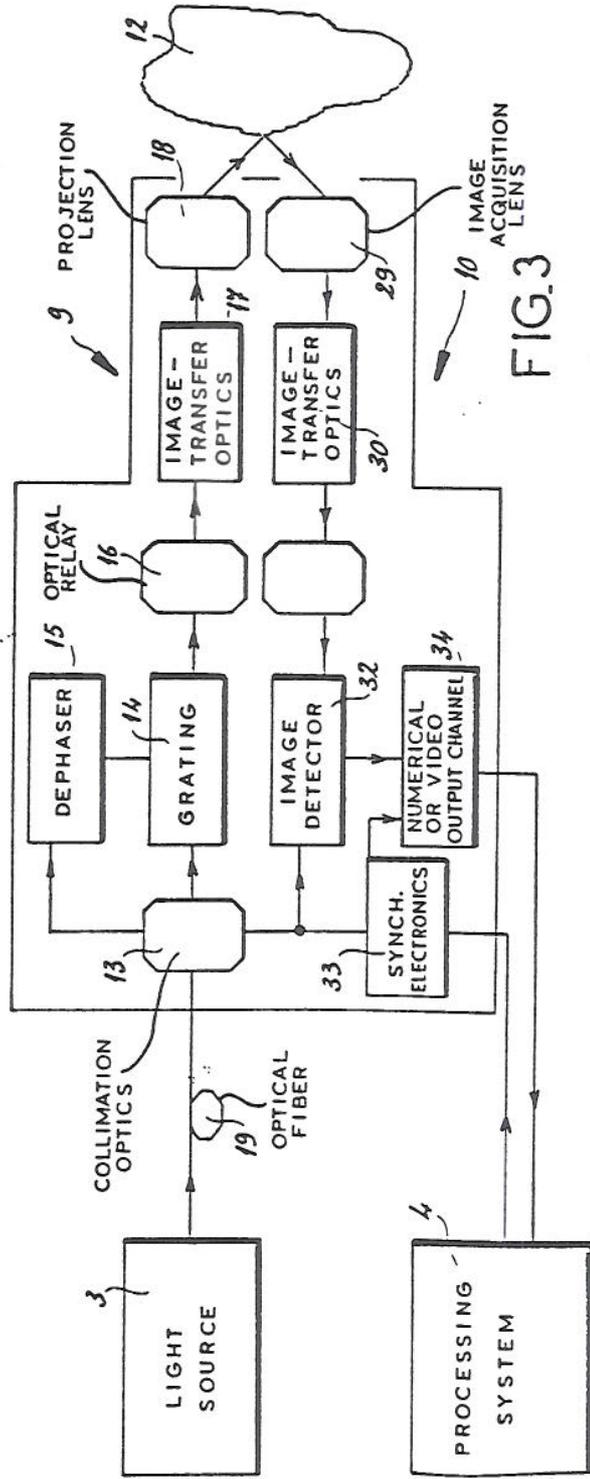
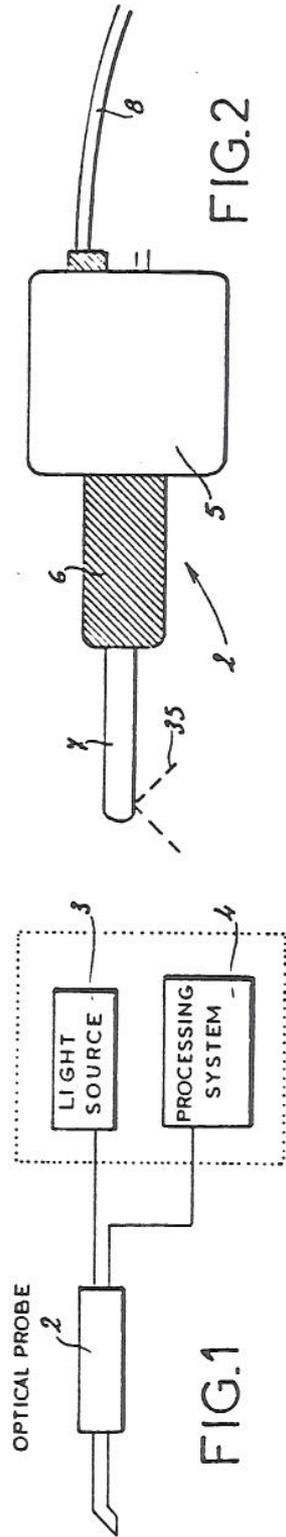
Primary Examiner—Robert P. Swiatek
Assistant Examiner—Nicholas D. Lucchesi
Attorney, Agent, or Firm—Herbert Dubno; Andrew Wilford

[57] ABSTRACT

A method and apparatus for taking impressions of a portion of the body which utilizes the projection of a grid of sinusoidal profile onto the body portion of which the impression is to be taken. The projections are phase-shifted and resulting images are memorized and from the memorized images, the variations in intensity resulting from the phase-shift at each given point can be ascertained to enable the configuration of the region to be calculated.

32 Claims, 4 Drawing Sheets





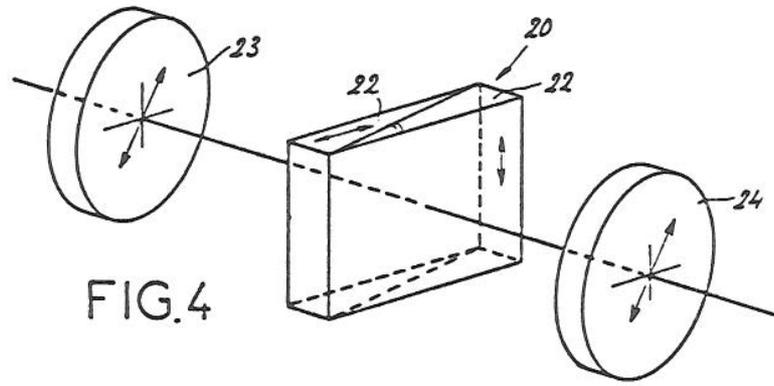


FIG. 4

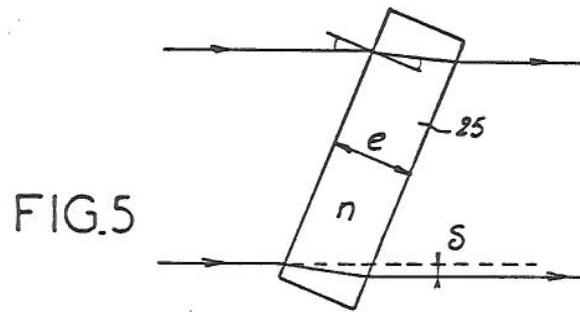


FIG. 5

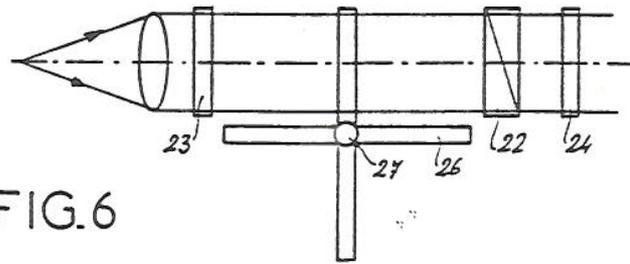


FIG. 6

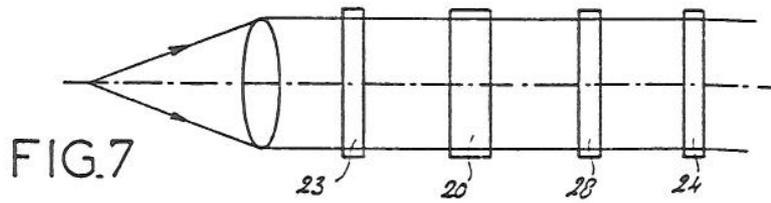


FIG. 7

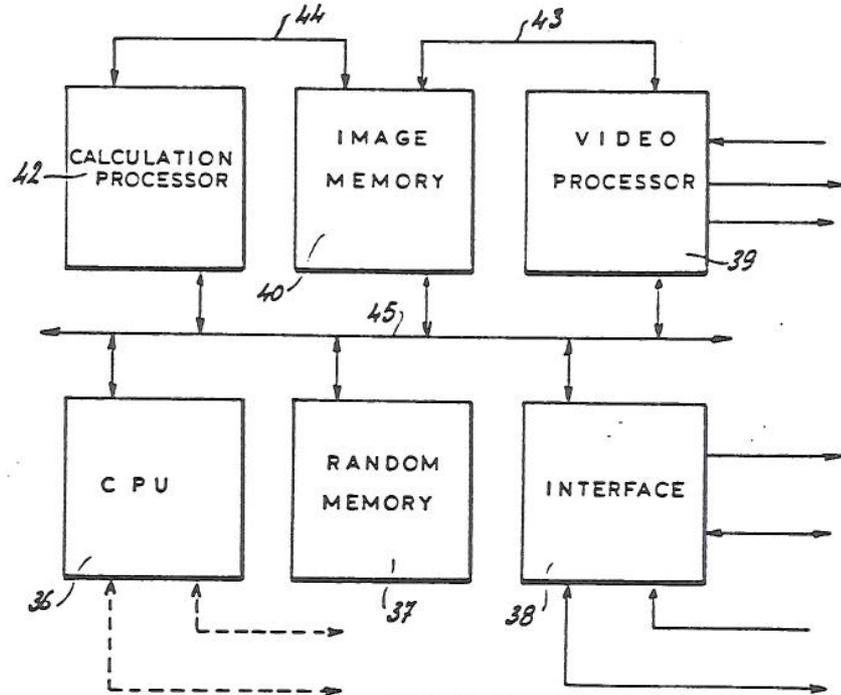


FIG. 8

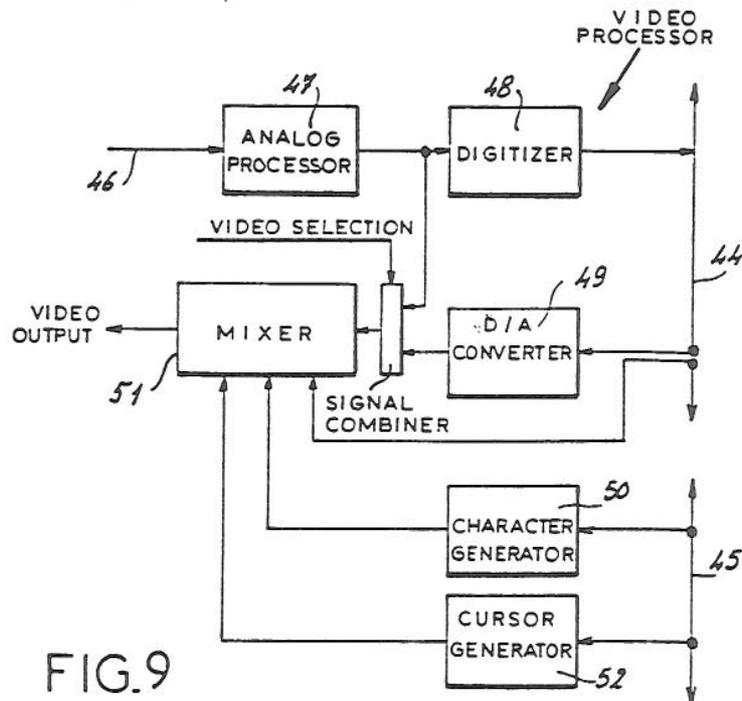


FIG. 9

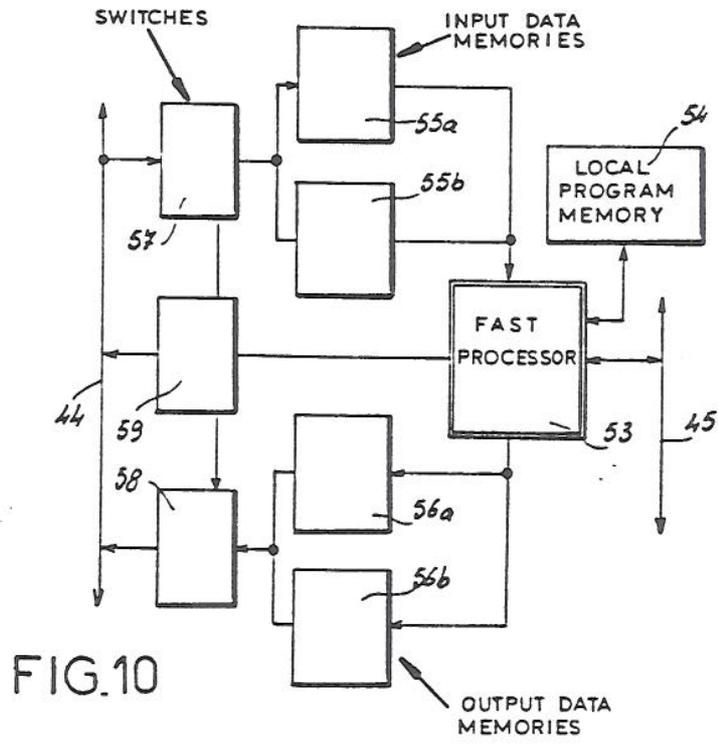


FIG. 10

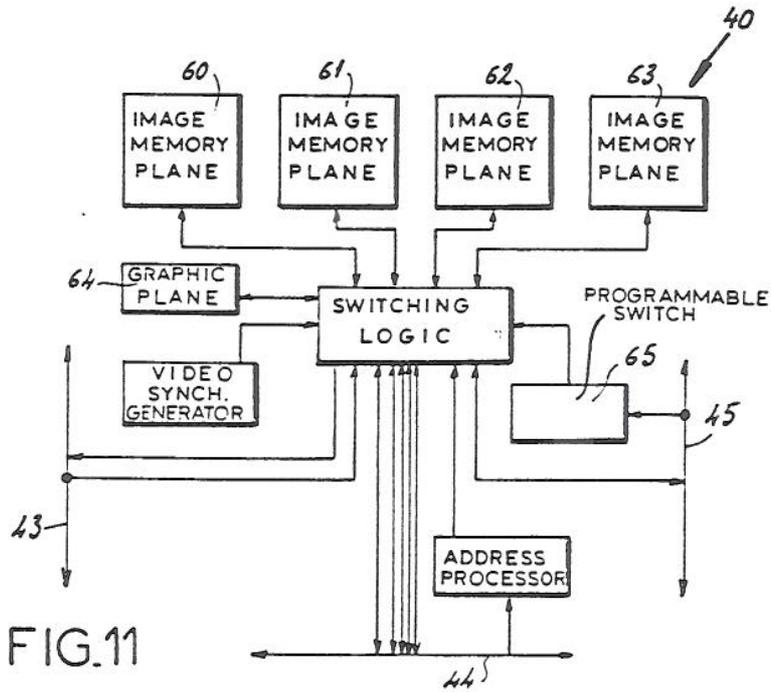


FIG. 11

PROCESS AND APPARATUS FOR TAKING A MEDICAL CAST

FIELD OF THE INVENTION

Our present invention relates to a process and to an apparatus for taking a medical cast.

BACKGROUND OF THE INVENTION

The field of application of this process encompasses the capture of the shapes of an implanting site of a dental prosthesis, whether fixed or mobile and of its environment in order to make a prosthesis, by the volume analysis for a diagnosis of part of the mouth, the capture of the shape of other parts of the body by the analysis of any part of the human body whose diagnostic and/or the associated therapy require its visualization as computerized images, and the capture of any shape with a view to making a prosthesis such as a hip, auricular, ocular, knee, finger and other joint prosthesis.

The capture of medical impressions are known to be made by means of a paste in dentistry, open surgical impression in the medical field, by micro-palpatation, or by three-dimensional optical methods using, for example, ionizing radiations (photogrammetry, stereoscopy or interferential methods such as holography) or by the receipt of messages (NMR or ultrasound).

Methods of making an impression by means of pastes are time-consuming and require great skill from practitioner techniques such as photogrammetry and often are not sufficiently precise. Other techniques such as holography, are very complex and costly to implement, and sometimes provide performances which are better than may be strictly necessary for the particular object.

OBJECT OF THE INVENTION

The principal object of our invention is to overcome these disadvantages by providing a process for capturing a medical cast (impression), which is simple in concept and can obtain a three-dimensional image with good precision.

SUMMARY OF THE INVENTION

The invention provides a process which comprises: projecting on a part of the body whose shape is to be captured, a grid of sinusoidal profile, then in repeating this projection at least twice, for a very brief time, with a phase shift between two successive projections equal in value to $2\pi/n$, where n is the number of projections; effecting an optical reading of each projected image; memorizing or storing each of these images and then correlating them, while observing the variations in intensity resulting from the variations of the phase shifts, at each point of the object; and calculating the depth of each point in relation to a reference plane, the two other dimensions being defined, in relation to the optical system used, in the detector's plane.

The main advantage of this system is its great sensitivity which, for a z datum line corresponding to the depth, is of the order of $P/100$, where P is the pitch of the grid projected.

It is possible, therefore, to work with low spatial frequencies and hence with a minimum loss of contrast due to the transfer functions of the optics and of the objects whose form is to be captured.

Moreover, the measurement principle requires relatively simpler calculations than those necessary in the

usual Moire techniques. Finally, this system is insensitive to the differences in reflectivity of the object and allows an unambiguous determination of the direction of the deformations (hollows or humps), which is particularly useful for taking dental casts.

According to a feature of the invention, the sinusoidal profile grid can be projected with a beam of parallel rays.

According to another embodiment of the invention, the sinusoidal profile grid can be projected as a divergent beam of rays with the reference plane perpendicular to an axis of projection.

Advantageously, this process consists of jointly using a complementary projection of a second system of fringes, in order to obtain a very precise phase difference with an indetermination of 2π with the first system, and a rough phase difference although without indetermination of 2π with the second system, and the correlation of the two results gives a very precise phase difference without indetermination of 2π at any point. In this case, the second system of fringes is provided by a single projection without any shift and, in this case, the calculation of the phase difference is carried out by a method of sub-sampling or a FOURIER method or any other equivalent method of phase analysis.

According to a preferred embodiment of the invention, this process consists of analyzing the variations of the coding phase deformed by the object in the two directions (x,y) defined in the plane of the detector, while taking into account the rate of modulation and the reflectivity of the object to produce a binary coded image of binary code value 1 if the phase exists and is continuous, and coded 0 if the phase does not exist or is discontinuous, then in considering the set of images thus obtained, in regrouping the images of the same value, and in defining their frontier by methods of dilation-erosion and of skeletization of the binary objects.

In order to obtain good precision of the measurement while using simple calculations, the number of projections of images of the grid on the part of the body to be observed is at least equal to three.

Moreover, this process consists of arranging, over the part of the body to be observed, a plurality of reference points visible in each of the positions of image acquisition, in carrying out several viewings at different angles, in detecting in each of the viewings the (x,y) position of each point, then through interpolation onto the relief, the z value of the latter, then by association of the physically identical reference points in gathering together the entire surface of each view into the same relief, the coordinates of which are defined in relation to a single image common reference code.

Advantageously, the process consists of calculating the position of each reference point in x or y of the image reflectivity, through the analysis of the histogram of the levels of grey, then in selecting the black spots of a suitable size, and finally in providing the center of gravity weighted by the levels of grey inside of these microspots.

It should be noted, that the reference points can be provided by characteristic points of the part of the body to be examined such as groove, cusp, face of the stump, streaks or points carried by objects laid on the body to be examined such as clamps in a dental application or even by reference points deposited by projections of ink or similarly, on the part of the body to be examined.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWING

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

FIG. 1 is a general view, partially in block diagram form, of the main elements constituting this device;

FIG. 2 is a diagrammatic view of the probe;

FIG. 3 is a block diagram of the main components forming the device;

FIG. 4 is a highly diagrammatic view in perspective of a subassembly allowing the creation of a coding;

FIG. 5 is a side view of a phase modulation system;

FIG. 6 is a side view of a first dephasing system;

FIG. 7 is a side view of a second dephasing system;

FIG. 8 is a block diagram showing the processing system;

FIG. 9 is a view of a block diagram showing the video processing card;

FIG. 10 is a block diagram showing the processing card; and

FIG. 11 is a block diagram showing the image memory card.

SPECIFIC DESCRIPTION

As shown in FIG. 1, the device of the invention comprises an optical probe 2 connected, on the one hand, to a light source 3 and, on the other hand to a processing system 4.

The choice of the source conditions, in a large measure, the characteristics of the system, the source being chosen, taking into account:

an optimization of the emission spectrum of the source of the bandpass of the system,

a power suitable to ensure a sufficient illumination of the detector as a function of the transmission of the system, and

minimum overall measurements for a given power.

When the source cannot be placed in the probe for reasons of overall size, it is necessary to guide the light between the source and the probe, which may be done by means of an optical fiber. In this case, the light is collimated by means of coupling optics from the center of which the extremity of an optical fiber is seen under an angle α , such that α is smaller or equal to $P/4D$, where P is the pitch of the grid and D is the maximum field depth corresponding to a correct modulation of the projected grid.

The wavelength of the projected light can be lower than $520\text{m}\mu$, the light source emitting in a blue region of the ultraviolet, or the light source can be made of a solid-state device with a semiconductor of the laser diode type.

As shown in FIG. 2, the optical probe 2 appears in the shape of a casing of reduced dimensions comprising a body 5 as well as a part 6 suitable for holding in the hand of the practitioner, extended by a nosepiece 7 allowing for the coding projections and image retrieval. If the light source is formed by a laser diode or another component of the same type, it can be lodged in the body 5. In other cases, the light source is external and the light beam is guided through an optical fiber which may, for example, be associated with or may be in the cable 8, ensuring the transfer of the electronic signals between the probe proper and the processing system.

The optical probe comprises a projection channel for the coding designated in FIG. 3 by the reference nu-

meral 9, and one channel 10 for viewing the image, the object whose form is to be captured being defined on this same FIGURE by the reference numeral 12.

The projection channel of the coding comprises collimation optics 13, and a grating 14 fitted with its dephasing system 15, and an imaging optical system comprising an optical relay 16, an image transfer optics 17 and a projection lens 18. In this same FIGURE, the light source is designated by the reference 3, and the fiber for the transfer of the light beam bears the reference 19.

The principle of the method of profilometry by phase-coding assumes the creation of a coding of the sinusoidal type which is phase modulated. The creation of the coding comprises two coupled elements; the grating, and the phase modulator.

In the embodiment shown in FIG. 4, the transmission system comprises a Wollaston prism 20 formed by two similar wedges 22 cut in a birefringent material, for example, quartz, the fast and slow axes of which are opposed. This prism is illuminated by a monochromatic light beam, and placed between two polarizers 23 and 24, the axes of which are crossed or parallel and make a 45° angle with those of the prism, the value P of the pitch of the fringes created at the interface with the prism being given by the formula

$$P = \frac{\lambda}{2\Delta n \tan \theta}$$

where

λ is the wavelength of the light source,

θ is the angle of each of the birefringent prisms forming the Wollaston prism, and

Δn is the difference between the ordinary and extraordinary indices of the material.

The fundamental advantage of this system is the complete compensation of the thermal and mechanical effects, since the beams follow the same path. The pitch of the grating is to be chosen as a function of the size of the object, of the magnification of the optical system and of the depth of the field D .

One of the advantages of the method of profilometry by phase analysis is that the uncertainty in z is of the order of $P/100$, which is advantageous for the precise study of small objects, for example, dental application, since we will recall that classical Moire or interferential processes only provide a precision lower than or equal to $P/10$.

For the application to the dental field, a pitch of the grating between 1 and 1.5 mm at the level of the reference plane can advantageously be selected.

The phase modulation corresponds in practice to M optical translations of the grating by a quantity nP/M , if M images are taken, where P is the pitch of the grating and n a whole number comprised between 0 and M , M being generally equal to 3 or 4 for ease of calculation.

These translations can be obtained by a mechanical shifting of the grating, by an optical process or by an electrooptic modulator.

By operating as shown in FIG. 5, by revolving a glass plate 25 of index n and of thickness e in a parallel beam, a lateral displacement of this beam of a value S is caused such that

$$S = e \frac{\sin(i-r)}{\cos r}$$

where i is the angle of incidence of the beam on the plate, and r is the refracted angle, these angles being linked together by the relationship

$$\sin i = n \sin r$$

In polarized light, it is possible to use phase plates to create the desired modulation.

As shown in FIG. 6, known dephasing plates 26 are successively introduced between the polarizer 23 and the Wollaston prism 22. A dephasing of the grating is thus created of a dephasing value of the phase plate. The different plates 26 can be mounted on a motorized wheel 27, the rotation of which is synchronized with the image acquisition.

According to another possibility, shown in FIG. 7, a quarter wave plate 28 is placed behind the Wollaston prism, its axis being parallel to the axis of the polarizer. By revolving the analyzer 24 by 108A, a dephasing value between 0 and 2π is obtained in a continuous manner.

The revolve the plates, it is possible to use a stepping motor, or a direct current motor. In the case of the stepping motor, the position of the blades is known by step counting from a 0 position.

The position can be determined by using a split disk presenting an opening which is perpendicular to it, and fixed on the shaft of the motor or of the wheel. A photodiode lights up the disk on one side and a photoelectric cell observes on the other side. When the hole or the slit passes in front of the photodiode, the cell is activated and emits a signal towards the processing system. In the case of a direct-current motor, it is preferable to mount a resistive potentiometer at the tip of the wheel's shaft, the measurement of the resistivity of the potentiometer permitting the position of the motor shaft to be known continuously. The set is controlled by electronic slaving which is situated in the processing system. The rotation of the plates is ensured either directly at the tip of the shaft, or by rack wheel or raked pulleys, this last solution being preferred in the case of a direct-current motor.

As shown in FIG. 3, the viewing channel comprises essentially an image acquisition lens 29, an image transfer system 30 and an image detector 32. The image detector is advantageously a detector of the C.C.D. type coupled to synchronization electronics 33 and to a numerical or video output channel 34.

Advantageously, the probe is so equipped as to be able to blow a compressed air jet 35 (FIG. 2) onto the object, in a direction parallel to the axis of projection and of observation. The purpose of this jet is to clean the observed surface from its impurities and, in the case of an endobuccal cast, it enables the gum to be pushed aside and to give access to deep zones, for example, at the level of the gum sulcus.

It is also advantageous to equip the probe with a device to prevent the formation of vapor. This device comprises means for heating to a temperature of at least 30° C., this means of heat operation when the probe is in the observation position or when it is in the resting position on its support.

These means of heating can be formed by a heating resistance supplied by a low-voltage current or by a film of hot air sent under low pressure.

In practice, the practitioner deposits, by means of a suitable marking pen, a few points on the tooth or on the stump or on any other area the relief of which has to be determined. After the introduction of the nosepiece of the probe into the patient's mouth, in the case of an endobuccal shape cast, direct viewing, without coding of the site to be examined is made.

The practitioner then positions the probe according to the viewing angle which seems most appropriate to him, then activates the acquisition of the first view. At this moment, the system synchronizes the acquisition of the images with the dephasing of the grating and, eventually, with the stroboscopy of the light source.

Once the images have been acquired, the practitioner can withdraw the probe and check his capture of the cast by selecting three types of information:

the image without coding of the area acquired, three dimensional graphic representation of the calculated area, and indicators of the quality of the relief corresponding to the precision of the measurement and a function of the response to coding.

After validation, this view serves as a reference for all of the subsequent views for which the practitioner proceeds according to the same principle along different angles. From the second acquisition of a view and of the detection of the reference points, the system can deliver on the screen a graphic image showing the reconstructed relief based on the correlated surfaces.

As shown in FIG. 8, the calculator comprises six electronic modules linked by three buses, the modules being formed by a central unit card 36, a random calculation memory card 37, a specialized interface card 38, a card for processing the video signal 39, an image memory card 40 and a specialized calculation processing card 42, these modules being connected between one another by a digital video bus 43, a processing bus 44 and a systems bus 45.

FIG. 9 shows the card for processing the video signal serving as an interface between the camera set in the probe on the one hand, the viewing screen and the calculator on the other hand. This card receives at its input 46, an analog signal of the images originating from the probe which, on the one hand, is processed in 47 and injected into a digitizer 48 formed by an analog-digital converter over at least eight bits, this digitizer signal being then sent over the video bus and, on the other hand, sent to the viewing screen through a viewing module.

It should be noted that the card for the processing of the video signal receives, at its input, an image of at least eight bits digital signal originating from the video bus, which is injected after its passage in a conversion table programmable from the bus system into a digital-to-analog converter 49, and mixes (at mixer 51) this analog signal with, firstly, a graphic image originating from at least one graphic bit of the video bus, secondly alphanumeric (from character generator 50) originating from the bus system 45 and, thirdly, a cursor of any shape originating from a sub-module 52 generator of a cursor associated with a position control register.

The resulting signal is sent to the viewing screen, the image thus formed being decomposed into distinct parts or superimposed parts, namely:

a part representing one of the image memory planes or the image originating from the probe in which it appears, in overbrilliance or in different color, the state of the bit or bits originating from the planes of the selected graphic memories,

a part which forms a display zone of alphanumeric text, and

a cursor of any shape which can be activated and which can address any point of the screen.

FIG. 10 shows the processing card. This module enables quick processing of the images and is associated with local working memories which are of four types: programmed memories, input data memories, output data memories and internal registers.

In FIG. 10, the fast treatment processor is designated at 53, the local program memory at 54, the input data memories at 55a and 55b, the output data memories by reference numerals 56a and 56b, and the switches between the processing bus 44 and the input memories, the output memories and the fast treatment processor by reference numerals 57, 58 and 59. The processing card receives simultaneously at the input a flood of numerical data from at least two images originating through the processing bus 44 from image memory card 40, processes this flood of data, pixel for pixel, according to a program preloaded by the bus system 45 and delivers the results of the calculations in a digital form onto this processing bus 44.

FIG. 11 shows the image memory card. This image memory card contains at least four digitized images of eight bits each, in the planes 60, 61, 62 and 63, and a graphic plane 64 of four bits and is provided with a sub-module 65 programmable by the bus system 45 which allows the images and graphic planes at the input or at the output to be multiplexed and switched towards the three bus system 45, video 43 and processor 44.

According to another characteristic of the invention, the specialized interfaces card 38 has electronic means available allowing synchronization of the acquisition of the images originating from the probe with the memory card and the means of driving the plates in rotation, these electronic means being triggered externally by the user.

Advantageously, the six electronic modules of the calculator are contained on the same card, the card being divided in six overlapping parts.

We claim:

1. A process for taking medical impressions, the process comprising the steps of:
 projecting onto part of a body whose impression is to be obtained a grid with a sinusoidal profile, and repeating this projection at least twice for a very brief period of time so as to generate projected grids with a phase shift between two successive projections of a value equal to $2\pi/n$ where n is the number of projections;
 reading an image projected optically for each projection with an optical system having a detector plane defined by a detector;
 memorizing each of said images;
 correlating the memorized images while observing variations in intensity resulting from variations of the phase shift for each of a multiplicity of points of said part of said body; and
 determining by calculation the depth of each of said points in relation to a reference plane, each of said points having two other dimensions defined in

relation to the optical system used in the detector plane.

2. The process defined in claim 1 wherein the grid with a sinusoidal profile is projected by a cluster of parallel rays.

3. The process defined in claim 1 wherein the grid with a sinusoidal profile is projected by a beam of divergent rays along an axis of projection and the reference plane is perpendicular to the axis of projection.

4. The process defined in claim 1 wherein the projected grids form a first system of fringes, the process further comprising the steps of

generating a complementary projection of a second system of fringes in order to obtain a very precise phase difference with an indetermination of 2π with the first system as one result, and a rough phase difference of 2π without indetermination with the second system as a second result, and correlating the two results to give a very precise phase difference of 2π at all points without indetermination.

5. The process defined in claim 4 wherein the second system of fringes is made by a single projection without any shift and the calculation of the phase difference is made by the Fourier method.

6. The process defined in claim 1, further comprising the steps of

analyzing phase variations of a coding deformed by the part of the body in two directions defined in the plane of the detector, taking into account a rate of modulation and a reflectivity of the part of the body to produce a binary image coded 1 if a phase exists and is continuous and coded 0 if a phase does not exist or is discontinuous, and

then, considering all of the images thus obtained, regrouping the images of the same value, and defining their border by methods of dilation-erosion and of skeletization of binary objects.

7. The process defined in claim 1 wherein the number of image projections of the grid onto the part of the body to be observed is at least 3.

8. The process defined in claim 1, further comprising the steps of

inlaying on said part of said body a plurality of reference points visible in each of said images, reading several of said images at different angles, detecting in each of the images read the x and y coordinate of each point, interpolating on a relief a z coordinate of for said relief, and then defining a composite image of said part by coordinating to reference data.

9. The process defined in claim 8 further comprising the steps of

calculating positions of reference points on said images by an analysis of a histogram of grey levels, then selecting black spots of a suitable size, and determining a center by weighting with the levels of grey.

10. The process defined in claim 9 wherein the reference points are provided by characteristic points of the part of the body to be examined, such as grooves, cusp, stump, face, scratches or points carried by objects added onto the body to be examined such as clamps, in the case of a dental application.

11. The process defined in claim 9 wherein the reference points are deposited by ink on the part of the body to be examined.

12. A device for taking medical impressions, the device comprising:

means including a light source for projecting onto part of a body whose impression is to be obtained a grid with a sinusoidal profile, and repeating this projection at least twice for a very brief period of time with a phase shift between two successive projections of a value equal to $2\pi/n$ where n is the number of projections;

means for reading an image projected optically for each projection with an optical system having a detector plane defined by a detector and including an optical probe and a processing system connected thereto;

means for memorizing each of said images;

means for correlating the memorized images while observing the variations in intensity resulting from the variations of the phase shift in each point of said part; and

means for determining by calculation the depth of each point in relation to a reference plane, the other two dimensions being defined, in relation to the optical system used, in the plane of the detector.

13. The device defined in claim 12 wherein the light source is distinct from the probe and the light is collimated by means of coupling optics from the center of which the extremity of an optical fiber is seen under an angle α , such that α is smaller than or equal to $P/4D$, where

P is the pitch of the grid and

D is the maximum field depth corresponding to a correct modulation of the projected grid.

14. The device defined in claim 12 wherein the wavelength of the light projected is lower than 520μ and the light source emits in the blue or the ultraviolet.

15. The device defined in claim 12 wherein the light source is a solid-state device with a semiconductor of the laser diode type.

16. The device defined in claim 12 wherein the optical probe comprises a projection channel for coding and a viewing channel for reading the image.

17. The device defined in claim 16 wherein the projection channel for the coding comprises

collimation optics,
a grating fitted with a dephasing system, and
an optical imaging system comprising an optical relay, an image transfer optic and a projection lens.

18. The device defined in claim 17 wherein the grating comprises a Wollaston prism constituted by two similar wedges cut in a birefringent material illuminated by a monochromatic light wave and placed between two polarizers having axes which are crossed or parallel and which make a 45° angle with those of the prism, the value of the pitch p of the fringes created at the interface of the prism being given by the formula

$$p = \lambda / 2\Delta n \tan \theta$$

where

λ is the wavelength of the light source,

θ is the angle of each of the birefringent prisms forming the Wollaston prism, and

Δn is the difference between the ordinary and extraordinary indices of the material.

19. The device defined in claim 17 wherein the dephasing system comprises

a motorized wheel comprising crystalline plates for dephasing and introduced sequentially or in synchronization with the shooting of the image.

20. The device defined in claim 19 wherein the plates are driven in rotation by a stepping motor, the position of the plates being known by counting the steps from a reference position determined by using a split or holed disk fitted on the wheel, the disk having one side fitted with a photodiode lighting the disk and another side fitted with a photoelectric cell which, when activated by the photodiode, emits a signal and feeds it to the processing system.

21. The device defined in claim 19 wherein the plates are rotated by a direct-current motor having control means comprising a resistive potentiometer, measurement of the resistivity of the potentiometer allowing the position of a shaft of the motor to be known continuously.

22. The device defined in claim 17 wherein the dephasing system includes

a quarter wave plate placed behind the Wollaston prism and having fast and slow axes at 45° to the axes of the prism, and

a rotatable analyzer allowing a dephasing value between 0 and 2π to be selected continually.

23. The device defined in claim 17 wherein the phase modulation system comprises

a glass plate of index n and of thickness e mounted pivotally to cause a lateral shift of the beam by a value S such that:

$$S = e \sin(i - r) / \cos(r)$$

where

i is the angle of incidence of the beam on the plate and
 r is the refracted angle, the incidence and refracted angles being linked by the relation:

$$\sin i = n \sin r$$

24. The device defined in claim 12 wherein the probe is fitted with a blowing system for projecting a compressed air jet onto the part of the body from an end of a nosepiece.

25. The device defined in claim 12 wherein the probe is equipped with a system avoiding the formation of vapor and comprising means for heating the probe to a temperature at least equal to 30°C ., the heating means operating when the probe is in an observation position or when it is in a resting position on a holder.

26. The device defined in claim 12 wherein said processing system includes a calculator having six electronic modules linked by three buses, the modules being formed by

a central unit card,
a random-access memory for calculation,
a specialized interfaces card,
a video signal processing card,
an image memory card, and
a specialized processing card for calculation, these modules being linked to one another by a video-digital bus, a processing bus and a bus system.

27. The device defined in claim 26 wherein the processing card for the video signal serves as an interface between a camera arranged in the probe, a viewing screen and the calculator, said video signal processing

card receiving at an input an analog signal of images originating from the probe and processing them and injecting them into the input of a digitizer formed by an analog-digital converter over at least eight bits forming a digitized signal that is then sent over the video bus and to the video screen through a viewing sub-module.

28. The device defined in claim 26 wherein the video signal processing card serves as an interface between a camera set in the probe and a viewing screen and the calculator, the video signal processing card

receiving at an input a digital signal of eight bits originating from the video bus and injected after passing through a conversion table programmable from the bus system into a digital analog converter, and then processing this analog signal with, first, a graphic image originating from at least one graphic bit of the video bus, second, with alphanumeric characters originating from a sub-module allowing these said characters to be generated from the bus system and, third, with a cursor of any shape originating from the sub-module generating a cursor associated with a position control register and finally, sending the resulting signal to the viewing screen, the image thus formed on the screen being broken down into distinct parts:

- one part representing an image memory plane or the image originating in the probe over which appears, in overbrilliance or in different colors, the state of the bit or bits originating from selected graphic memory planes,
- another part constituting a display zone of alphanumeric text, and
- a cursor of any shape which may be activated and which can address any point of the screen.

5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65

29. The device defined in claim 26 wherein the specialized processing card receives simultaneously at its input a flow of digital data of at least two images originating through the processing bus from the image memory card, processes this flow of data, pixel by pixel, according to calculation programs preloaded by the bus system and delivers, over the same processing bus, the results of the calculations in digital form.

30. The device defined in claim 26 wherein the image memory card contains at least four digitized images of eight bits each, a graphic plane of four bits, and is provided with a sub-module programmable by means of the bus system to allow the digitized images and graphic planes to be multiplexed or switched either to the input or to the output of the bus, video and processor systems.

31. The device defined in claim 26 wherein the specialized interfaces card has electronic means for synchronizing the acquisition of the images originating from the probe with the memory card, and with electronic means for driving the plates in rotation, these electronic means being triggered externally by the user.

32. The device defined in claim 26 wherein the calculator comprises six electronic modules contained on the same card, the card being divided in six overlapping parts formed by

- a central unit,
- a random-access memory for calculation,
- a specialized interface,
- video signal processing electronics,
- an image memory, and
- a specialized calculation processor, the parts being linked to one another by a video-digital bus, a processing bus and a bus system.

* * * * *

