

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
—
**INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE**
—
PARIS
—

①① N° de publication : **2 960 962**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②① N° d'enregistrement national : **10 54483**

⑤① Int Cl⁸ : **G 01 B 11/24** (2013.01), A 61 C 19/04, G 03 B 15/02,
35/12

①②

BREVET D'INVENTION

B1

⑤④ **DISPOSITIF DE MESURES TRIDIMENSIONNELLES ET TEMPORELLES PAR EMPREINTE OPTIQUE EN COULEUR.**

②② **Date de dépôt** : 08.06.10.

③③ **Priorité** :

④③ **Date de mise à la disposition du public de la demande** : 09.12.11 Bulletin 11/49.

④⑤ **Date de la mise à disposition du public du brevet d'invention** : 09.05.14 Bulletin 14/19.

⑤⑥ **Liste des documents cités dans le rapport de recherche** :

Se reporter à la fin du présent fascicule

⑥⑥ **Références à d'autres documents nationaux apparentés** :

⑦① **Demandeur(s)** : DURET FRANCOIS — FR.

⑦② **Inventeur(s)** : DURET FRANCOIS.

⑦③ **Titulaire(s)** : DURET FRANCOIS.

⑦④ **Mandataire(s)** : CABINET BREV&SUD.

FR 2 960 962 - B1



La présente invention a pour objet un nouveau dispositif de mesures tridimensionnelles et temporelles par empreinte optique en couleur d'un volume de quelques centimètres cubes à la surface du corps humain, assurant son intégrité structurale, applicable notamment dans le domaine médical pour les analyses des surfaces extérieures comme la peau et l'œil, et dans le domaine dentaire pour les prises de vues endobuccales, mais aussi assurant dans ces domaines, une aide au diagnostic comportant, un système stéréoscopique miniaturisé associé à un ou plusieurs capteurs électroniques de type CCD ou Cmos couleur un éclairage spécifique et modulé à LEDs de une ou plusieurs longueurs d'onde permettant de mesurer des surfaces régulières spéculaires ou lambertiennes sans dépôt de "coating" à la surface de la peau, de l'œil, des dents ou de la gencive, une unité centrale de gestion et de conversion des données analogiques digitales, mais aussi et éventuellement des logiciels d'analyse de teintes et mouvements pour des aides aux diagnostics par une réflexion, pénétration globale ou sélective des rayonnements lumineux LED judicieusement sélectionnés dans l'éclairage utilisé, sans nécessité le moindre balayage mécanique, optique ou électro optique.

La prise d'empreinte par des moyens optiques en vue de réaliser des diagnostics ou des prothèses a été décrite pour la première fois en 1973 par le demandeur dans sa thèse de deuxième cycle (DDS) sous le titre "Empreinte optique". Le demandeur a fait de nombreuses publications sur ce sujet. Il a notamment déposé le premier brevet traitant de l'interférence pour les prises d'empreintes optiques endobuccales dans les documents US 4.663.720 et US 4.742.464, et également US 4.611.288, mais aussi US 5.092.022. Le demandeur a également proposer la prise d'empreinte optique en dentisterie et médecine par projection de masques, (FR 84.05173), par balayage en phase profilométrique en projection conique US 4.952.149, ou par le suivi dynamique par LEDs WO 94/00074.

Dès 1982 de nombreux documents traitent de la prise d'empreinte optique par balayage en phase profilométrique en projection parallèle, de la modélisation ou de l'usinage de la prothèse comme.

5 Tous ces travaux et inventions ont conduit à de nombreuses réalisations et plus de vingt systèmes commercialement disponibles.

10 Depuis 2000, il est proposé des solutions différentes, non pas en bouche, mais sur des modèles en plâtre réalisés à partir d'empreintes faites en bouche par des méthodes traditionnelles, par exemple dans le document US 7.399.181, ou sur des modèles construits par stéréolithographie, document US 10.726.257. Cette solution a été aussi proposée en complément des systèmes pour dentistes avec un scannage sur modèle par projection de points
15 ou de trames, document US 7.335.876.

20 Dans le domaine de l'orthodontie d'autres propositions ont été faites pour utiliser l'empreinte optique comme le montre le document US 7.361.018. Ces systèmes ont permis, entre autre, le développement commercial du système décrit dans les documents US 7.361.017, US 7.393.208, ou US 6.318.994, US 6.802.713, US 11.405.972.

Comme on peut le voir, dans tous ces systèmes, peu sont transposables en bouche pour les raisons suivantes:

- 25 - le scannage est trop lent, le balayage passe de 2 minutes par dent à 2 secondes pour les plus rapides,
- l'appareil oblige à avoir une caméra en position constante par rapport à l'objet, ce qui obligerait à fixer la caméra, et la tête du patient,
- le mécanisme de déplacement reste complexe et imprécis.

30 En plus de ces inconvénients, tous les systèmes dits de laboratoire, scannant un modèle, conduisent le dentiste à réaliser une empreinte traditionnelle, ce qui n'élimine pas la gêne du patient et l'imprécision du moulage endobuccal et oblige

le praticien à envoyer la pièce au laboratoire. En plus de cet inconvénient, le prothésiste, en coulant l'empreinte rajoutera d'autres erreurs nuisant considérablement à la précision de l'empreinte optique sur laquelle il travaillera avec son logiciel de conception assistée par ordinateur (CFAO) après scannage.

Aujourd'hui les systèmes travaillant en bouche sont actuellement peu nombreux. Tous ces systèmes utilisent le balayage mécanique, optique ou électro optique pour effectuer la mesure de la surface étudiée. Ces méthodes peuvent être classées selon trois types, l'une utilisant la profilométrie de phases en projection parallèle en lumière visible ou bleue, à projection conique, par balayage de franges rouges ou infra rouges en une centaine de milli secondes et enfin, récemment le système décrit dans le document US 7.372.642.

Pourtant toutes ces caméras endobuccales, y compris celle développée par le présent demandeur, présentent plusieurs inconvénients particulièrement rédhibitoires:

- ces systèmes sont complexes à mettre en œuvre et exigent beaucoup de soins de calibrage.
- l'électronique reste complexe ce qui rend difficile toute diminution de prix et rend fragile la caméra.
- le coût de la caméra est particulièrement élevé et peu dépasser les 30.000 €.
- les caméras sont en général volumineuses et lourdes, ce qui gêne l'utilisateur.

En réalité, une analyse plus fine montre que ces caméras présentent plusieurs inconvénients très importants, dans le principe même des méthodes utilisées. Ces inconvénients sont incontournables car ils sont liés au choix de ces méthodes.

a) Tous ces systèmes, que ce soit en bouche, sur la peau ou en laboratoire (sur modèle), qu'ils utilisent l'OCT (Optical Coherence Tomography) en dermatologie ou l'ophtalmologie,

utilisent le balayage de la surface par des moyens mécaniques, optiques ou électro optiques. Même si ce balayage de franges ou de trames est très rapide, il n'en reste pas moins qu'il oblige à un mouvement dans la caméra elle-même, mouvement qui peut
5 entraîner des flous ou des déplacements parasites conduisant souvent au rejet d'une partie des vues.

b) ce balayage limite significativement la profondeur de champ déjà considérablement réduite dans une vue macroscopique (de quelques cm cubes).

10 c) ce ne sont pas les points de la surface de l'objet qui sont mesurés mais la déformation d'une projection lumineuse à la surface de cet objet. Cette première caractéristique oblige les développeurs à recouvrir les dents d'une couche blanche dite de "coating", dégradant par principe, la mesure réelle de l'objet.
15 Ceci est d'ailleurs souvent exprimé à la fois comme une imprécision et une gêne dans l'utilisation des caméras en bouche.

d) ceci a obligé les fabricants à utiliser des rayonnements rendant la dent "opaque" comme le font les rayons bleus ou les
20 ultra violets. C'est la raison pour laquelle le présent demandeur avait proposé un appareil utilisant un laser Argon. Ceci peut être contraignant pour l'utilisateur, voir dangereux, pour le patient.

e) plus encore, le fait de ne pas mesurer l'objet, mais la
25 déformation de la lumière projetée, que ce soit un point, une ligne, une trame ou une phase de cette lumière, supprime toutes possibilités d'avoir une correspondance parfaite entre la couleur, la teinte de l'objet et sa mesure. La seule teinte que l'on puisse avoir est la couleur de la lumière projetée.

30 f) le passage de la lecture 3D à la lecture 2D en couleur, si on l'utilise pour les diagnostics, est totalement impossible en dentisterie car c'est seulement une image monochromatique représentant la lumière des franges qui est récupérée.

g) enfin les techniques d'analyse par profilométrie ou balayage obligent à la prise de plusieurs vues du même endroit pour que l'on puisse extraire la troisième dimension. Cela se traduit pas un risque de déformation des données entre la première vue et la
5 dernière conduisant à de grosses erreurs de corrélation et de précision. Le "bougé" a toujours été l'ennemi de ce type de technologie.

En fin de compte s'il est possible de mesurer une dent, c'est toujours la mesure de la lumière projetée qui est réalisée
10 et non pas l'objet lui-même et cette mesure oblige à l'utilisation de mouvements de la source ou des optiques durant la lecture. Comme dit précédemment, tous ces systèmes sont basés sur la mesure de la déformation de la lumière déplacée et visualisée par la caméra.

15 Il en est de même dans le domaine de la dermatologie ou l'ophtalmologie. Les méthodes utilisées en lecture 3D sont récentes coûteuses et complexes comme le montrent les appareils en OCT. C'est pourquoi ces disciplines font surtout appel à des mesures 2D moins lourdes pour les études sous cutanées
20 anatomiques ou leurs expansions à la pathologie (éventuelle).

Les techniques utilisées aujourd'hui sont les suivantes :

a) le vidéodermatoscope qui consiste en un outil actuellement très utilisé, basique, permettant d'avoir une image magnifiée de la peau (jusqu'à 70x). La technologie digitale
25 permet de prendre des photographies numériques ainsi que des enregistrements, facilitant ainsi la comparaison dans le temps et le partage d'informations entre cliniciens. Les appareils offrent d'autre part des fonctionnalités annexes, comme la possibilité d'utiliser des sources lumineuses de
30 différentes longueurs d'onde pour éclairer la peau, ou encore des traitements de l'image tels que la segmentation automatique des lésions ou encore l'extraction automatique des critères ABCD.

Le coût d'un tel appareil reste toutefois élevé, et aucune étude clinique cherchant à montrer une amélioration dans le diagnostic par rapport à l'examen clinique simple n'a été trouvée. De plus le vidéodermatoscope ne fournit pas
5 d'information en profondeur.

b) l'échographie, qui permet l'exploration en profondeur des lésions. Grâce à des fréquences de l'ordre de 10 - 50 MHz, il est possible de descendre jusqu'à 12mm avec une résolution axiale de 150 μm . Cette technique est utilisée
10 pour l'étude de l'extension sous-cutanée en analyse pré-opératoire et la recherche de mélanomes métastatiques, où elle a montré d'excellentes capacités en terme de sensibilité et de spécificité. Cependant, la bonne utilisation d'un tel appareil nécessite toutefois d'acquérir
15 une certaine expérience dans la lecture d'image d'échographie ; d'autre part, il est beaucoup plus difficile d'ajouter des post traitements informatifs sur ces images, contrairement aux techniques multispectrales (cf infra).

c) l'OCT, qui est basée sur des techniques optiques interférométriques, permettant d'imager la peau en profondeur en 3D avec une bonne résolution latérale (de l'ordre de 15 μm), supérieure à celle des échographes. Il permet d'autre part de faire de l'imagerie en quasi temps réel, mais est limitée en profondeur (maximum 1,5 - 2mm). Un
20 seul appareil est actuellement commercialisé, et l'étude de son efficacité dans le diagnostic du mélanome est actuellement en cours d'étude. S'il a une très bonne résolution en imagerie temps réel il travaille sur une faible profondeur, n'a pas de données cliniques, travaille
25 en coupe, est difficile à mettre en œuvre et est très cher.

d) la microscopie confocale, qui fournit des images 3D de l'épiderme et du derme papillaire avec une très haute résolution (résolution latérale 1-2 μm , résolution axiale 3-5 μm). Son principal inconvénient est qu'elle est très
35 limitée en profondeur (200-500 μm).

Ces appareils ont l'avantage d'avoir une excellente résolution, une très bonne discrimination mélanome / naevus (meilleure que l'examen clinique seul). Mais, en dehors d'être d'un coût très élevé, ils ont une très faible
5 profondeur d'analyse.

e) l'Imagerie multispectrale, qui consiste en la technique suscitant le plus d'intérêt aujourd'hui de par la simplicité de la méthode et de son bon rapport qualité / prix. C'est en effet une technique d'imagerie simple : elle suppose que la
10 peau est organisée en couches, et que chaque couche comporte des proportions différentes de substances appelées chromophores qui ont chacune un spectre d'absorption de la lumière relativement caractéristique. Les principaux chromophores de la peau étant la mélanine, le collagène et
15 l'hémoglobine, on comprend tout l'intérêt de cette méthode dans l'étude du mélanome, où la proportion de mélanine va être modifié sur un nombre plus ou moins important de couches. Pour obtenir des informations spatiales quantitatives sur ces chromophores, on projette sur la peau
20 différentes lumières monochromatiques (classiquement dix), et on mesure la lumière réémise par le tissu cutané pour chaque longueur d'onde. On obtient donc des informations en profondeur sur lesquelles on peut appliquer des traitements automatiques, notamment segmenter les lésions, en obtenir
25 les critères ABCD en profondeur et en quantifier la proportion en chromophores. Toutefois, on ne peut atteindre des profondeurs que de l'ordre de 2.5mm. Les principaux avantages des appareils sont leur technique simple à mettre en œuvre, les nombreux traitements automatiques possibles et
30 leur bonne discrimination mélanome / naevus (meilleure que l'examen clinique seul). Ils ont les inconvénients de ne travailler qu'en 2D, d'être encore couteux, et de travailler avec une profondeur assez limitée.

Certes il existe des méthodes à l'étude pour les
35 pathologies de la peau utilisant les principes de l'IRM, du PET

- scan, de l'imagerie bi-photonique ou de l'imagerie terahertz mais leur mise en œuvre sera longue et elle conduira à des appareils trop coûteux pour être utilisables en cabinet privé, ce qui reste l'objectif à atteindre.

5 Enfin, il y a eu quelques essais de mesures stéréographiques en médecine, utilisant deux ou plus de deux capteurs, qui par méthode de triangulation, permettent de remonter à la troisième dimension. L'utilisation de deux capteurs permet une vision stéréoscopique dans les objets
10 parfaitement définis mais les méthodes de corrélations mathématiques sont complexes et coûteuses car les objets servant de repères sont difficilement identifiables. L'action manuelle est pratiquement toujours nécessaire et les essais effectués sur des dents se sont avérés inexploitable dans les distances et
15 profondeurs de champ visés.

De même, le développement des images dites en "triplet imaging système" (L configuration), utilisant des caméras placées dans une position de triangulation équilatérale, a apporté des informations intéressantes dans la détermination de
20 la troisième dimension en simplifiant la triangulation, mais les résultats se sont avérés inexploitable dans les conditions dentaires exposées ci-dessus. En effet tous les systèmes utilisés obligent à connaître le déplacement de la caméra ou de l'objet entre deux (ou n) acquisitions.

25 Tous ces inconvénients ont conduit à proposer une solution universelle peu coûteuse répondant aux critiques faites plus haut.

La présente invention a pour but de résoudre les inconvénients précités en proposant un ensemble complet de
30 lecture endobuccale et cutanée (peau et œil) associant lecture 3D dynamique très rapide voir instantanée, visualisation en couleur, analyse du proche sous-cutané et possibilité de basculage, en temps réel, en visualisation 2D, le tout

conduisant à une numérisation très précise sans adjonction de "coating".

Ainsi, le dispositif de mesures tridimensionnelles et temporelles par empreinte optique en couleur selon l'invention se caractérise essentiellement en ce qu'il comporte :

- 5 - une caméra stéréoscopique composée d'au moins un capteur en position prédéfinie, de type CCD ou Cmos couleurs définissant, par son rafraîchissement, la vitesse de lecture donc la vitesse des prises d'empreintes successives permettant une lecture 10 statique ou dynamique,
 - un système optique permettant de transmettre audit capteur, sans déformation, les données visualisées sur le champ opératoire,
 - un système d'éclairage à LED, destiné à éclairer la zone de 15 prise d'empreinte,
 - un système électronique situé derrière ou à proximité dudit capteur, assurant la gestion de celui-ci, mais aussi celle des LEDs éclairant la zone de prise d'empreinte,
- et en ce que ledit système électronique comporte:
- 20 - une unité centrale de gestion apte à collecter, stocker et ordonner les données relevées par le ou lesdits capteurs,
 - une carte de contrôle desdites LEDs, sous la dépendance de ladite unité centrale.

Le système optique peut être un endoscope, si le ou les 25 capteurs sont placés hors de la zone de lecture, ou un simple système de lentilles si le ou les capteurs sont placés contre la zone de lecture. Le système peut donc être très simple pour la peau ou moyennement complexe si il est souhaité de disposer d'une extrémité très fine. Ceci est totalement impossible dans 30 les techniques dites à lumière structurée où il est nécessaire de disposer d'un conduit pour la lumière projetée et un autre pour l'image réfléchie.

L'unité centrale de gestion est également apte, éventuellement, à convertir les données de valeurs analogiques en valeurs numériques. Le fait de ne pas devoir gérer un système de projection de masques ou de franges réduit significativement l'unité centrale à son strict minimum: la gestion d'une caméra double vue stéréoscopique couleur.

La carte de contrôle est apte à déclencher préférentiellement telle ou telle LED en fonction des programmes mis en œuvre. En effet les LEDs seront commandées alternativement ou ensemble, ou en ordre variable en fonction du programme mis en œuvre.

Le système électronique comporte également :

- une carte alimentation de type standard capable de fonctionner sous USB ou sous batterie. Suivant qu'on utilise un système libre (sans connexion par fil) ou connecté, l'alimentation reste légère compte tenu de la faible consommation des composants mis en œuvre. La caméra est donc la première à pouvoir disposer d'une connexion sans fil,

- une carte mémoire miniaturisée incluse dans la caméra, permettant de stocker les vues et de les transférer à l'ordinateur à l'aide d'un support transportable sans avoir besoin de connexion USB,

Le système d'éclairage est un système d'éclairage à LEDs de différentes longueurs d'onde ou de couleurs dont la mixité peut conduire, par exemple, à la lumière blanche ou "de jour" afin d'avoir une visualisation couleur réelle ou stimulée (fluorescence). Le choix judicieux des LEDs permettra:

- soit de visualiser la zone mesurée en lumière du jour (LED dite "blanche")

- soit, par activation des LEDs, de mettre en évidence certains tissus comme, les tissus minéralisés dans le bleu ou les UV, un tissu dentaire fluorescent donc d'aspect particulièrement "mat"

- soit, encore, de visualiser certaines pathologies "dermiques" en fonction des longueurs d'onde sélectionnées. En particulier on sait que les pénétrations des longueurs d'onde peuvent être corrélées avec certaines pathologies, le choix judicieux du balayage de la zone permettra de visualiser ce qui n'est pas visible à l'œil, et ceci en relief.

- soit de permettre de repérer des points de calage de corrélation caractérisés par la couleur de marquage utilisé à la surface mesuré.

10 Cette même application permet aussi de pénétrer des zones de gencive plutôt fines, comme on le sait dans le sulcus dentaire, offrant à l'opérateur une vue de l'émergence de la dent. De même une couleur, par exemple dans les rouges, permet de s'affranchir des effets salivaires néfastes, à la différence
15 des méthodes actuelles.

Le dispositif comporte également un ordinateur de type standard, portable, embarqué ou de bureau, renfermant un logiciel de gestion et de traitement des programmes et des données, capable de restituer les informations sous une forme visible à l'écran, 2D ou 3D, mais aussi d'adresser les mesures à
20 des centres plus ou moins éloignés (internet, Wifi, ethernet ...) sous une forme standard assimilable à tout système de CFAO (STL..) ou sous une forme spécifique, moyennant des logiciels de traduction de langage. C'est dans cet ordinateur, avant de
25 disposer d'unité de calcul miniaturisé, que se placera le logiciel de restitution 3D et de commande de la caméra.

La présente invention concerne ainsi un dispositif de lecture stéréoscopique couleur, miniaturisé et dynamique d'une petite partie du corps humain associé à une caméra de n CCD ou n
30 Cmos, à un système de conversion analogique digitale, à une unité centrale de gestion des données, à une sortie des informations sous forme standard ou spécifique, à une amplification du message reçu par utilisation de LEDs de couleur blanche ou de valeurs spectrales spécialement désignées, et une

connexion ondulatoire (par exemple Wifi) ou par port USB auto alimenté, et par une alimentation par batterie ou par connexion électrique.

5 Cette invention permet de répondre aux problèmes exposés ci-dessus, en proposant une solution modulable, peu onéreuse et utilisable dans tous les cabinets dentaires et médicaux mais aussi comme instrument à main dans les laboratoires de prothèse, sous une forme simplifiée et agréable pour le patient.

10 En particulier cette invention répond aux nombreux problèmes évoqués précédemment :

- 1) par les moyens mis en œuvre, le dispositif est simple dans sa fabrication ce qui le rend particulièrement résistant,
- 2) cette simplicité a une conséquence essentielle sur le prix de fabrication, donc sur le prix de vente particulièrement depuis
15 la démocratisation des éléments électroniques utilisés comme les CCD, les Cmos ou les LEDs,
- 3) l'alimentation, particulièrement simple, peut être contenue dans la liaison USB de connexion avec tous types d'ordinateurs capables de recevoir le langage standard de sortie type, par
20 exemple STL,
- 4) la manipulation d'images stéréoscopiques, base de cette nouvelle invention permet un auto calibrage supprimant tout ajustage dans le temps, ce qui n'est pas le cas des méthodes actuelles utilisant les lumières dites structurées,
- 25 5) le fait de travailler avec des capteurs CCD ou Cmos dans une position spatiale prédéfinie, immuable et figée durant la fabrication, les uns par rapport aux autres, évite la nécessité de connaître les mouvements de l'objet ou des caméras (les uns par rapport aux autres), ramenant le problème de disparité à un
30 simple problème de corrélation de densité dans le nuage de points,

- 6) le fait de ne pas utiliser de mesures de déformation de lumière structurée permet de travailler sur des images du corps lui-même en couleur,
- 7) le fait d'avoir des images en couleur permet de sélectionner
5 sélectivement manuellement ou automatiquement certaines parties du corps humain, par exemple de reconnaître les dents et la gencive séparément,
- 8) le fait de travailler sans lumière structurée permet aussi de ne pas avoir recours à des surfaces de "coating", facteur
10 d'imprécision notoire lorsque l'on voisine des valeurs proches du micron, ce qui est nécessaire dans toutes mesures ayant pour objet l'ajustage d'une prothèse ou d'un diagnostic,
- 9) l'utilisation de diode électro luminescente permet de visualiser certaines zones légèrement sous-cutanées ou sous-
15 gingivales afin de parfaire la lecture dans des zones invisibles sans avoir recours à des méthodes chirurgicales (rétractions gingivales) ou des méthodes plus complexes (OCT) pour des diagnostics simples,
- 10) elle permet aussi, par des marquages volontaires simples en
20 couleur, de repérer plus facilement certaines zones naturellement colorées sur lesquelles on peut s'appuyer, ou de faciliter les corrélations de vues en sélectionnant l'éclairage d'une LED de couleur complémentaire au marquage,
- 11) l'auto corrélation étant aujourd'hui, avec les outils
25 softwares récents, facilitée par les informations couleurs, permet de filmer en dynamique : une surface complexe (arcade entière), les mouvements de ces surfaces (arcades du haut par rapport aux arcades du bas) ou les réactions aux diagnostics physiques (réaction du cristallin ou d'une tumeur à la
30 pression),
- 12) l'utilisation d'un seul des capteurs d'images permet de basculer d'une image 3D en image 2D pour disposer, avec le même outil, d'une analyse planaire et d'une analyse spatiale, ce qui est la base de beaucoup d'appareils aujourd'hui sur le marché,

13) une seule vue doublée ou triplée au même moment, est suffisante pour extraire la troisième dimension, ce qui évite tout "bougé" dans le captage des données,

14) la restitution 3D à l'écran est rendue possible sur des
5 écrans haute définition 3D standards ce qui n'est pas la cas, sans traitement complexe des systèmes endobuccaux actuels,

15) la simplicité des traitements permet l'utilisation d'un ordinateur standard de bas de gamme,

16) enfin, l'appareil proposé est universel dans son champ
10 d'application, et répond à de nombreuses demandes en matière de coût, de précision et d'imagerie diagnostic.

Le dispositif selon l'invention permet d'avoir une vue dynamique en se déplaçant sur la zone d'analyse, à la différence des systèmes en phase profilométrique qui doivent faire un
15 minium de quatre vues pour extraire le relief, le système utilisé dans la présente invention, se contente d'un seul cliché double, évitant tout bougé dans la mesure ou l'intégration de l'information sur le capteur est immédiate.

La présente invention consiste donc à réaliser une
20 empreinte dentaire, dermatologique ou ophtalmologique à l'aide d'un ensemble de capteurs CCD ou Cmos en position prédéterminée dans le montage géométrique du système optique associé à l'électronique de gestion des données hardware (cartes de gestion) et softwares (logiciel de gestion des données) afin de
25 résoudre le problème inhérent aux systèmes stéréoscopiques classiques (connaissance de la position variable des caméras les unes par rapport aux autres).

La présente invention consiste aussi à associer, de manière obligatoire, un système d'éclairage à LED de longueur
30 d'onde prédéfinie, afin de permettre une mise en corrélation des vues statiques ou dynamiques de manière particulièrement facile au niveau de la reconnaissance des points de référence et des points de corrélation.

Selon un premier mode de réalisation, le dispositif comporte trois capteurs destinés à être régulièrement positionnés, selon une géométrie connue, autour de l'objet à étudier, des lentilles de focalisation placées en face de chaque capteur suivant un axe optique central dont on connaît parfaitement la position et l'orientation spatiale des uns par rapport aux autres, lesdites lentilles, en position colinéaire par rapport à l'axe de vision du capteur, formant trois chemins d'images propres à chaque capteur.

Afin de simplifier la corrélation des vues et d'ajuster l'effet zoom entre chaque capteur, les captures d'images sont faites au même moment, ce qui signifie que les trois images 2D capturées, à angulations différentes, arrivent dans le système de traitement d'images au même moment. Il n'existe aucun "time out" entre chacune de ces prises de vues, ce qui a l'avantage de simplifier considérablement le traitement de l'image et la recherche de la troisième dimension. Cela a l'avantage de recalibrer les nuages de points apparus sur une zone vue par plusieurs capteurs et de corriger l'effet zoom apparaissant obligatoirement du fait de la position variable de l'objet par rapport à l'ensemble des capteurs.

Le calcul de la troisième dimension étant basé sur la recherche de points similaires, facilitée par le positionnement prédéfini des capteurs mais particulièrement difficile pour des surfaces uniformes comme le sont les surfaces dentaires ou la peau, est associé à ces trois capteurs des LEDs dans le blanc pour révéler la couleur réelle de l'objet mesuré. Les points images renferment donc deux informations complémentaires, le temps (moment de la prise de vue qui deviendra commun à l'ensemble des trois vues pour simplifier les calculs), et, sans que cela soit obligatoire, une cinquième dimension elle-même divisible dans un système chromatique, et qui correspond à l'information couleur.

Avantageusement ces LEDs peuvent aussi être d'une longueur d'onde (de quelques nanomètres) prédéfinie permettant de mettre

en évidence des marquages naturels (fonds de sillons ou zones de couleurs différenciant tumeurs, gencives ou teintes des dents) ou des sur marquages réaliser avant la prise d'empreinte fiat à l'aide de marqueurs de couleur complémentaire.

5 Avantageusement ces marquages peuvent être des objets de différentes formes, placés (dans la zone mesurée), collés ou logés (dans les espaces inter dentaires ou sur les têtes d'implant) sur l'objet analysé.

10 Avantageusement, cette ou ces LEDs sont placées autour de chaque lentille de focalisation de l'image placée devant le capteur.

Avantageusement ces LEDs peuvent être une association entre les LEDs blanches et de longueur d'onde prédéfinie.

15 Avantageusement, pour faciliter la recherche de la troisième dimension, et pour ramener les calculs à une géométrie à une dimension, préférentiellement la présente invention utilise des capteurs en position équilatérale.

20 Selon un deuxième mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comporte deux capteurs régulièrement positionnés autour de l'objet étudié selon une géométrie connue. Les lentilles de focalisation sont placées en face de chaque capteur suivant un axe optique central dont on connaît parfaitement la position et l'orientation spatiale des uns par rapport aux autres. Ces lentilles, en position colinéaire par rapport à
25 l'axe de vision du capteur forment deux chemins d'images propres à chaque capteur.

30 Afin de simplifier la corrélation des vues et d'ajuster l'effet zoom entre chaque capteur, les captures d'image sont faites au même moment, ce qui signifie que les deux images 2D capturées, à angulation différente, arrivent dans le système de traitement d'images au même moment. Il n'existe aucun "time out" entre chacune de ses prises de vues, ce qui aura l'avantage de simplifier considérablement le traitement de l'image et la recherche de la troisième dimension. Cela a l'avantage de

recaler les nuages de points apparus sur une zone vue par plusieurs capteurs et de corriger l'effet zoom apparaissant obligatoirement du fait de la position variable de l'objet par rapport à l'ensemble des capteurs.

5 Le calcul de la troisième dimension étant basé sur la recherche de points similaires, facilité par le positionnement prédéfini des capteurs mais particulièrement difficile pour des surfaces uniformes comme le sont les surfaces dentaires ou la peau, est associé à ces trois capteurs des LEDs dans le blanc
10 pour révéler la couleur réelle de l'objet mesuré. Les points images renferment donc deux informations complémentaires, le temps (moment de la prise de vue qui deviendra commun à l'ensemble des deux vues pour simplifier les calculs), et sans que cela soit obligatoire, une cinquième dimension, elle même
15 divisible dans un système chromatique, et qui correspondra à l'information couleur.

Avantageusement ces LEDs peuvent aussi être d'une longueur d'onde (de quelques nanomètres) prédéfinie permettant de mettre en évidence des marquages naturels (fonds de sillons ou zones de
20 couleurs différenciant tumeurs, gencives ou teintes des dents) ou des marquages réalisés avant la prise d'empreinte, faits à l'aide de marqueurs de couleurs complémentaires.

Avantageusement ces marquages peuvent être des objets de différentes formes placés (dans la zone mesurée), collés ou
25 logés (dans les espaces inter dentaires ou sur les têtes d'implants) sur l'objet analysé.

Avantageusement, cette ou ces LEDs sont placées autour de chaque lentille de focalisation de l'image placée devant le capteur.

30 Avantageusement ces LEDs peuvent être une association entre les LEDs blanches et de longueur d'onde prédéfinie.

Selon un troisième mode de réalisation, les capteurs sont répartis sur toute ou partie d'une arcade dentaire afin de réaliser une empreinte en un seul cliché, évitant le balayage

clinique de l'arcade du patient par l'opérateur. Ils sont ainsi disposés dans une sorte de porte-empreinte optique permettant la saisie complète de l'arcade en un seul cliché. Cette configuration étant permise par la simplicité du dispositif
5 selon l'invention.

Les LEDs sont réparties le long du porte-empreinte et sont commandées ensemble ou spécifiquement suivant l'analyse en cours et tel que cela est défini dans le premier mode de réalisation.

La bouche présentant des ouvertures variables, il est
10 possible que l'encombrement de la tête d'analyse du montage précité ne permette pas son introduction jusque dans les zones inter dentaires profondes (zones molaires). Aussi et
avantageusement, la présente invention propose, selon un
quatrième mode de réalisation, une variante composée
15 d'endoscopes uniquement conduits d'image, à la différence des autres systèmes dentaires, dont la lentille de tête se trouve dans la même position que les capteurs préalablement décrits. Dans ce cas l'image est :

- soit reflétée par un miroir ou un prisme qui renvoie l'image
20 de la zone mesurée sur le capteur, lui-même pouvant comporter un système de lentille de telle sorte que le plan focal image se trouve dans le plan occupé par le capteur.

- soit conduite par une fibre optique "image" réduisant et simplifiant le montage optique de l'endoscope.

25 Dans ces deux cas, les LEDs peuvent se trouver dans le corps de la caméra et la lumière est alors conduite par une fibre optique, ou alors elles sont reportées autour de la lentille frontale, à l'extrémité de l'endoscope.

Avantageusement ces endoscopes peuvent être d'un nombre
30 supérieur au nombre de capteurs. Dans ce cas un même capteur peut se trouver en face de plusieurs endoscopes visualisant différentes zones du corps humain analysé. Cela a l'avantage de réduire la partie électronique de la caméra et/ou d'augmenter la quantité des points de vue image lors de la prise de vue.

Pour préserver la qualité de chacune des images il est possible:

- soit décaler le temps, par exemple de quelques 1000e de secondes, de la lecture de l'image de chaque endoscope à l'aide d'un obturateur mécanique ou électronique. .

5 - soit de travailler à des fréquences, modulations ou intensités d'image différentes évitant un décalage entre chacune des vues propres à chacun des endoscopes intéressant un seul capteur.

10 Selon un cinquième mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comporte un seul capteur et/ou d'un seul endoscope. Dans ce cas ce n'est plus la position prédéfinie du capteur qui définit l'ensemble des vues, tel que cela a été vu précédemment, mais les séquences de saisies successives.

15 La caméra renferme un seul capteur, ou un seul endoscope associé à un seul capteur, et ce sont les mouvements de déplacements corrélés à une séquence de prises de vue automatiques, qui définit les différents plans de prises de vue. Par exemple la première image est prise au temps T_0 puis un léger déplacement, qui conduit à un changement d'angle de vue, est accompagné d'une nouvelle prise de vue au temps $T_0 + 1$ 20 seconde (par exemple) et ainsi de suite. Ce système composé d'un seul capteur ou, sans que cela soit obligatoire, d'un seul endoscope associé à un seul capteur, est particulièrement simple, peu coûteux et très miniaturisé. Les LEDs entourent l'extrémité image, autour de la lentille de focalisation, 25 suivant les règles définies dans le premier mode de réalisation.

Enfin, et sans que cela soit limitatif, il existe une variante particulière à tous les modes de réalisation, qui utilise un micro miroir type "micro miror DMD Discovery" de Texas Instrument ®, qui associé à la carte ODLP permet de 30 diriger les images selon un angle prédéfini. Cette technologie, utilisée largement dans les projections des vidéos projecteurs miniaturisés, sert, dans la présente invention, de capteurs d'images à différents angles.

Ainsi, selon un sixième mode de réalisation, le dispositif selon l'invention, comporte un tel micro miroir associé à un ou plusieurs capteurs CCD ou Cmos et aux LEDs.

5 Ce micro miroir permet de prendre x prises de vues, sous des angles différents, et à des vitesses extrêmement élevées, sans bouger la caméra. Le micro miroir, placé derrière l'optique de focalisation renvoie l'image sur tout ou partie du capteur CCD ou Cmos, en suivant un chemin optique d'images simple et direct. La première image est donc réfléchié suivant un angle
10 prédéfini. Immédiatement après le micro miroir change d'angle et reflète une nouvelle image légèrement décalée et sous un angle différent de la première image sur le même CCD ou Cmos, après rafraîchissement, ou sous une autre partie du même CCD ou encore sur un nouveau CCD ou Cmos, positionné en fonction des angles
15 prédéfinis par la position angulaire du micro miroir.

Il est possible de répéter ces opérations un grand nombre de fois en faisant simplement varier l'angulation du micro miroir. Ce montage a l'avantage de permettre l'utilisation d'un seul système optique à la tête de la caméra, un seul miroir
20 offrant différents angles de réflexion d'images, et un seul capteur, se trouvant ou non devant un système de conduction d'images pouvant être une fibre ou un système de lentilles.

Il va de soi que plus les images sont nombreuses sous des angles différents, et plus la mesure est précise. C'est pour
25 cette raison que la présente invention ne se limite pas à l'utilisation d'un seul micro miroir mais éventuellement à plusieurs, ce qui a l'avantage de multiplier le nombre de vues. Ainsi, si le système renferme trois capteurs, comme défini dans le premier mode de réalisation, et si quatre angles de
30 visualisation des micro miroirs sont choisis (90° , 92° , 94° et 96°) on obtient en une seule vue douze images différentes à des angles de vue différents en quelques millièmes de secondes.

Ainsi la présente invention peut être définie comme étant un dispositif de prise de vue dentaire et médical en trois

dimensions sans utiliser la projection de lumière structurée, à la différence de tous les systèmes existants, et composé d'un ou plusieurs systèmes optiques de focalisation de une ou plusieurs vues, associé directement à un ou plusieurs capteurs CCD ou Cmos, ou éventuellement indirectement afin de limiter l'encombrement de la tête de la caméra, par l'intermédiaire d'un prisme, miroir ou des micro miroirs conduits d'images endoscopiques par des lentilles ou des fibres, sous un éclairage à LED blanche ou/et de valeurs chromatiques définies.

Reste bien entendu l'approche mathématique de ce qu'on appelle le petit b/h , c'est à dire la mesure de la troisième dimension z , dans la mesure où x et y sont définis par leur position sur les pixels des capteurs, lorsque l'espace entre les deux centres optiques des lentilles de focalisation sont faibles par rapport à la distance h de la profondeur de champ au centre optique de ces lentilles.

le modèle utilisé pour un faible b/h est:

$$I_{right}(x) = \lambda(x) \cdot I_{left}(x + \epsilon(x))$$

où ϵ est la déformation géométrique.

$$\partial z = \partial \epsilon / b/h$$

sur ces bases est utilisé le principe de Shannon pour résoudre les problèmes de disparité des mesures dues à la sub pixelisation.

$$\int u(x + \mu m) \cdot u(x) \cdot dx$$

$$\rho_{x_0}(\mu m) = \frac{\varphi_{x_0}}{\|u(\cdot + \mu m)\|_{\varphi_{x_0}} \cdot \|\check{u}\|_{\varphi_{x_0}}}$$

$$\text{où } \check{u} = \int \rho_{x_0}(x) \cdot u^2(x) \cdot dx$$

Les avantages et les caractéristiques du dispositif selon l'invention, ressortiront plus clairement de la description qui suit et qui se rapporte au dessin annexé, lequel en représente plusieurs modes de réalisation non limitatifs.

Dans le dessin annexé :

- la figure 1 est une vue schématique en perspective et en éclaté du dispositif de mesures tridimensionnelles et temporelles selon l'invention.
- 5 - les figures 2a, 2b, 2c, 2d et 2e, représentent des vues schématiques en une coupe longitudinale d'une partie du même dispositif, selon des modes de réalisation différents.
 - la figure 2f représente une vue schématique en perspective d'une partie de la figure 2e.
- 10 - les figures 3a, 3b, 3c, 3d et 3e représentent des vues en coupe transversale de la même partie, selon des modes de réalisation différents.
 - les figures 4a, 4b et 4c représentent des vues de différentes configurations du dispositif selon l'invention utilisé en dentisterie.
- 15 - les figures 5a, 5b et 5c représentent des vues schématiques de détails des figures 4a, 4b et 4c.
 - les figures 6a, 6b, 6c et 6d représentent des variantes du dispositif selon l'invention, dans d'autres domaines que la dentisterie.
- 20 - la figure 7 représente un schéma illustrant le fonctionnement du dispositif selon l'invention.
 - la figure 8 représente une illustration schématisée des différentes étapes du traitement de la mesure dentaire et de l'analyse des tissus utilisant le dispositif, objet de l'invention.
- 25 - la figure 9 représente un diagramme schématisé des différentes étapes du traitement de la mesure dentaire et de l'analyse des tissus utilisant le dispositif, objet de l'invention dont on a illustré précédemment les différents montages.
- 30 - les figures 10 et 11 représentent de vues schématisées des différentes étapes du traitement de la mesure dermatologique ou

ophtalmologique et de l'analyse des tissus utilisant le dispositif, objet de l'invention dont on a illustré précédemment les différents montages.

5 - la figure 12 représente une vue schématique illustrant la modélisation d'un mélanome, au moyen du dispositif selon l'invention.

Comme visible dans la figure 1, le dispositif selon l'invention comprend une caméra à focale fixe 1 utilisant la technologie décrite dans l'invention, une connexion 2 entre la caméra 1 et
10 le câble 3 servant d'alimentation et de transfert des données, la connexion 4 entre le câble et l'ordinateur 5 étant de type USB et le boîtier 6, pouvant être placé en intermédiaire servant à l'adjonction de carte de pilotage du processeur de la caméra et /ou de traitement de l'image si celles ci ne sont pas placées
15 dans la caméra ou dans l'ordinateur.

Cette même caméra 1 peut utiliser une connexion de transmission d'images, ou de données issues des images, sans fil type Wi fi et un système de recharge pour batteries rechargeables pour l'énergie à apporter à la caméra.

20 Pour détailler chacune des parties de cette invention, nous nous reporterons aux figures 2a, 2b, 2c, 2d et 2e qui présentent une option clinique dentaire sous son aspect fonctionnel.

Le dispositif, présenté sur ces figures, comporte une caméra et mesure couleur tridimensionnelle, comportant la saisie totale
25 d'une ou plusieurs vues de l'objet mesuré, avec un système de focalisation fixe, stable, pré calibré et immobile, sans aucune correction dynamique de focalisation ou sans projection de lumières structurées projetées ou balayant l'objet mesuré, type points, lignes, grilles à pas connus fixes ou déplacées,
30 disposant de LEDs d'éclairage par lumière blanche ou à longueurs d'onde connues et définies préalablement permettant de mettre en évidence les couleurs que l'on désire extraire de l'image mesurée. Les capteurs, eux- même en position fixe, stable, pré calibrée et immobile sont placés derrière le système optique,

ici au nombre de deux afin d'observer l'ensemble de l'objet mesuré selon un angle différent préalablement défini au moment de la calibration de la caméra durant sa fabrication. A la différence de tous les systèmes existants, la présente caméra ne
5 comporte aucune division de l'image saisie, aucun mouvement mécanique de focalisation et aucune projection de lumière structurée. C'est l'association judicieuse des lumières délocalisées, c'est à dire ne venant qu'éclairer la scène, qui permet de mettre en évidence les éléments intéressants pour
10 l'observateur et les analyses qu'il souhaite faire en terme de mesure ou de diagnostic.

Ces caractéristiques sont réputées fixes et non modifiables par l'opérateur à l'exception du type d'éclairage sélectionné, encore que cette fonction peut être pilotée par une succession
15 d'actions automatiques conduisant au diagnostic désiré. Pour ce faire, l'opérateur (dentiste, prothésiste ou médecin) dispose d'un ordinateur lui indiquant les opérations que peut exécuter la caméra et lui permettant de faire le choix entre une fonction et une autre.

20 Ainsi en fonction "mesure", après avoir sélectionné ce mode d'action, l'opérateur lancera la mesure, à l'aide d'un bouton situé sur la caméra, ou d'une pédale reliée à l'ordinateur ou au boîtier intermédiaire, après avoir positionné la caméra sur la zone à mesurer et l'arrêtera lorsqu'il jugera avoir assez
25 d'informations il cessera la pression ou appuiera une deuxième fois. Le fait d'avoir une image colorée permet à l'opérateur de disposer d'analyse automatique des zones dentaires (blanches en général) et gingivales (rouges en général) ce qui est impossible dans les méthodes actuelles utilisant les projections par
30 lumières structurées. De même par le positionnement d'index de couleurs connues il a la possibilité de faire des analyses discriminatives pour la reconnaissance d'objets dans l'image mais aussi leur position (têtes d'implants ou de tenons, brackets d'orthodontie...) ou encore pour faciliter la

corrélation des vues (repères, tracés colorés sur l'objet ou couleurs sélectives comme les fonds de sillons ...)

Ainsi dans la fonction diagnostic il sélectionnera sur l'ordinateur le type de diagnostic désiré, par exemple mélanome,
5 et la caméra lancera un balayage de longueur d'onde correspondant à la mise en évidence des zones intéressant les longueurs d'onde présélectionnées et présentes sur une image 3D. En plus de cela, et grâce à l'analyse 3D de l'objet, le recouvrement des mesures dans le temps permettra de mieux suivre
10 l'évolution de la dite pathologie. Il est en effet admis par les professionnels que l'étude d'une image suspecte peut être faite en 2D mais c'est surtout l'évolution de son volume et de sa couleur qui sert de référence au suivi dans le temps de sa dangerosité. Le fait de disposer d'un volume référé à un centre
15 mathématique (comme par exemple le barye centre) permet de superposer les images sur un centre dépendant de l'objet et non pas de l'observateur afin d'en apprécier objectivement l'évolution du volume, l'analyse de la couleur venant se reporter sur une forme 3D, ce qui n'est pas le cas aujourd'hui
20 des méthodes pratiquées sur des surfaces 2D ou celles utilisant des lumières ou les ondes structurées (OCT, scanner ou IRM).

Ainsi dans la fonction analyse de couleur, après avoir sélectionné cette fonction, l'analyse de la couleur du volume mesuré et reporté sur celui-ci pourra se faire sur des bases ne
25 dépendant pas du méta méréisme dépendant de l'éclairage présent dans la pièce de l'opérateur. Le fait de disposer de plusieurs longueurs d'onde permettra de se rapprocher d'un spectre continu et de disposer d'une analyse spectro colorimétrique. Pour simplifier cette opération, il sera possible de ne se reporter
30 qu'aux trois couleurs RGB complémentaires et effectuer une simple analyse colorimétrique.

Enfin, et ceci n'est pas limitatif, le fait de disposer de deux images 2D pour construire l'image 3D permet, en temps réel, de basculer la vision sans modification de la caméra à des
35 visualisations 2D couleurs comme l'ensemble des caméras

disponibles sur le marché de la dentisterie aujourd'hui. Notre caméra permet donc, du fait qu'elle n'utilise pas de projection de lumières structurées, d'effectuer toutes les fonctions connues aujourd'hui incluant les effets zoom, mais aussi les applications de diagnostics couleurs sur des images 2D comme les 5 détections de caries par fluorescence dans les verts, bleus ou ultra violet (de 500 à 300 nm) ou les visualisations dans les rayonnements rouges et infrarouges (de 600 à 900 nm), suivant les LEDs qui auront été émulées dans l'analyse.

10 Ce même effet zoom en image couleur ou les émulations pourront être faites sur les images 3D. Il va de soi que le passage de la couleur au niveau de gris ne sera qu'une fonction offset présente dans les logiciels pilotant les traitements d'images issus du fonctionnement de la caméra.

15 La connexion entre la caméra et l'ordinateur peut se faire avec ou sans fil.

Selon l'invention la connexion par fil 3 sera préférentiellement par l'intermédiaire d'une connexion USB 4 autoalimentée avec un port spécifique 2 côté caméra 1. Cette connexion spécifique 2 20 sera conçue de telle manière qu'elle sera adaptable à toutes formes de caméras qui, comme cela sera vu plus loin peuvent revêtir différents aspects.

De même manière, et selon l'invention, la connexion pourra être sans fil, en mode, par exemple et ceci n'est pas limitatif, par 25 Wifi. Dans ce cas l'antenne sera incluse dans la caméra ou connectée à la place de la connexion spécifique 2. De même, sur l'ordinateur sera introduite dans la connexion USB une antenne d'envoi et de réception des données correspondant aux ordres donnés par le programme situé dans la caméra ou dans 30 l'ordinateur. Cette disposition permettra une communication rapide, conviviale et aisée quelque soient les configurations des cabinets médicaux, dentaires ou des laboratoires de prothèse.

Selon l'invention, l'ordinateur 5 est de type standard avec un écran, inclus ou détaché. Cet ordinateur utilise des cartes standards spécialement programmées pour piloter la caméra ou des cartes spécifiques de pilotage qui sont placées sur le bus.

5 Dans le cas où l'ordinateur ne pourrait pas être équipé ou s'il est préalablement présent dans l'unité de soin, un boîtier intermédiaire 6 est positionné entre la caméra et l'ordinateur pour suppléer à ce manque. De la même manière et pour la même fonction, ce boîtier sera positionné en aval de l'ordinateur, et
10 la connexion USB 4 de la connexion sera directement branchée sur le port USB de l'ordinateur sans intermédiaire.

Dans la configuration représentée sur la figure 2a, une section présente la tête de la caméra 7, un bras 8 permettant son introduction en bouche et un corps 9, souvent à l'extérieur de
15 la bouche. La tête présente la section de l'ensemble optique d'une lentille centrale 10 du système optique comprenant trois ensembles (lentilles de focalisation fixes, c'est à dire sans réglage de focalisation avant la prise de vue, et capteurs CCD ou Cmos) connectés à la carte de connexion d'images 12 par un
20 câble 11 de préférence blindé pour éviter toutes interférences néfastes à la qualité de l'information transmise. Cette carte est elle-même reliée à l'ordinateur 5 ou au boîtier spécifique 6 grâce au connecteur spécifique 13 dépendant de la caméra 1. Cette même section longitudinale permet de distinguer les LEDs
25 placées vers le système optique 14 à l'intérieur de la tête protégée par la glace de protection 17 et/ou en périphérie du système optique, en dehors de celui-ci 15. Un bouton 18 permet d'actionner la prise de vue, si on n'utilise pas la pédale de commande. Le fait d'utiliser un système de prises de vues sans
30 décalage permet de prendre cette image 3D avec le bouton sans risquer le flou pouvant être créé par un mouvement involontaire.

La conception de cette caméra a pour objectif de recouvrir une champs de lecture relativement étroit (un volume de 15x15x15 cm) avec une précision de quelques μm . Pour cela le champ balayé par

les systèmes de vision sont identiques mais les points de vues ont un angle légèrement différents.

Dans la configuration représentée à la figure 2b, on voit une coupe longitudinale avec seulement deux systèmes optiques dont on ne voit ici que la section d'un des deux systèmes 19 et les LEDs 14 et 15 pouvant occuper les mêmes positions que décrites précédemment. Cette configuration permet de réduire significativement le volume de la tête de la caméra mais oblige à un développement software plus conséquent.

Dans la configuration représentée à la figure 2c les capteurs CCD ou Cmos 20, et les systèmes de focalisation fixes 21 placés cette fois-ci dans le corps de la caméra, sont positionnés en face de miroirs réflecteurs d'images. Ces miroirs, qui peuvent être au nombre de deux ou plus, dont on voit une partie de l'un d'eux 22 ont une angulation telle qu'ils peuvent couvrir la même zone de lecture sous des angles légèrement différents permettant au capteur d'enregistrer la même scène avec un léger décalage spatial.

Dans la configuration représentée à la figure 2d les capteurs CCD ou Cmos 20, et les systèmes de focalisation fixes 21 sont toujours placés dans le corps de la caméra, mais les miroirs sont positionnés en face de micro miroirs 24 pilotés par la carte processeur, par exemple de type FPGA situés dans la caméra 1 dans l'ordinateur 5 ou dans le boîtier intermédiaire 6. On sait que les micro-miroirs, très utilisés pour la projection d'images dans les projecteurs vidéos, le sont rarement dans les techniques de visualisation. Ces micro miroirs pouvant être orientés dans les trois directions de l'espace et ce, très rapidement, un seul miroir peut remplacer une dizaine de miroirs, et même plus, permettant de voir une scène légèrement différente, dont une partie commune le sera sous des angles différents. Les DMMD (ou digital Micro Mirror Device) appelés aussi DLP (Digital Light processing) , par exemple de Texas Instrument, utilisent des micro miroirs (par exemple $10\mu\text{m}\times 10\mu\text{m}$) dont l'angle change rapidement sous l'effet de variation du

voltage ou de la tension. Leur nombre étant supérieur à 1024 x 1280, la précision annoncée est possible. Le voltage de modification d'angle est envoyé à l'adresse des électrodes indiquant la torsion à appliquer à la rotule supportant et orientant le miroir. Une inversion de polarité est suffisante pour mettre le miroir dans une autre position. Les miroirs sont tellement petits que le changement se fait en moins de 15µs.

Cette solution est tout particulièrement intéressante car elle permet de sectoriser les vues et de les enregistrer facilitant ainsi les corrélations des images durant la phase de traitement d'images.

Il va de soi que cette même configuration peut se concevoir, selon l'invention, avec le capteur situé dans la tête ou dans le bras de la caméra, évitant ainsi une déperdition de l'image ou un bras trop important risquant de gêner les insertions dans des zones étroites. De même un seul capteur peut être sectorisé en surface afin qu'il soit en mesure de recevoir plusieurs vues en même temps.

Enfin dans la configuration représentée à la figure 2^e, des capteurs CCD ou Cmos 20 et leur système optique 21 placés dans le corps de la caméra, sont positionnés en face de fibres optiques de transmission d'images 26 dont l'orientation de la section de sortie ou la torsion appliquée à l'extrémité, visible sur la figure 2f, 30 et 31, permet de recouvrir un champ identique sous des angles différents 32. Ces fibres peuvent être en nombre multiple permettant ainsi un captage sous plusieurs angles, et les systèmes optiques et capteurs peuvent être positionnés dans la tête ou dans le manche pour éviter les réductions du signal image.

On notera que, pour toutes les configurations représentées sur ces figures, les LEDs peuvent être positionnées dans la tête de la caméra 14 ou dans le corps de celle ci 27. Dans ce dernier cas elles sont placées en face d'une fibre transmetteuse de

lumière 28 ayant son extrémité, projetant la lumière, située à la tête de la caméra 29.

En référence maintenant à la figure 3a, on peut voir une représentation du dispositif selon l'invention utilisant, dans
5 la tête de la caméra 7, trois systèmes optiques fixes 10 et équilatéraux 34 de focalisation de l'image 21 positionnés autour de l'objet mesuré 35 et placés à une distance fixe et prédéterminée par calibration devant les capteurs CCD ou Cmos 20
10 placés à l'extrémité du boîtier, sans recours à des endoscopes ou de miroirs de réflexion et selon la configuration à trois capteurs laissant voir la position possible des LEDs d'éclairage spécifique 14 ou de lumière de longueurs d'onde spécifiques 33. Comme on le voit sur cette section, ces mêmes LEDs 15 peuvent
15 aussi être placées autour de la fenêtre 17 ce qui permet de mieux éclairer la scène mesurée.

En référence maintenant à la figure 3b, on peut voir une coupe frontale de la configuration de la figure 2b, les deux systèmes optiques fixes de focalisation de l'image 21 sont positionnés
20 autour de l'objet mesuré et placés à une distance fixe et prédéterminée par calibration devant les capteurs CCD ou Cmos 20 placés à l'extrémité du boîtier, sans recours d'endoscopes ou de miroirs de réflexion. Nous retrouvons les LEDs elles-même en position centrale temps pour les LEDs de lumière blanche 14 que pour les LEDs à longueur d'onde spécifiques 33. Ces LEDs 15 et
25 37 peuvent aussi être placées autour de la glace protégeant l'ensemble optique 17. La position ici est sous la forme particulière d'un triangle isocèle 38 mais ceci n'est pas limitatif. Toutes positions des systèmes optiques 10 sont envisageables dans la mesure où la configuration est figée dans
30 le logiciel de mesure et de corrélation des vues. Dans cette même figure, du fait de la réduction du volume des éléments optiques, peut être placé un système de traitement d'images 36 (image processing), à proximité des capteurs ce qui évite les déperditions de l'information le long des fils de connexion.

En référence maintenant à la figure 3c, on peut voir que des miroirs de réflexion de l'image 39 peuvent être au nombre de deux ou plus sont positionnés dans la tête de la caméra selon des angles différents et permettent le captage de l'image sur un
5 ou plusieurs capteurs CCD ou Cmos 20 placés derrière les systèmes de focalisation 21 dans le corps de la caméra 1, eux - même positionnés en face des miroirs conductions d'image concernés. Nous retrouvons les différentes LEDs 14-17-33 et 37 ainsi qu'éventuellement le système de traitement de l'image 36.

10 Une variante est proposée sur la figure 3d. Il s'agit dans ce cas de n'utiliser qu'un seul miroir 40 d'anguler légèrement les systèmes optiques 10 incluant les systèmes de focalisations 21 et les capteurs 20. On retrouve cette disposition très particulière dans le dessin complémentaire où l'on voit au
15 travers de la vitre de protection l'unique miroir 40 situé dans la tête de caméra et la position des deux capteurs 42 faisant un angle relativement faible, de quelques degrés, de telle sorte que la surface du miroir soit nécessaire et suffisante pour refléter une image les deux angles différents correspondant à la
20 position des deux capteurs.

Il va de soi, et selon l'invention, que ce montage est un cas particulier et qu'il peut être composé de plus de 1 miroir et de plus de deux capteurs.

En référence maintenant à la figure 3e, correspondant à la
25 configuration de la figure 2d, nous voyons les micro miroirs 43 disposés à la place du miroir statique unique 40. Nous pourrions utiliser plusieurs composants DMMD mais un seul est suffisant. La multiplication permet de multiplier les images et d'augmenter la précision de la mesure tout en simplifiant les algorithmes de
30 recherche de la troisième dimension.

Dans ce montage, un seul ensemble système de focalisation 21 et CCD ou Cmos 20, sans que ce soit limitatif, se trouve dans le corps de la caméra 44 ou en position directement proche des micro miroirs, dans la tête de la caméra 45.

Nous pouvons aussi, dans les montages décrits dans les figures 3c et 3e conduire l'image à l'aide de fibres optiques transmetteuses d'images tel que montré dans la configuration de la figure 2e. Dans ce cas une ou plusieurs fibres optiques sont placées devant les miroirs, les micro miroirs ou directement en direction de l'objet mesuré (figure 2f), éventuellement derrière un système optique et dans l'axe du ou des capteurs CCD ou Cmos placés dans le corps de la caméra, eux -même positionnés en face de l'autre extrémité des fibres optiques de transmission d'image. Il est possible aussi d'utiliser des fibres très courtes et de placer les systèmes optique + capteur 10 dans la tête de la caméra, ce qui limite significativement le montage et le réglage du système.

Les figures 4a, 4b et 4c démontrent combien la présente invention répond à des besoins cliniques jusqu'alors restés sans réponse en dentisterie et ophtalmologie.

En dentisterie, le praticien qui souhaite faire un diagnostic ou une empreinte dans le but de réaliser une prothèse ou un implant a besoin de deux types d'approche, l'une rapide lui donnant seulement les informations nécessaires (en terme de surface mesurée et de précision apportée) et l'autre complète et précise. Par exemple la réalisation d'une couronne sur une molaire mandibulaire est réalisable par CFAO dentaire si l'empreinte optique de la zone de préparation est précise, complète et soignée si l'empreinte optique des dents antagonistes donne au moins les mesures des points de contacts (cuspides, sillons) et des formes d'arcades ce qui ne nécessite pas la même attention. De même une empreinte pour un appareil de redressement des dents (orthodonties) ne nécessitera pas autant de précision que celle se rapportant à la réalisation d'un bridge céramique sur des têtes d'implants.

C'est la raison pour laquelle le dispositif selon l'invention est décliné en trois types de caméras dentaires.

Le type 1, schématisé dans la figure 4a représente le dispositif de l'invention en dentisterie permettant la prise de plusieurs vues mais obligeant au déplacement de la tête de mesure. Il s'agit d'une caméra qui filme en 3D et en couleur les arcades dentaires en utilisant le principe de l'invention à savoir sans modification ou ajustage de la focale et sans utilisation de lumière structurée mais en utilisant la projection de lumières LEDs afin de favoriser la reconnaissance des tissus et des pathologies. Elle peut être d'une seule pièce, ou se diviser en deux parties, l'une appelée "tête de mesure" 46 comportant le système optique (lentilles + capteurs CCD ou Cmos) associé aux LEDs, et une deuxième partie 47 appelé "corps de traitement" contenant les cartes de contrôle et de traitement d'images disponibles pour, éventuellement, d'autres formes de "tête d'empreinte optique" connectables sur une prise spécifique 48 réunissant sur un corps universel 47 plusieurs types de "tête d'empreinte" comme la tête de caméra 46.

Le type 2 est composé du même montage d'unités de base, présent dans la tête de la caméra mais multiplié et réparti dans une sorte de porte- empreinte optique 49 pour une hémi arcade. Ce montage est rendu possible par le fait que n'ayant qu'un seul conduit image, sans conduit pour la lumière structurée, nous pouvons multiplier le long de l'hémi arcade, derrière la glace de protection 17 le montage se trouvant à l'extrémité de la caméra et de ce fait ne pas être obligé de parcourir l'arcade pour avoir l'information. Un seul cliché permet de saisir toute la surface dentaire se trouvant dans l'axe de prise de vue, ne comprenant pas les contres- dépouilles. Cette prise de vue est rapide et suffisante pour avoir une mesure ou une information complète sans provoquer de gêne pour le patient.

La partie traitement d'images peut être incorporée au porte- empreinte 50, ou celui -ci peut être déconnectable suivant une prise 48 analogue à celle du type 1, ce qui permet à ce porte - empreinte d'être peu coûteux, plus simple et d'utiliser le même

"corps de traitement" contenant les cartes de contrôle et de traitement d'images 47 que le type 1.

La connexion peut se faire par l'intermédiaire d'un câble complémentaire ou un système sans fil par exemple Wifi,
5 réunissant le connecteur 48 et le boîtier caméra 47, non présenté sur le dessin, afin de faciliter la manipulation du petit système de lecture et prise d'empreinte.

Le type 3 est une extension du type 2 pour l'ensemble de l'arcade, ayant une vitre de protection de la forme de l'arcade
10 complète 51, protégeant les systèmes optiques pré positionnés comme dans le système des figures 2a et 2b.

Comme le type 2, il est réalisé en une seule pièce avec un système de traitement d'images situé dans le manche 50 ou apparaît déconnectable grâce à une prise spécifique 48 lui
15 permettant de bénéficier du système de traitement d'images interchangeable 47.

Ce type 3 sera très utile pour les grandes reconstitutions occlusales correspondant à une prothèse sur l'arcade opposée ou pour certains diagnostics ne nécessitant pas une vue des zones
20 en contre- dépouille. Il trouvera aussi une application majeure en étant utilisé avantageusement pour la corrélation des vues radiologiques ou cône beam et ainsi faciliter le rassemblement des informations issues de l'empreinte optique et de l'empreinte radiologique. Technique et demande très importante dans le
25 domaine de l'implantologie, ce type 3 simplifiera considérablement la procédure et assurera le lien tant attendu entre la radio clinique et l'exercice du prothésiste en CFAO dans son laboratoire.

Nous savons en effet que dans les empreintes radiologiques en 2D type Scanner ou Cone beam, ou 3D type IRM, l'information de la
30 surface extérieure de la gencive et des dents existe mais n'est pas précise. La connaissance de cette même surface à l'aide de l'empreinte optique issue de notre invention, permet de réunir les deux fichiers afin de disposer d'un ensemble complet,

cohérent et précis permettant la réalisation des implants en toute sécurité, et de disposer des logiciels de CFAO dentaires existants.

Une section 52 de la figure 4a, type 2 ou 3, permet de voir deux
5 variantes de la disposition décrite dans les figures 3a et 3b. Il est possible, de plus en plus, de réduire les volumes des systèmes optiques associant capteurs et lentilles de focalisation, comme le montre les caméras Web incluses dans les écrans des ordinateurs portables. Comme notre système de
10 focalisation est figé et précis par rapport à un volume et une profondeur de champ définie, nous proposons donc, selon l'invention, de miniaturiser et de multiplier les capteurs afin de bénéficier d'une analyse de toute la surface étudiée, y compris les contres- dépouilles en distribuant ces ensembles le
15 long de l'empreinte optique à réaliser.

La figure 4b représente donc une variante de ces systèmes type 1, 2 et 3 avec des têtes de lecture (lentilles de focalisation et capteurs) miniaturisées 53 entourées des LEDs non visibles dans le dessin et protégées par la vitre 17. Cette variante
20 enveloppe toute ou partie de l'arcade, et permet de prendre des vues des surfaces vestibulaires 54, occlusales 55 et linguales 56 en un seul cliché. Il s'agit donc d'un type de caméra spéciale plus enveloppante, plus volumineuse mais capable de prendre une vue complète et précise des zones avec et sans
25 contre -dépouille. Elle est utilisable suivant la configuration type 1 localisée à une zone d'arcade, type 2 pour une héli arcade ou type 3 pour toute l'arcade. La prise de vue est complète, totale et très rapide. Les corrélations et les mesures sont facilitées par la connaissance a priori par les algorithmes
30 de traitement d'images de la disposition et la fixité des systèmes optiques et des systèmes de focalisation, objet de l'invention. Ce type 4b est un montage utilisable en bouche mais c'est surtout dans son application sur les modèles de travail en plâtre qu'il trouvera toute son application, dans les cabinets
35 dentaires et dans les laboratoires. La prise d'empreinte est

dite empreinte optique centrifuge car elle converge vers le centre de l'image.

La figure 4c montre une autre variante en forme convexe pour la prise d'empreinte dans les porte-empreintes traditionnels 57, évitant ainsi au dentiste d'effectuer la coulée de son modèle mais lui permettant de faire une empreinte classique, s'il le préfère et de la transmettre au laboratoire sous une forme numérique (support solide ou internet). La prise d'empreinte est dite empreinte optique centripète car elle converge vers l'extérieur de l'image.

Les figures 5a, 5b et 5c représentent des vues détaillées de la fenêtre optique du système de visualisation en dentisterie pour une caméra avec deux systèmes optiques 64 sur la figure 5a, avec trois systèmes optiques 65 sur la figure 5b, et pour une héli arcade sur la figure 5c. Dans ces figures est visualisé un mode de positionnement, mais ceci n'est qu'un exemple, en les détaillant nous pouvons voir la position des conduits images 58, qui peuvent être des lentilles ou des miroirs et la position possible des LEDs "blanches" 59 et des LEDs de longueurs d'onde spécifiques, comme, par exemple et ceci n'est pas limitatif, des LEDs dans le rouge et/ou infrarouge 60, dans l'orange 61 dans le vert 62 dans le bleu et/ou ultraviolet 63 .

Comme nous le voyons dans la figure 5b, les LEDs blanches 66 peuvent être positionnées à la périphérie de la fenêtre de protection 17.

Chacune de ces LEDs a un rôle spécifique que nous décrirons plus complètement dans la suite du texte. Les LEDs dite "blanches ou lumière du jour" ont pour objet de relever les couleurs "vraies" perçues par l'œil humain, avec exactitude en favorisant le rapport signal/bruit alors que les LEDs à des valeurs de longueurs d'onde prédéterminées ont pour fonction de mettre en évidence des zones intéressantes sur les plans mathématique (zones de corrélation...), pathologique (réactions de

pathologie, de fluorescence ...) ou anatomique (la gencive est rouge et les dents sont blanches).

En référence maintenant aux figures 6a, 6b, 6c et 6d, on peut le dispositif selon l'invention, adapté à l'ophtalmologie et la dermatologie, où il est possible de voir le support du système optique 67, la fenêtre de protection des lentilles 68 correspondant à la fenêtre 17 du système dentaire mais de forme convexe 68 pour permettre de positionner le petit appareil sur la pathologie ou l'œil analysé 71, les languettes de tenue et d'application pour le praticien 70 et la connexion spécifique 48 que l'on connecte sur le boîtier standard de l'invention 47.

La connexion peut se faire par l'intermédiaire d'un câble complémentaire, réunissant le connecteur 48 et le boîtier caméra 47, non présenté sur le dessin, afin de faciliter la manipulation du petit système de lecture pathologique et de prise d'empreinte.

Une ouverture latérale 69 peut être pratiquée afin de permettre l'introduction d'un appareil pour mesurer la réponse de la pathologie à la pression.

Ce système peut se composer de quatre lentilles, comme représenté sur la figure 6b, ou de cinq lentilles comme représenté sur la figure 6c. Dans ces système on retrouve les LEDs blanches 14 et de longueurs d'onde spécifiques 33 ainsi que la lentille frontale en position latérale, entourant la pathologie visualisée du système de focalisation 71. Dans le mode de réalisation de la figure 6c, est placée une lentille centrale supplémentaire 72 afin de compléter la visualisation spatiale.

La figure 6d montre une section de cet appareil, effectuée suivant l'axe 73 de la figure 6b, et permet de mieux comprendre la disposition de ces éléments sur la peau ou l'œil analysé et mesuré. Sur la peau 74 portant la pathologie 71, ou l'œil, se trouve placé le petit capteur avec ses deux bras de positionnement 70. On retrouve le boîtier 67 renfermant les LEDs

75, le pré- système de traitement de l'image 36 et le système optique avec ses lentilles de focalisation 21 et le capteur CCD ou Cmos 20. Comme on peut le voir, la vitre de protection 68 est de forme concave 69 afin de bien respecter la forme étudiée.

5 En référence maintenant à la figure 7, on peut voir l'illustration du croisement des champs de vision en codage 3D 76 et uniquement en codage 2D 77, qu'ils s'agissent de la caméra dentaire à deux systèmes de lecture 1, du système hemi 49, du système arcade totale 51, de la figure 4a, ou de "bouton"
10 (dermatologique ou ophtalmologique) à quatre lentilles afin de rassembler l'ensemble des vues mais aussi de faciliter leur corrélation.

On comprendra facilement, au vu de ces trajets optiques qu'une caméra simple 1 obligera à un léger mouvement de balayage pour
15 être sûr de prendre toutes les surfaces éclairées par nos LEDs. Nous comprenons aussi que seule, la connaissance du volume étudié peut permettre cette invention. En effet sans fixer a priori la zone étudiée et mesurée, elle peut permettre de figer et calibrer le système optique. Cette invention ne s'applique
20 donc qu'au domaine précisé dans la présente définition de notre invention.

En référence maintenant à la figure 8, on peut voir les différentes étapes du traitement de la mesure dentaire et de l'analyse des tissus utilisant le dispositif, objet de
25 l'invention.

Afin que soit bien comprise la fonction du dispositif objet de la présente invention en dentisterie, ont été présentés dans cette figure 8, les différents états de sa mise en œuvre. Nous noterons à titre d'exemple qu'il peut exister, et ceci n'est pas
30 limitatif, des temps complémentaires comme l'analyse spectro colorimétrique.

Dans un premier temps, l'opérateur, qu'il soit dentiste au fauteuil, assistant ou technicien de laboratoire, prend la caméra dans la main ce qui a pour effet d'émuler les softwares

grâce à un petit cliquet de mise en fonction existant sur le support de la caméra ou inclus dans la caméra elle-même. Il introduit dans la bouche du patient 78, sur l'empreinte ou sur le modèle dupliqué de la vue buccale, la caméra (et visualise sa position à l'aide d'un écran, non visible sur le diagramme mais correspondant à l'écran 5) de la figure 1, la vue que capte la caméra). Il appuie sur le bouton 18 fait démarrer la lecture et l'enregistrement des systèmes de captage des vues en dynamique c'est à dire un film de vues successives et qui ne s'arrêteront qu'au lâché du bouton 18 ou après un deuxième appui. Une fonction de simple lecture sans enregistrement est possible par simple sélection au niveau du menu général sélectionné au moment de la prise en main de la caméra qui pose la question 1: "prise d'empreinte 3, "simple visualisation 3D" ou "simple visualisation 2D" sur l'ordinateur 5.

L'empreinte se complétera d'images en images par le rafraîchissement rapide du capteur et l'envoi des images successives dans la mémoire 80 de la caméra 1 et/ou de l'ordinateur 5 et/ou du boîtier intermédiaire 6. Un traitement algorithmique 81 sera réalisé sur chaque donnée pour en extraire les caractéristiques permettant de connaître la position spatiale et la couleur de chaque point mesuré dans un référentiel. Ceci permettra de générer un nuage de points 82 dans ce référentiel. Ces nuages de points seront rassemblés 83 afin de les mettre dans un référentiel commun 84 puis ils seront corrélés 85 dans un nuage de points unique et de même référentiel. Il va de soi que cette procédure peut être légèrement différente suivant le type de configuration adoptée telles que définies dans les figures 2a à 2e. Les vues étant très riches en points, elles seront filtrées 86 afin d'en extraire les données nécessaires et suffisantes et/ou de les présenter sous forme d'algorithmes ou de simples valeurs matricielles point par point. Il sera possible, par exemple à ce niveau sans que cela s'impose car il est possible de faire cette étape sur une vue vidéo au moment de la prise d'image ou

complètement en aval sur les fonctions logarithmiques, de vérifier la densité de l'information en fonction des surfaces mesurées 87. Cette opération est évidemment importante car le bon choix d'un degré de présence d'un nombre de points par unité de surface ou le choix d'un offset judicieux permet de savoir si la mesure est suffisante pour donner une empreinte optique précise. Cette vérification des données se fera 87 et conduira, soit à une validation de l'empreinte soit à un complément de prises de vues 89 et 90. Cette décision peut être prise grâce à une présentation sur l'écran 5 des zones mesurées 88 en couleur rouge (par exemple) pour les zones à compléter et par une visualisation verte (par exemple) pour les zones suffisamment riches.

Les vues complémentaires suivront le même chemin que les vues initiales et viendront compléter, par exemple en 83 le nuage de points insuffisant.

Il ne restera plus qu'à réunir les données validées 94 de chaque point du nuage et de faire, éventuellement, une visualisation définitive 95. Le tout conduira à la conception d'un premier type de fichier dit "fichier de prise d'empreinte optique" 96.

Comme nous l'avons dit, lors de la prise de vue 78 est activé l'éclairage à LEDs 79. Aux questions de choix de types de vue s'ajoute trois autres questions dans le menu "empreinte optique" ou "analyse spectrale" ou "analyse pathologique". Ce deuxième choix permet de définir le type d'éclairage choisi. Si nous optons pour l'empreinte optique, ce seront les LEDs dites "lumière du jour" 14 ou composées de LEDs qui par leurs complémentarités donnent une lumière de spectre connu 33, qui seront activées. L'empreinte sera donc en couleur ce qui permettra de générer l'information demandée 91. Cette information viendra soit compléter le nuage de points 83 soit remplir un fichier spécifique couleur 92 qui, comparé à des fichiers mémorisés 93 permettra une identification grossière de la teinte. Si nous souhaitons mieux connaître la teinte, nous effectuerons un balayage spectrale de l'IR à UV en activant les

LEDs spécifiques 60-61-62-64 et successives " en choisissant la fonction "analyse spectrale". Ces deux fichiers permettront de générer un deuxième type de fichier 96 spécifique "couleurs en vues tridimensionnelles" et issu d'une analyse spectro colorimétrique. Enfin en activant la fonction " analyse pathologique" nous activerons spécifiquement ou/et successivement ces mêmes LEDs à une intensité pénétrante propre pour chaque pathologie recherchée ce qui nous permettra de générer un troisième type de fichier dit "pathologique" 96 avec une vue tridimensionnelle colorée montrant les détections effectuées.

Ces fichiers, de premier, deuxième et/ou de troisième type, seront adossés à la fiche du patient (97) pré établie, et transmise localement (Wifi, câbles USB, Ethernet ...) ou extérieurement (Internet ...) sous un format spécifique ou standard (STL ...).

Nous voyons donc, qu'à la différence de tous les systèmes connus, la présente invention permet de générer des fichiers d'empreintes optiques dynamiques en couleur avec des données spectrales correspondant à des mesures de spectro colorimétrie.

En plus de cela, en jouant sur la puissance, l'intensité, la modulation de tel ou tel LED, il est possible de mettre en évidence la position et l'étendue d'une image pathologique dans/sur la peau (mélanome) ou dans/sur l'œil (éclat de métal, cataracte ...) sur une vue tridimensionnelle.

En référence maintenant à la figure 9, on peut voir un diagramme schématisé des différentes étapes du traitement de la mesure dermatologique ou ophtalmologiques et de l'analyse des tissus utilisant le dispositif, objet de l'invention dont on a illustré précédemment les étapes de base du traitement de la mesure. En effet le principe de la mesure est le même quelle que soit l'application (dentisterie, dermatologie ou ophtalmologie). Ceci est l'une des forces de notre invention car elle fédère des

disciplines qui n'ont jamais eu, dans le passé, un développement commun.

Dans le cas spécifique du diagnostic des pathologies en lecture 4D (3 dimensions de l'espace et évolution dans le temps de la pathologie), caractéristique de notre invention, nous avons recours aux étapes suivantes. Nous effectuons les prises de vues 78 nécessaires selon la procédure précédemment décrite dans la figure 8, mais chacune des vues successives est accompagnée d'un balayage des LEDs 99 de longueurs d'onde spécifiques pouvant aller de 2 à 12 longueurs d'ondes entre 320 nm (UV) et 900 nm (IR). Ce balayage utilise une lumière d'intensité définie permettant une pénétration dans les tissus, reportée sur une modélisation 3D, à la différence des systèmes connus. La lumière blanche 79 peut être émulée à tout moment durant le balayage, mais préférentiellement au début pour parfaire la lecture 3D, fondement de notre invention. En effet si un décalage de la vue pour le balayage chromatique ne nécessite pas une haute précision (100 μm), il n'en n'est pas de même du relevé des trois dimensions (5 à 10 μm). Nous obtenons donc un nuage de points correspondant aux différentes longueurs d'onde 100, nuages qui seront rassemblés, mis dans un référentiel commun, filtrés et corrélés 101. Nous recherchons ensuite le barycentre 101 (ou tout autre centre de référence mathématique du volume mesuré) afin que nous appliquions des calculs de modélisation offrant des informations importantes sur la pathologie et son évolution dans le temps .L'opération est suivie d'un contrôle de densité 87 puis une visualisation couleur telle que précédemment. Cette visualisation couleur tri dimensionnelle peut être faite par couleur ou après fusion partielle ou totale des fichiers 102. L'établissement des différents fichiers 3D couleurs 103, autorise trois types d'actions, qui, selon l'invention permettent:

- la transmission des données 104 en local dans les fiches patients du cabinet utilisant l'invention ou en déporté, dans des centres d'analyse ou de traitement qui peuvent être des

unités d'enseignement et de soin ou des cabinets de praticiens très spécialistes de la pathologie analysée ou encore des centres statistiques/économiques.

- un stockage de l'invention avec, en particulier l'outil mathématique de corrélation dans le temps 105. Cet outil sera
5 utilisé aux séances suivantes, par exemple 2 mois plus tard, afin de superposer la nouvelle mesure 3D de la pathologie, sur la première faite 2 mois plus tôt. Ceci permet, comme visible sur la figure 10, de juger de l'évolution 110 ou du sommeil 111,
10 voir de la régression 112 de la zone analysée. Cette observation est évidemment fondamentale pour conduire une analyse sémiologique mais aussi l'efficacité du traitement appliqué.

- la création d'un masque véritable outil à l'aide chirurgicale. Le principe en est, selon l'invention, d'imprimer le pourtour de
15 la pathologie 108 telle que visualisée, grandeur réelle, afin de préparer un masque applicable sur la peau ou sur l'œil. Cela nous amène à détailler cet aspect de notre invention.

Le masque peut être, selon une première configuration, figure 10, imprimé en 2D sur une feuille d'imprimante standard 108, et
20 ceci n'est pas limitatif, avec une référence mathématique projetée sur la plan 109 pour corréler facilement les vues prises durant les visites successives.

Le masque, selon une deuxième configuration, peut être aussi réalisé en 2D ou 3D, par des méthodes soustractives, comme par
25 exemple, et ceci n'est pas limitatif, avec une micro machine outils, figure 11, qui découpera le pourtour de la pathologie en évolution 112 permettant son positionnement sur la peau (par exemple pour les mélanomes) afin de guider le geste chirurgical. Nous pourrions même réaliser un, ou plusieurs masques, avec le
30 tracé d'incision sous forme d'une fenêtre découpée dans la masse du masque 114 en fonction des couleurs, et indiquant au chirurgien son geste d'incision dans le respect des données issues des analyses de projection de lumières des balayages LEDs de différentes longueurs d'onde. Dans ce cas la référence sera

le bord bombé de la croissance en z de la pathologie 113, bord qui permettra de positionner parfaitement le masque, ces excroissances étant exceptionnellement symétriques (cercle parfait).

5 Ce masque, selon une troisième configuration, peut être réalisé par des méthodes 2D ou 3D dites additives, comme par exemple, et ceci n'est pas limitatif, la stéréolithographie.

Pour bien comprendre une visualisation 3D actuellement obtenue par notre invention, la figure 12 représente une modélisation
10 d'un mélanome. Nous retrouvons l'excroissance 111 permettant le positionnement du masque alors que la limite du mal 112 invisible sera guidée par le tracé fait dans le masque 114.

Avantageusement, et selon l'invention, les LEDs peuvent jouer un rôle important dans la corrélation des vues successives 85. En
15 effet nous savons qu'il existe des méthodes basant les corrélations des vues sur des repères posés dans l'environnement mesuré (Brevet Duret and Coll 1988) ou utilisant la similitude retrouvée dans le nuage lui même, voir même travaillant sur les flous de rebord de vues. Tous ces systèmes sont complexes car
20 ils obligent soit à poser des repères sphériques dans la zone, opération complexe sur le plan clinique, ou à repérer des zones souvent sans relief ou avec un état de surface trop régulier. Le fait de balayer avec des LEDs de longueurs d'onde connues avec une imagerie 3D en couleur permet de simplifier et
25 d'automatiser cette procédure. En effet un simple tracé coloré ou le collage d'une marque peut être repéré et visualisé automatiquement si nous avons pris soin d'utiliser un marquage ou un repérage utilisant une couleur complémentaire, identique additive ou soustractive de la longueur d'onde d'une (ou
30 plusieurs) des LEDs 79 de balayage. Le repérage sera donc fait par une simple mise en valeur chromatique du repère quelqu'il soit. Ce repérage, qui est toujours dans une même position sur l'objet quelque soit l'angle ou le zoom de nos empreintes Optique servira de référence de corrélation.

La lumière n'a pour but que d'éclairer la scène afin de favoriser le rapport signal sur bruit. En effet il serait possible de pratiquer une mesure sans lumière éclairant la surface mesurée mais le fait de travailler dans des zones
5 sombres comme l'intérieur de la bouche rend nécessaire un éclairage d'ambiance choisi le plus près possible de la lumière du jour, ou en utilisant une lumière dont on connaît les caractéristiques spectrales, afin que les rendus de couleurs soient analysables afin qu'en soient extraites les données
10 caractéristiques des tissus analysés.

De même, comme nous le voyons, en sélectionnant certaines longueurs d'onde émises par les LEDs présentes autour de la fenêtre de lecture, nous pouvons reporter sur une image 3D la visualisation de certaines pathologies se situant à faible
15 profondeur. La connaissance du volume nous donne une indication du positionnement de cette limite pathologique nous permettant d'en prévoir et d'en visualiser l'évolution. Il en est ainsi des réactions de fluorescence de certains tissus aux rayonnements bleus ou UV. La fluorescence apparait non seulement sur la
20 surface mais dans la profondeur de la pathologie nous permettant d'apporter une aide à la thérapeutique à appliquer (exérèse des tissus pathologiques). Connaissant la pénétration de tel ou tel rayonnement, il nous est possible d'en apprécier l'importance et la profondeur par rapport à la surface réelle 3D analysée.

25 Avantageusement et selon le même principe dans notre invention, il sera possible de suivre les mouvements mandibulaires en plaçant notre caméra dans la zone vestibulaire des mâchoires de la bouche. Nous traçons sur le maxillaire supérieur et sur le maxillaire inférieur des traits de couleur rouge, et ceci n'est
30 qu'un exemple non limitatif, puis nous filmons les mouvements de ces deux maxillaires, en vue vestibulaire, du point de départ jusqu'à la fin du mouvement. La caméra prend des vues où un nuage de points se déplace (le maxillaire inférieur) par rapport à l'autre nuage de points (le maxillaire supérieur considéré par
35 principe immobile). Le fait que notre marquage appartienne, de

manière indépendante, à chacun des maxillaires, notre système ne suivra que le déplacement des marquages colorés, mis en valeur au moment de l'éclairement de la LED rouge (dans notre exemple et ceci n'est qu'un exemple). Ce même marquage existant au
5 moment de l'empreinte optique faite séparément du maxillaire supérieur et du maxillaire inférieur, le logiciel de corrélation utilisera ce repérage coloré non seulement pour corréler les images de chacun des maxillaires mais aussi pour visualiser les mouvements en fonction de la quatrième dimension, le temps.

10 De même et avantageusement selon l'invention, ce même principe de l'intervention du temps dans le suivi des mouvements sera appliqué pour la mesure de la pression sur les pathologies que l'on peut trouver dans la bouche ou sur la peau. Nous savons en effet qu'une pathologie peut être, entre autre, identifiée par
15 sa réaction à la pression (retour plus ou moins rapide à sa position d'origine). En suivant dans le temps la réaction "physique" de l'empreinte optique de notre excroissance, nous pourrons aider au diagnostic. Nous avons d'ailleurs pris soin, comme visible dans la figure 6a de laisser le passage 69 d'un
20 instrument pour effectuer cette action sans que cela soit une obligation bien entendu.

Avantageusement, et ceci reste un point très intéressant de notre invention, il est possible de travailler en 2D couleur à partir de vues 3D. Ceci peut se faire de deux manières
25 différentes:

- Comme on utilise une lumière du jour 79, sans projection de trames ou autres lumières structurées, l'écran de visualisation
5 dans notre démarche de contrôle durant les prises de vues 78, nous permet d'utiliser cette caméra d'empreinte optique comme
30 une simple caméra 2D limitant significativement le coût d'investissement des praticiens.

- nous pouvons aussi effectuer cette visualisation 2D, après traitement numérique et mise en évidence des zones pathologiques mises en valeur par le balayage des LEDs de longueurs d'onde

spécifiques. Cette technique n'est évidemment possible qu'à partir d'images 3D.

Il ressort de la description qui précède que la présente invention, répond parfaitement aux problèmes posés, en ce sens
5 qu'elle apporte une réelle réponse pour l'optimisation de la lecture 3D dentaire en couleur et dynamique (dans le temps) et l'analyse pathologique des pathologies de la peau à des coûts particulièrement bas dus à un concept pouvant être figé durant la phase de fabrication. Il ressort aussi de cette description,
10 qu'elle permet, de résoudre les problèmes fondamentaux, comme le contrôle de l'acte clinique, ce d'autant qu'aucune méthode alternative n'a été proposée. Il va de soi que l'invention ne se limite pas au seul mode de mise en œuvre de ce procédé, ni aux seules formes d'exécution de dispositif pour la mise en œuvre de
15 ce procédé, écrites ci-dessus à titre d'exemple. Elle embrasse, au contraire, toutes les variantes de mises en œuvre et de réalisations. C'est ainsi, notamment, qu'il est possible de mesurer les pathologies buccales qu'elles intéressent les tissus durs et les tissus mous.

20

REVENDEICATIONS

1) Dispositif de mesures tridimensionnelles et temporelles par empreinte optique en couleur caractérisé en ce qu'il comporte :

- 5 - une caméra stéréoscopique composée d'au moins deux capteurs en position prédéfinie, de type CCD ou Cmos couleurs définissant, par son rafraîchissement, la vitesse de lecture donc la vitesse des prises d'empreintes successives permettant une lecture statique ou dynamique,
 - 10 - un système optique permettant de transmettre audit capteur, sans déformation, les données visualisées sur le champ opératoire,
 - un système d'éclairage à LED, destiné à éclairer la zone de prise d'empreinte,
 - 15 - un système électronique situé derrière ou à proximité dudit capteur, assurant la gestion de celui-ci, mais aussi celle des LEDs éclairant la zone de prise d'empreinte,
- et en ce que ledit système électronique comporte:
- une unité centrale de gestion apte à collecter, stocker et ordonner les données relevées par le ou lesdits capteurs,
 - 20 - une carte de contrôle desdites LEDs, sous la dépendance de ladite unité centrale,

25 et en ce que lesdits capteurs sont répartis sur toute ou partie d'une arcade dentaire afin de réaliser une empreinte en un seul cliché, évitant le balayage clinique de l'arcade du patient par l'opérateur, ils sont disposés dans une sorte de porte-empreinte optique permettant la saisie complète de l'arcade en un seul cliché.

2) Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les LEDs sont réparties le long du porte-empreinte et sont

commandées ensemble ou spécifiquement suivant l'analyse en cours.

3) Dispositif selon la revendication 1 ou nla
revendication 2, caractérisé en ce que le système électronique
5 comporte également :

- une carte alimentation de type standard capable de fonctionner
sous USB ou sous batterie,

- une carte mémoire miniaturisée incluse dans la caméra,
permettant de stocker les vues et de les transférer à
10 l'ordinateur.

4) Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1
à 3, caractérisé en ce qu'il comporte trois capteurs destinés à
être régulièrement positionnés, selon une géométrie connue,
autour de l'objet à étudier, des lentilles de focalisation
15 placées en face de chaque capteur suivant un axe optique central
dont on connaît parfaitement la position et l'orientation
spatiale des uns par rapport aux autres, lesdites lentilles, en
position colinéaire par rapport à l'axe de vision du capteur,
formant trois chemins d'images propres à chaque capteur.

20 5) Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1
à 3, caractérisé en ce qu'il comporte deux capteurs
régulièrement positionnés autour de l'objet étudié selon une
géométrie connue, et des lentilles de focalisation placées en
face de chaque capteur suivant un axe optique central dont on
25 connaît parfaitement la position et l'orientation spatiale des
uns par rapport aux autres, lesdites lentilles, en position
colinéaire par rapport à l'axe de vision du capteur, formant
deux chemins d'images propres à chaque capteur.

6) Dispositif selon la revendication 4 ou la revendication
30 5, caractérisé en ce que les LEDs sont d'une longueur d'onde
prédéfinie permettant de mettre en évidence des marquages
naturels ou des marquages réaliser avant la prise d'empreinte,
faits à l'aide de marqueurs de couleur complémentaire.

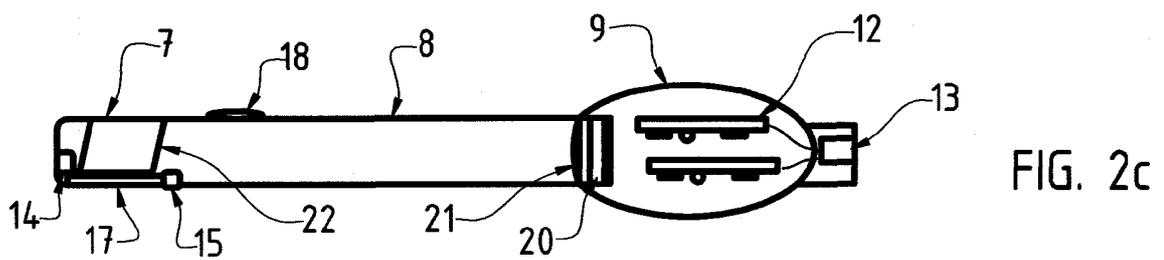
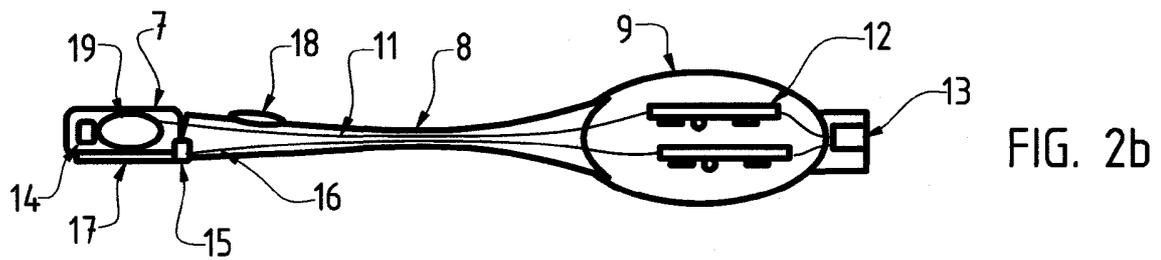
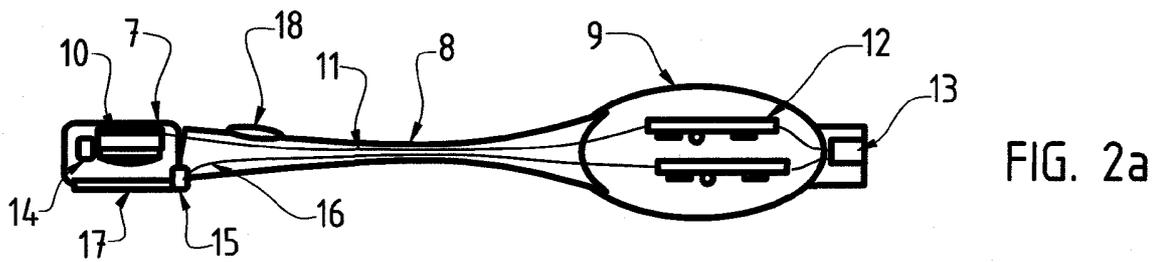
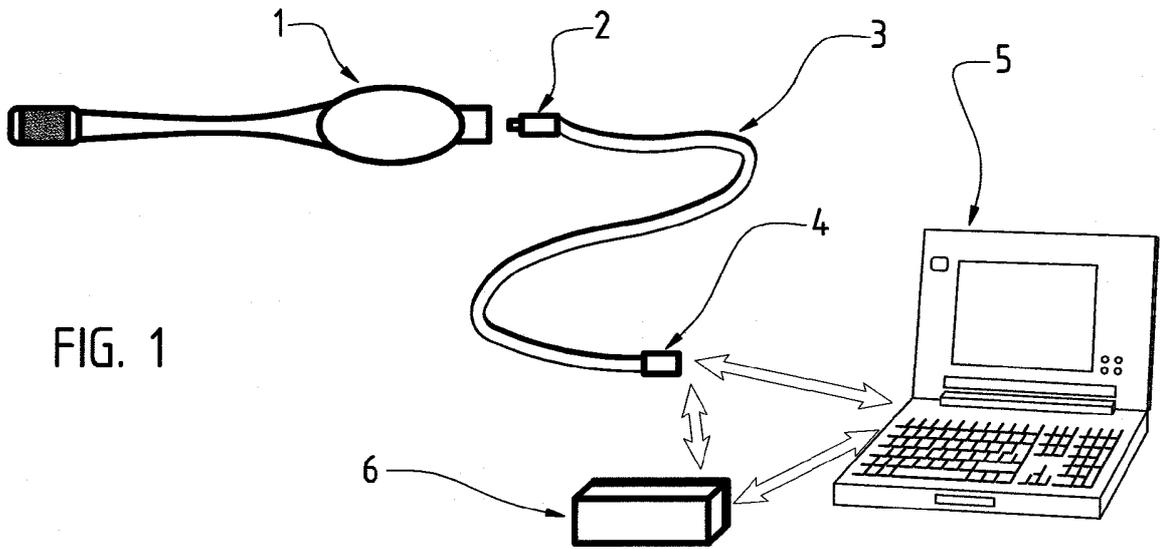
7) Dispositif selon l'une quelconque des revendications 4 à 6, caractérisé en ce que les LEDs sont placées autour de chaque lentille de focalisation de l'image placée devant le capteur.

5 8) Dispositif selon l'une quelconque des revendications 4 à 7, caractérisé en ce que les LEDs consistent en une association de LEDs blanches et de longueur d'onde prédéfinie.

 9) Dispositif selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comporte un micro miroir associé aux
10 capteurs et aux LEDs.

 10) Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le système optique comprend au moins un endoscope.

1/11



2/11

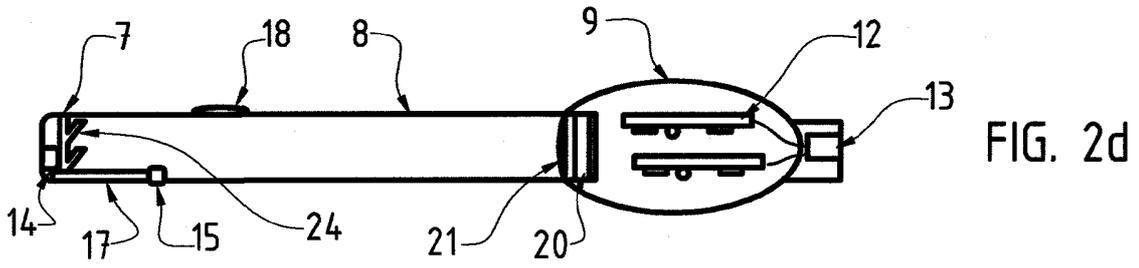


FIG. 2d

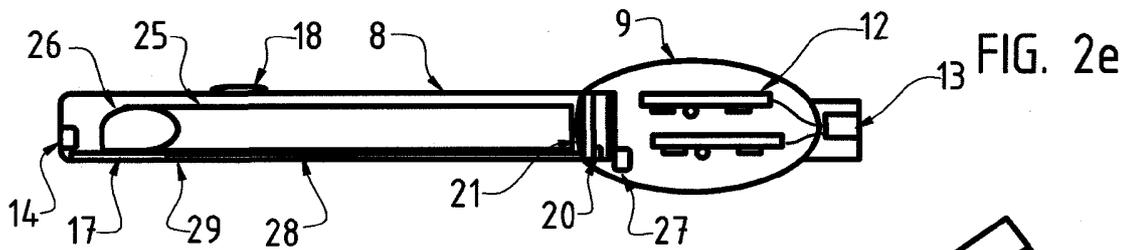


FIG. 2e

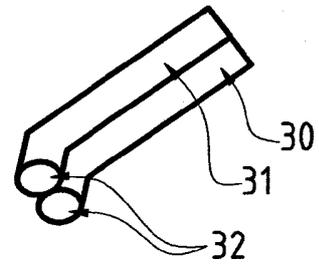


FIG. 2f

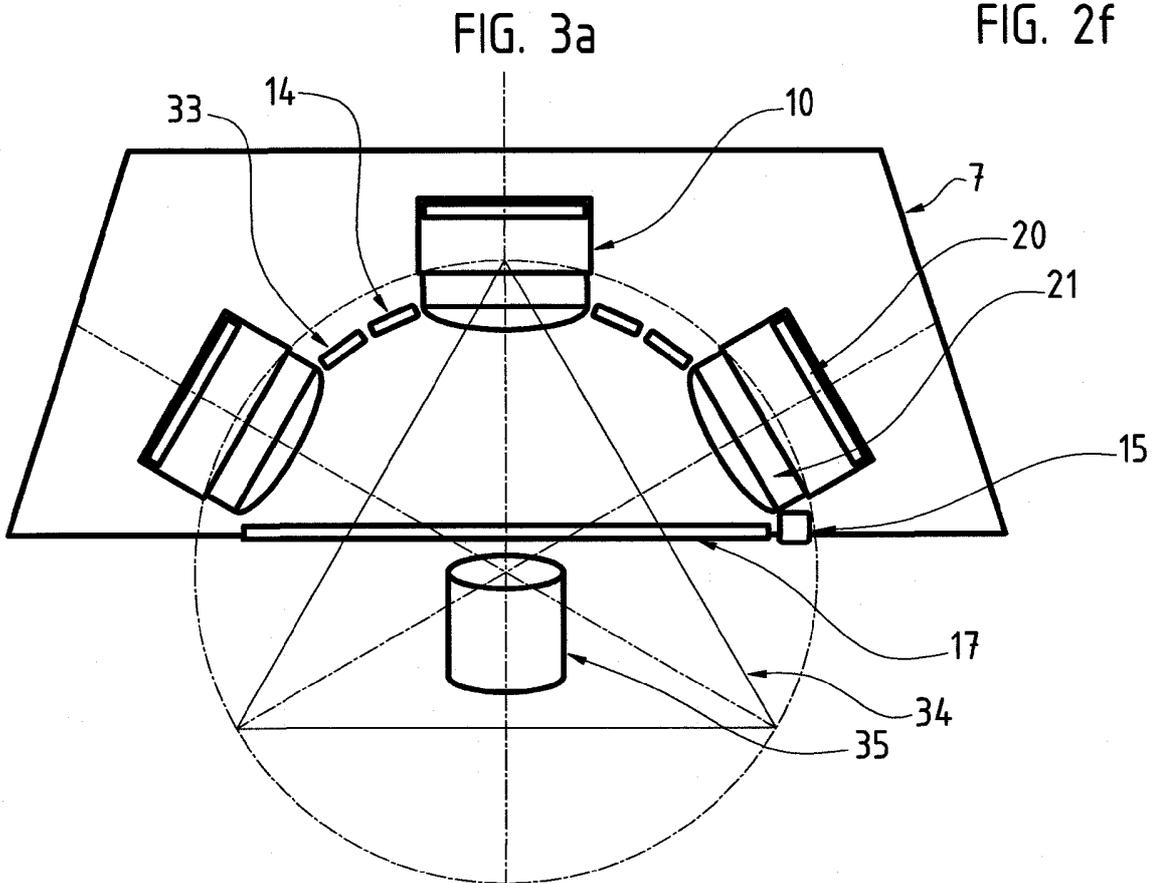


FIG. 3a

3/11

FIG. 3b

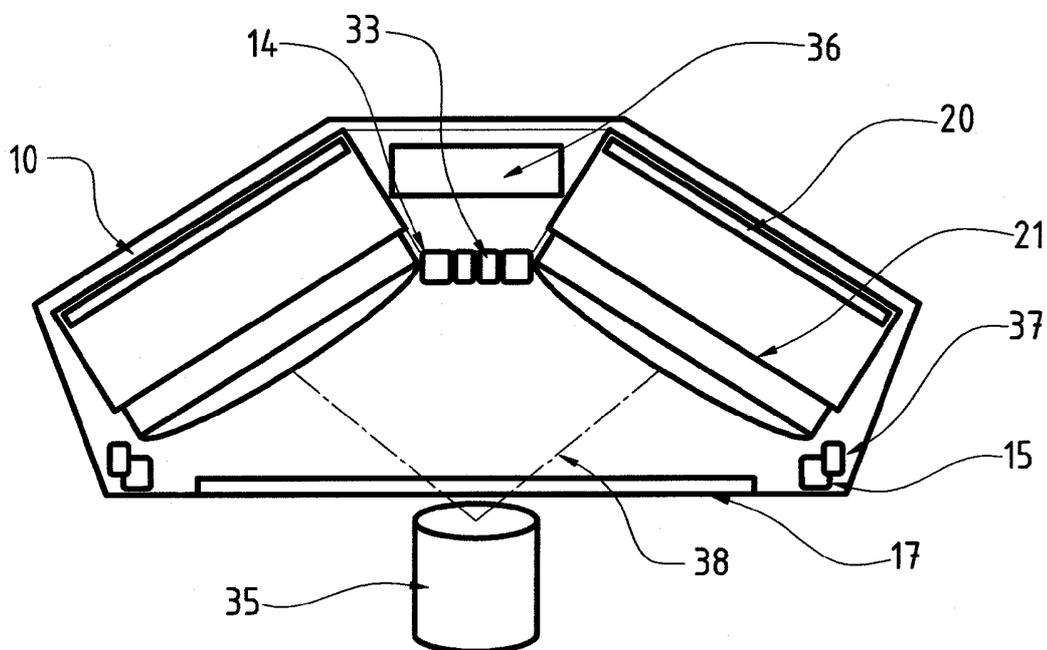
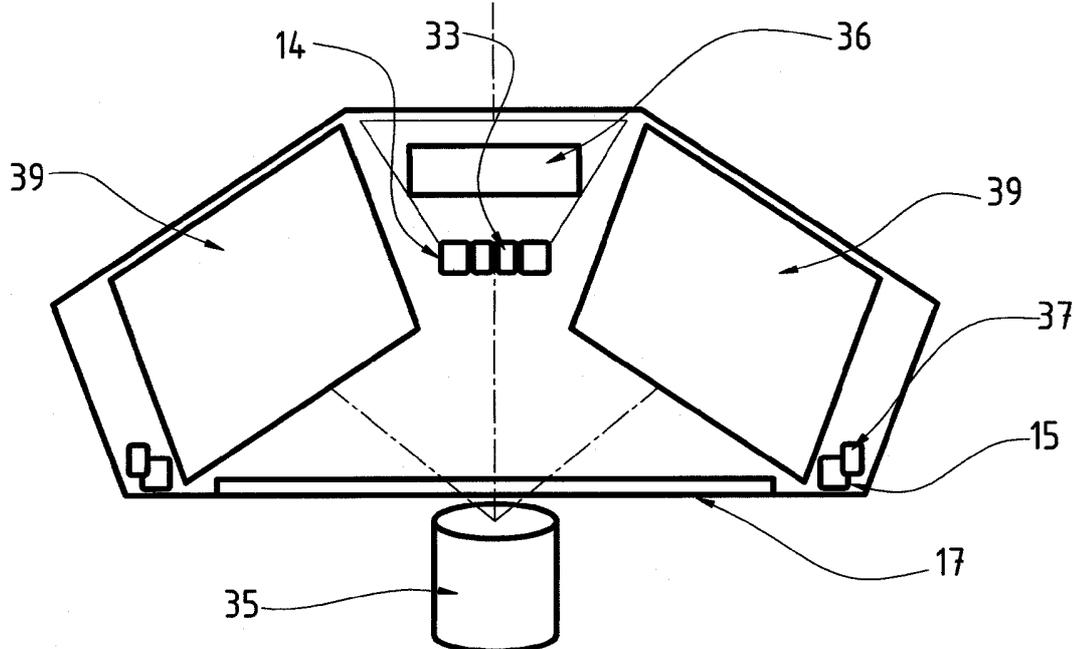


FIG. 3c



4/11

FIG. 3d

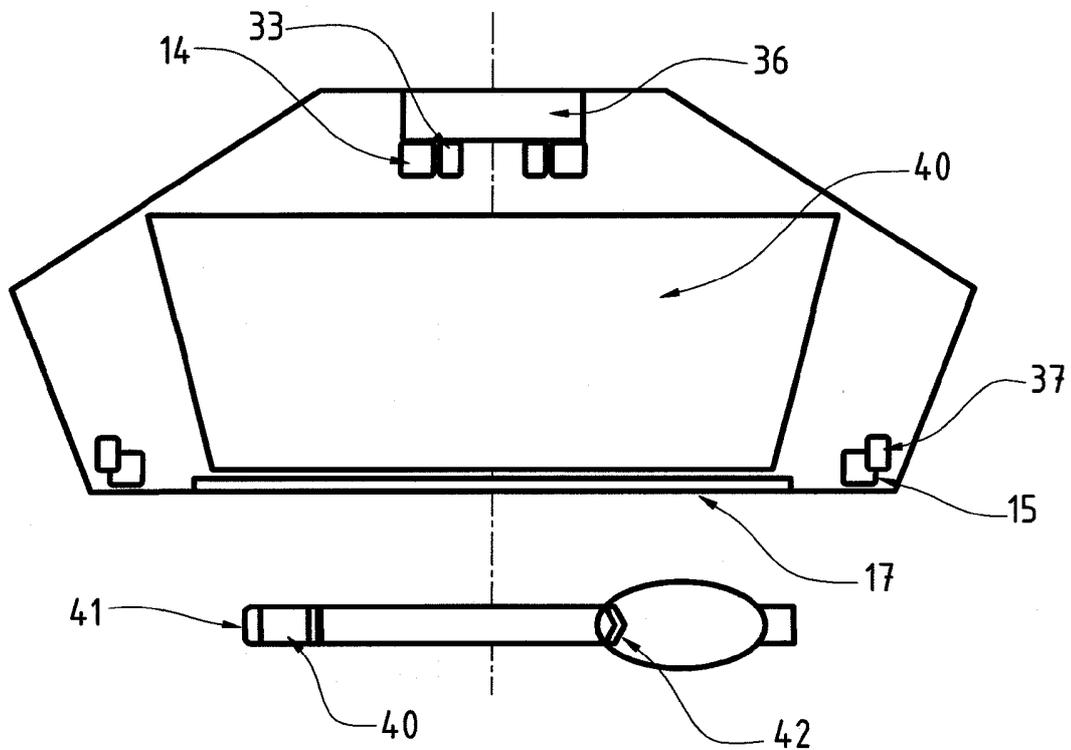


FIG. 3e

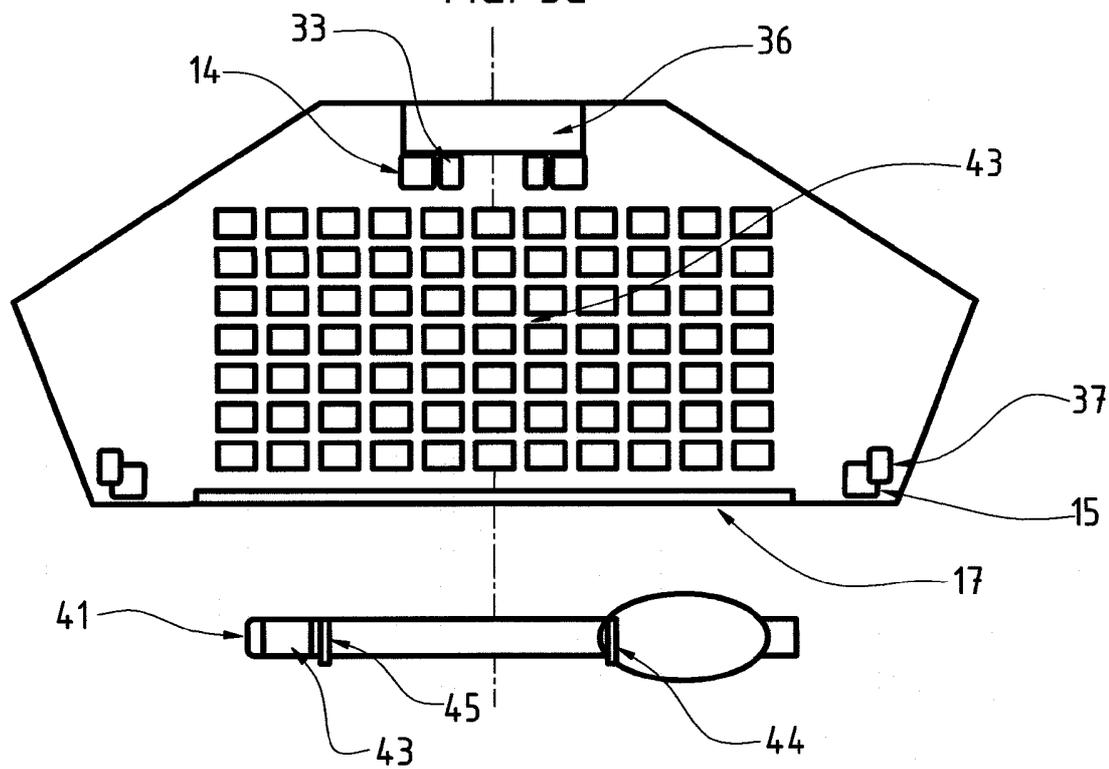
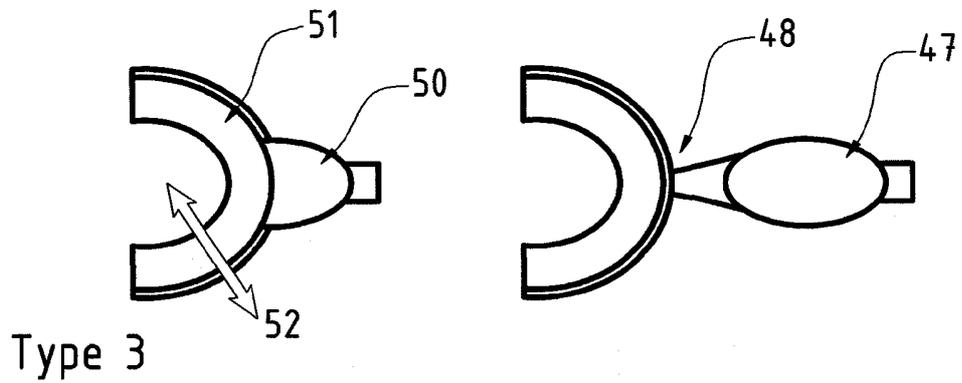
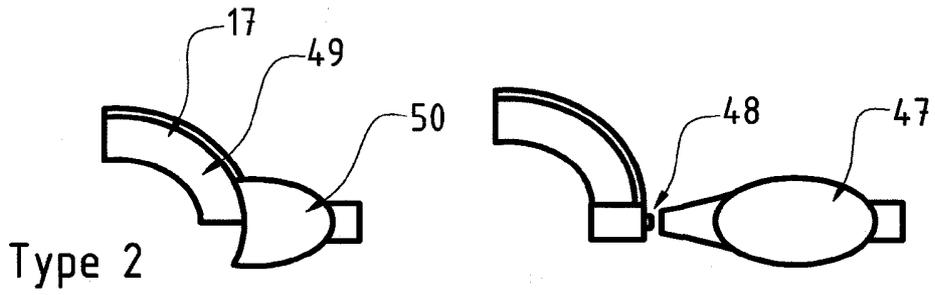
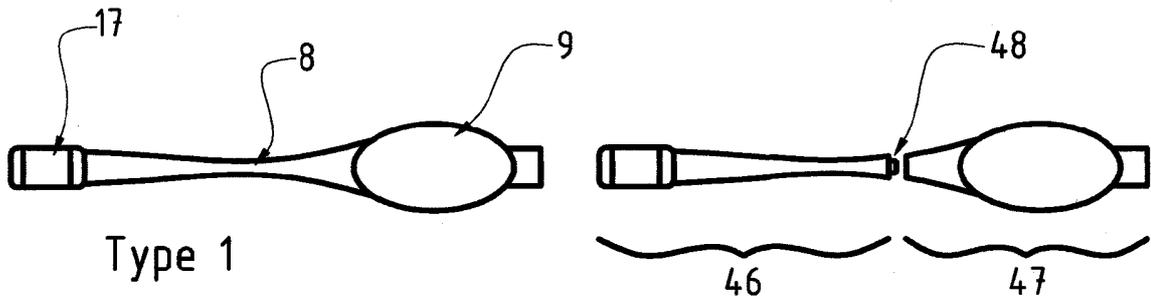


FIG. 4a



6/11

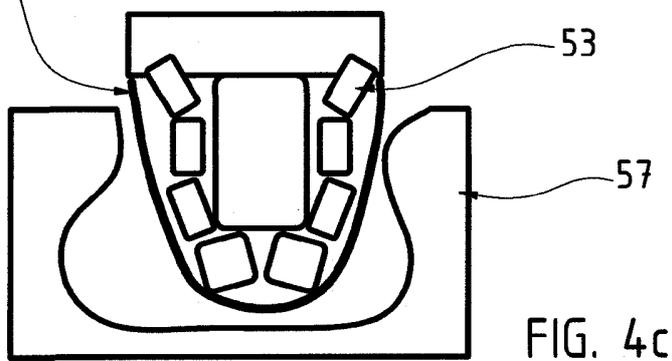
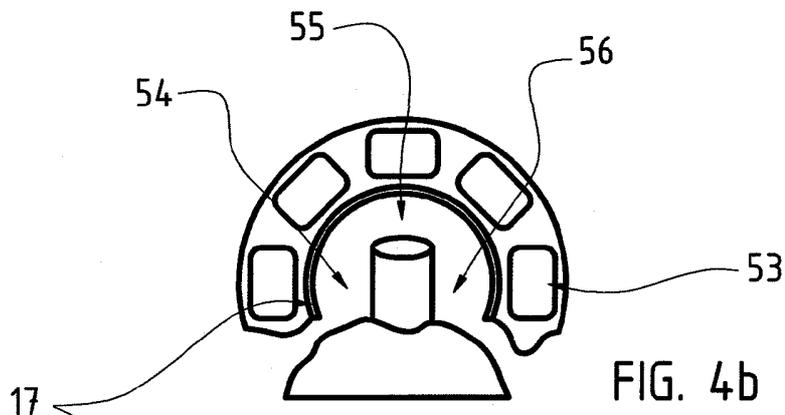


FIG. 5a

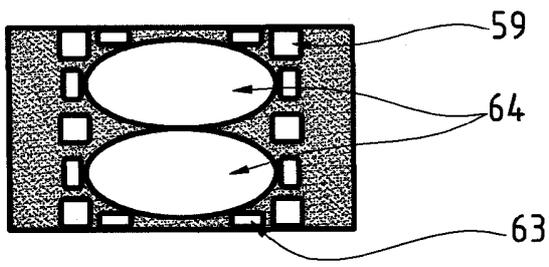


FIG. 5b

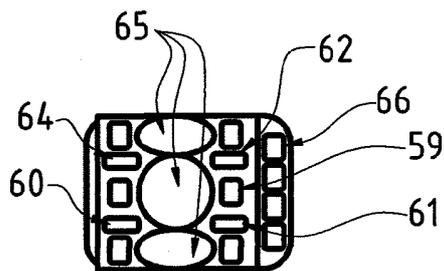
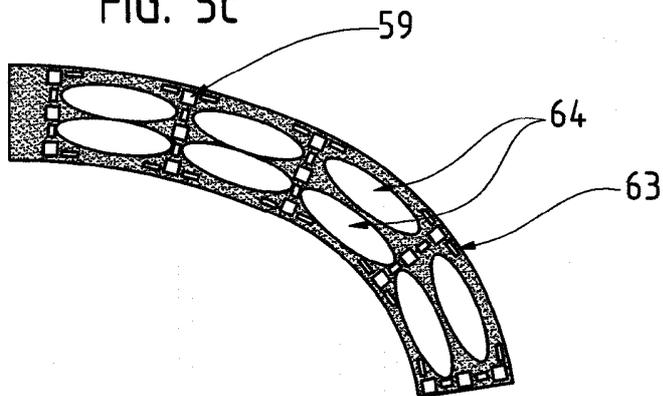


FIG. 5c



7/11

FIG. 6a

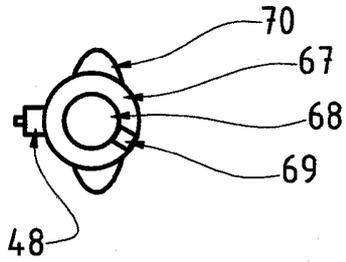


FIG. 6d

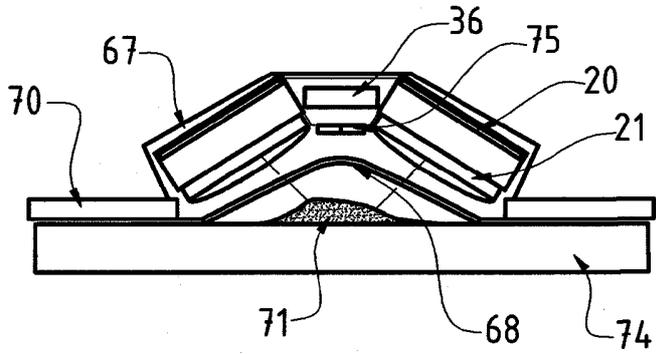


FIG. 6b

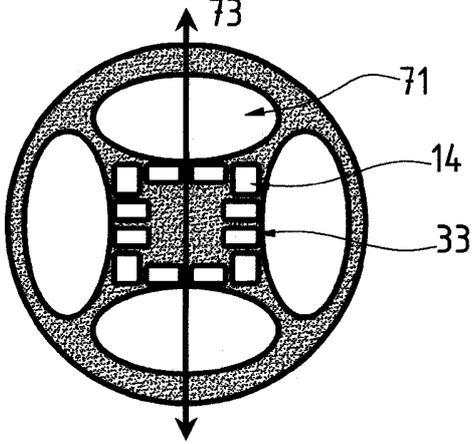


FIG. 6c

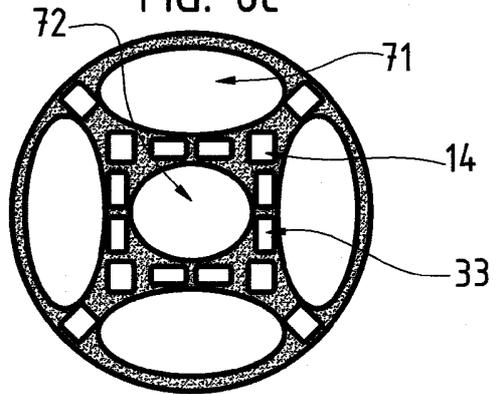
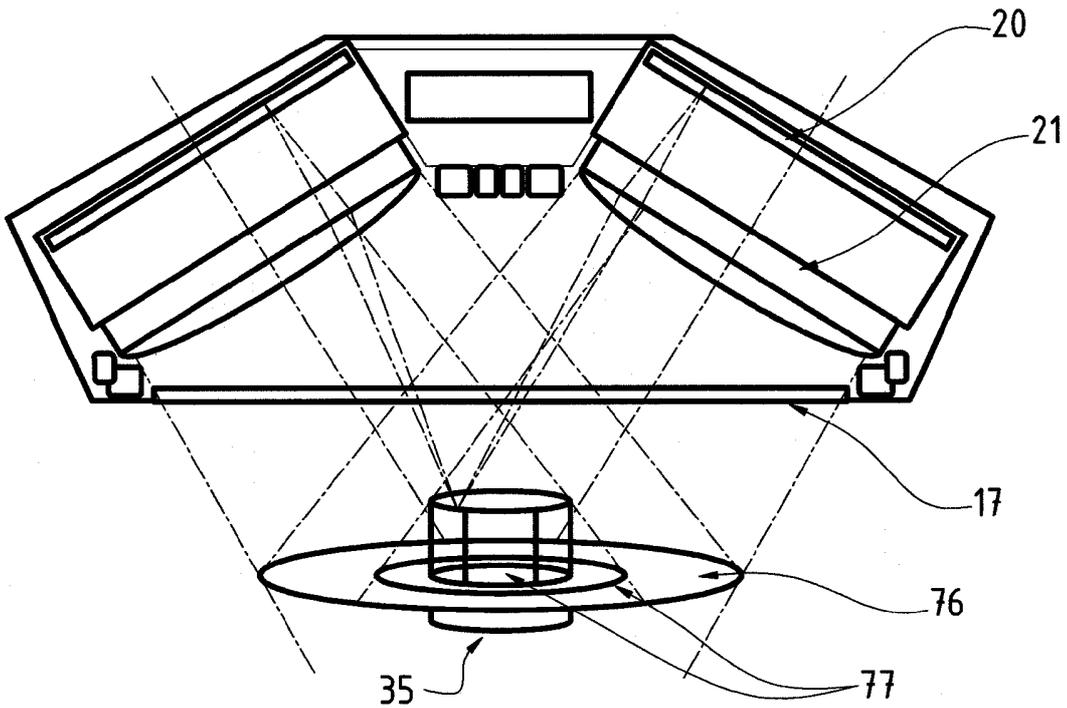


FIG. 7



8/11

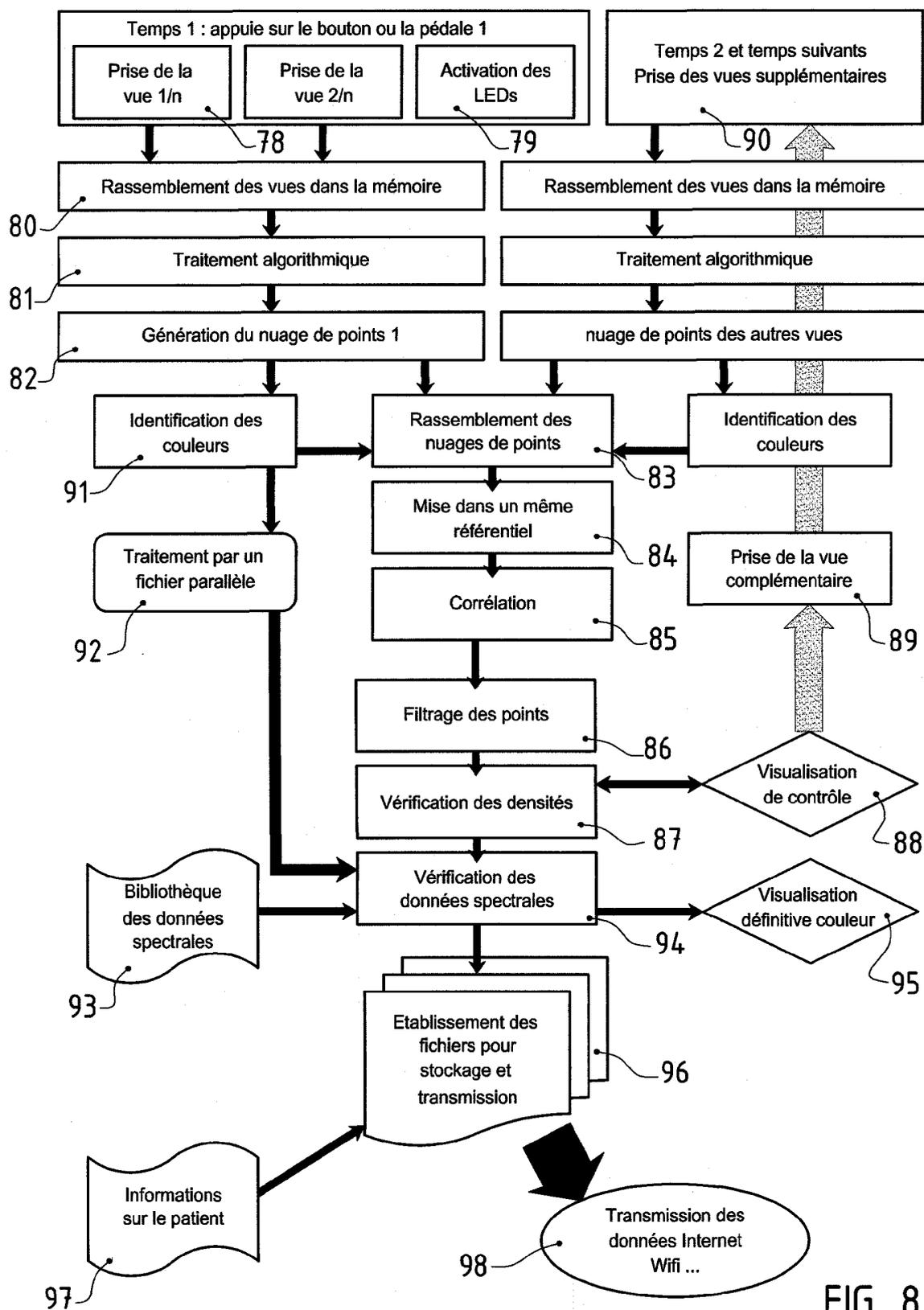


FIG. 8

9/11

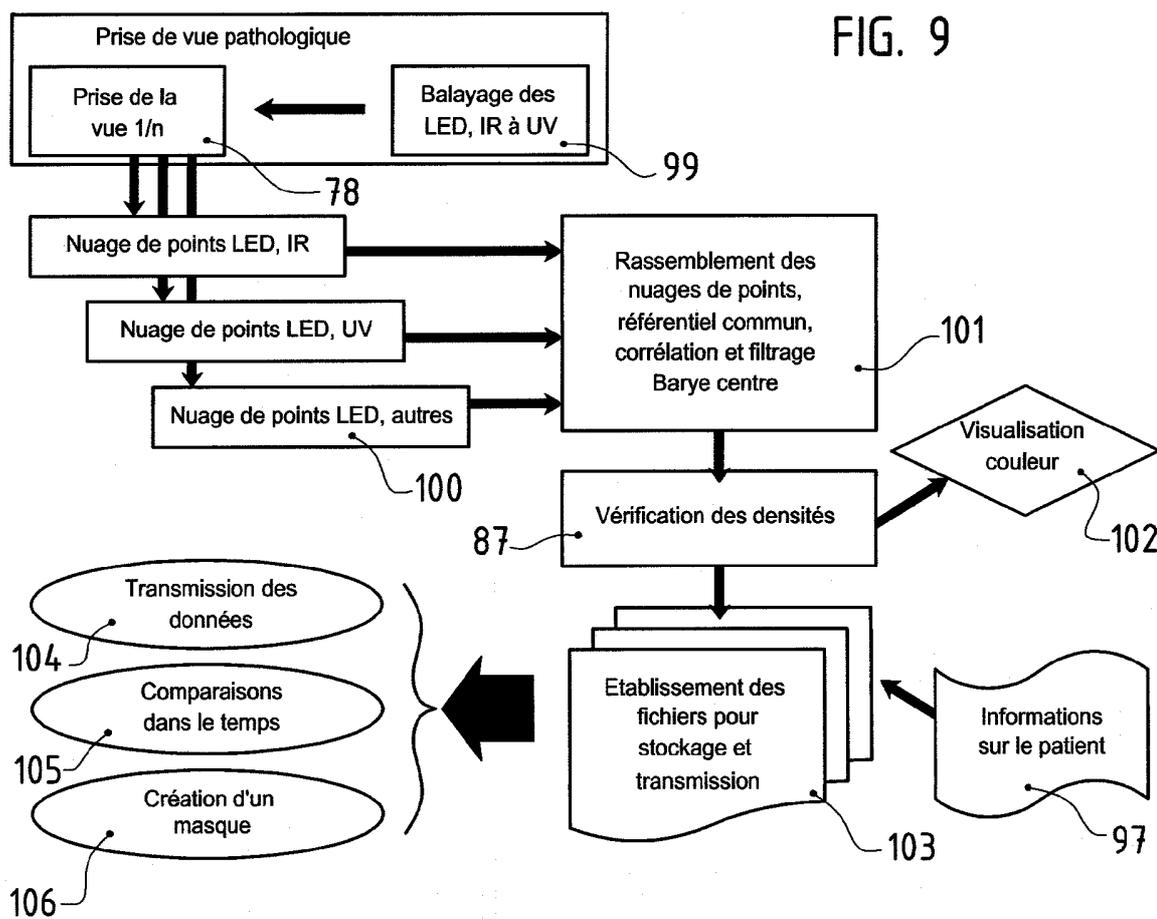


FIG. 10

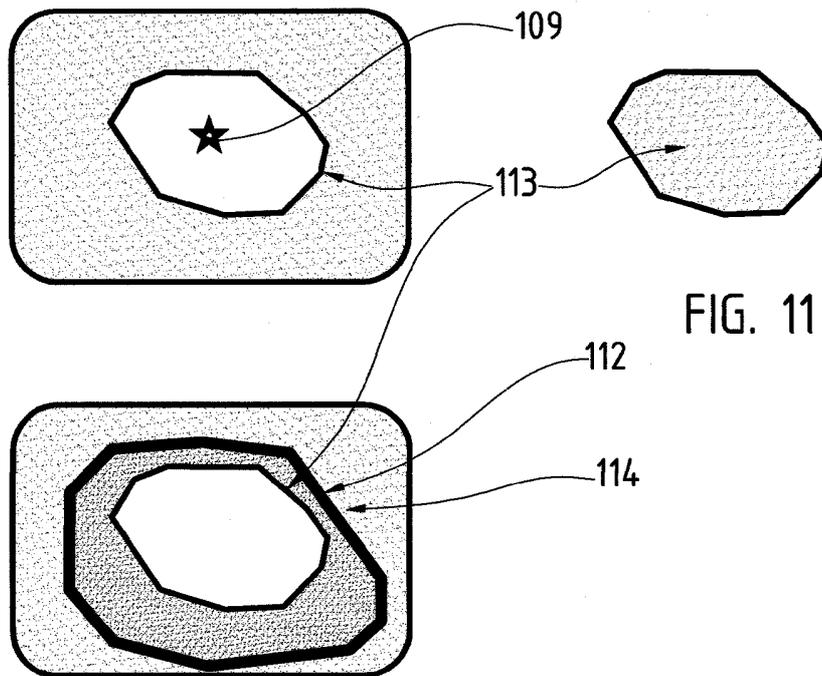
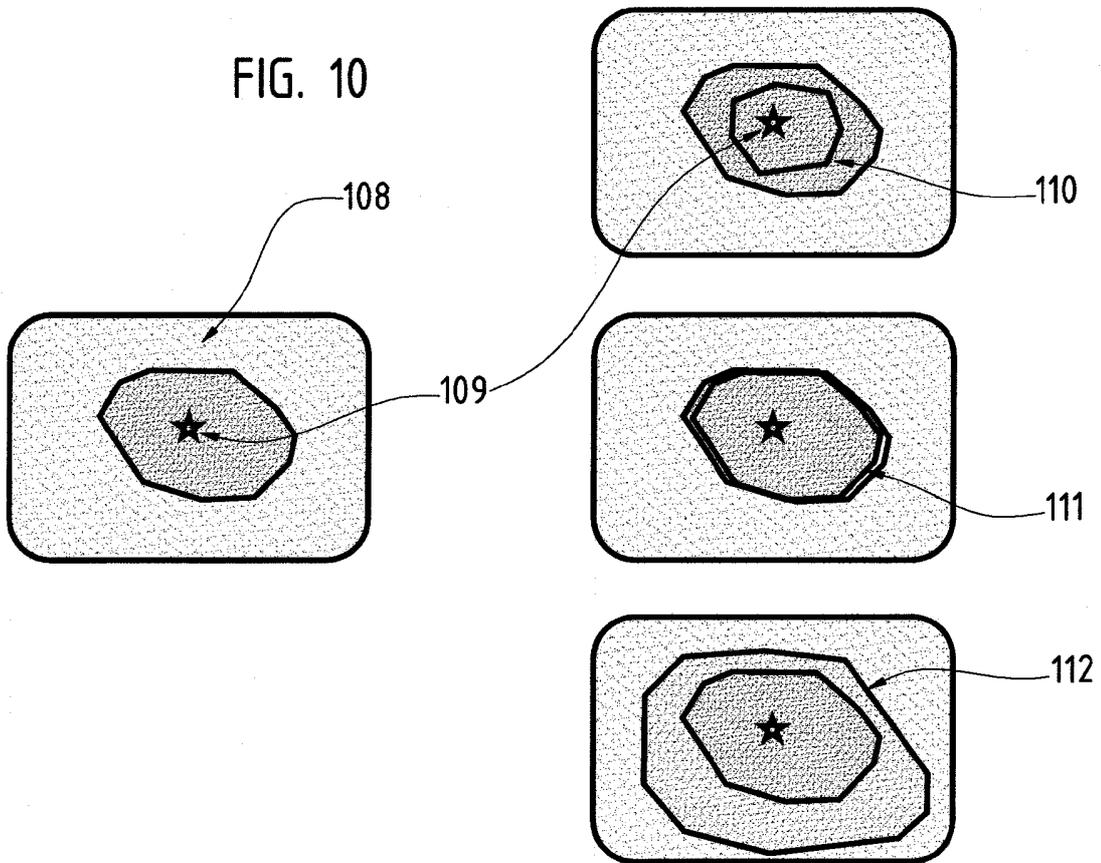
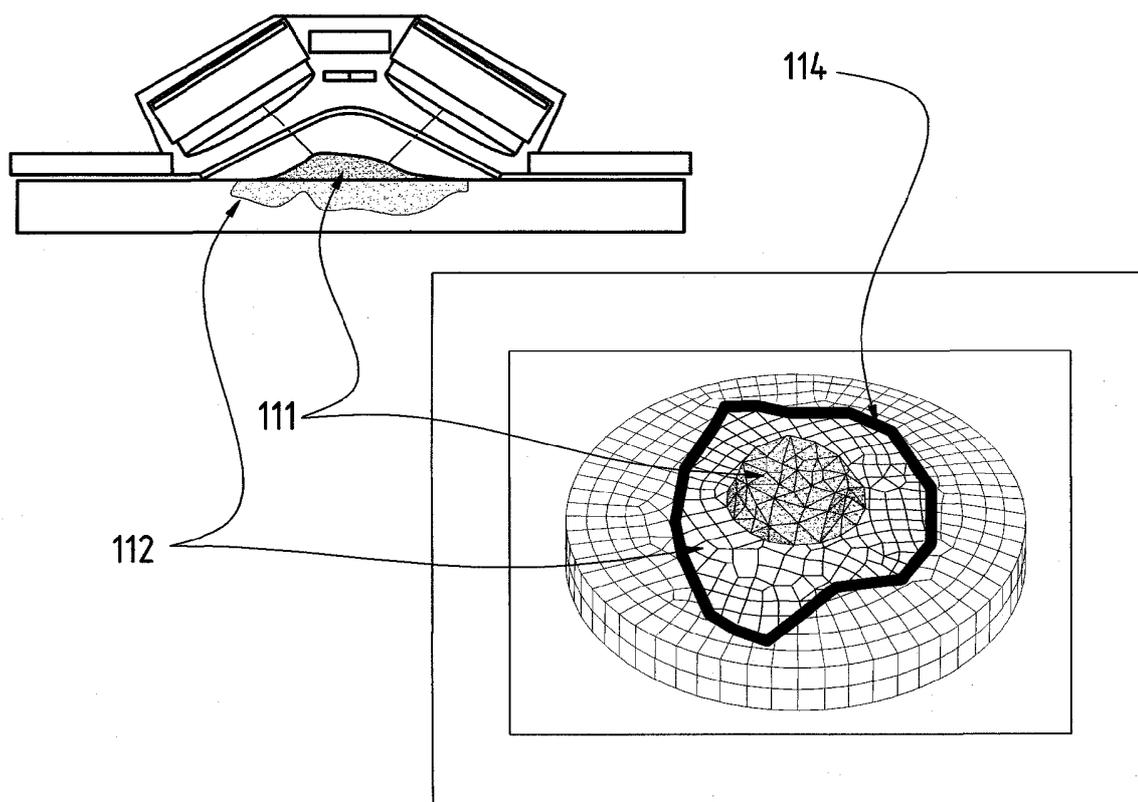


FIG. 11

11/11

FIG. 12



RAPPORT DE RECHERCHE

articles L.612-14, L.612-17 et R.612-53 à 69 du code de la propriété intellectuelle

OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

L'I.N.P.I. annexe à chaque brevet un "RAPPORT DE RECHERCHE" citant les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention, au sens des articles L. 611-11 (nouveau) et L. 611-14 (activité inventive) du code de la propriété intellectuelle. Ce rapport porte sur les revendications du brevet qui définissent l'objet de l'invention et délimitent l'étendue de la protection.

Après délivrance, l'I.N.P.I. peut, à la requête de toute personne intéressée, formuler un "AVIS DOCUMENTAIRE" sur la base des documents cités dans ce rapport de recherche et de tout autre document que le requérant souhaite voir prendre en considération.

CONDITIONS D'ÉTABLISSEMENT DU PRÉSENT RAPPORT DE RECHERCHE

- Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.
- Le demandeur a maintenu les revendications.
- Le demandeur a modifié les revendications.
- Le demandeur a modifié la description pour en éliminer les éléments qui n'étaient plus en concordance avec les nouvelles revendications.
- Les tiers ont présenté des observations après publication du rapport de recherche préliminaire.
- Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

DOCUMENTS CITÉS DANS LE PRÉSENT RAPPORT DE RECHERCHE

La répartition des documents entre les rubriques 1, 2 et 3 tient compte, le cas échéant, des revendications déposées en dernier lieu et/ou des observations présentées.

- Les documents énumérés à la rubrique 1 ci-après sont susceptibles d'être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention.
- Les documents énumérés à la rubrique 2 ci-après illustrent l'arrière-plan technologique général.
- Les documents énumérés à la rubrique 3 ci-après ont été cités en cours de procédure, mais leur pertinence dépend de la validité des priorités revendiquées.
- Aucun document n'a été cité en cours de procédure.



US008520925B2

(12) **United States Patent**
Duret

(10) **Patent No.:** **US 8,520,925 B2**

(45) **Date of Patent:** **Aug. 27, 2013**

(54) **DEVICE FOR TAKING
THREE-DIMENSIONAL AND TEMPORAL
OPTICAL IMPRINTS IN COLOR**

433/30, 15, 29, 72, 75, 76; 600/589, 590;
378/38, 98, 191

See application file for complete search history.

(76) Inventor: **François Duret**, Fleury D'aude (FR)

(56) **References Cited**

(*) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 0 days.

U.S. PATENT DOCUMENTS

(21) Appl. No.: **13/702,753**

2002/0028418	A1 *	3/2002	Farag et al.	433/29
2008/0280260	A1 *	11/2008	Belikov et al.	433/215
2009/0087050	A1 *	4/2009	Gandyra	382/128
2009/0227875	A1	9/2009	Cao et al.	
2009/0259098	A1	10/2009	Krattiger	
2010/0316973	A1 *	12/2010	Remmers et al.	433/214

(22) PCT Filed: **Jun. 8, 2011**

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

(86) PCT No.: **PCT/FR2011/051300**

EP 2 166 303 A1 3/2010

§ 371 (c)(1),
(2), (4) Date: **Dec. 7, 2012**

* cited by examiner

(87) PCT Pub. No.: **WO2011/154656**

Primary Examiner — Ali Bayat

PCT Pub. Date: **Dec. 15, 2011**

(74) *Attorney, Agent, or Firm* — Andrew W. Chu; Craft Chu PLLC

(65) **Prior Publication Data**

US 2013/0108981 A1 May 2, 2013

(30) **Foreign Application Priority Data**

Jun. 8, 2010 (FR) 10 54483

(57) **ABSTRACT**

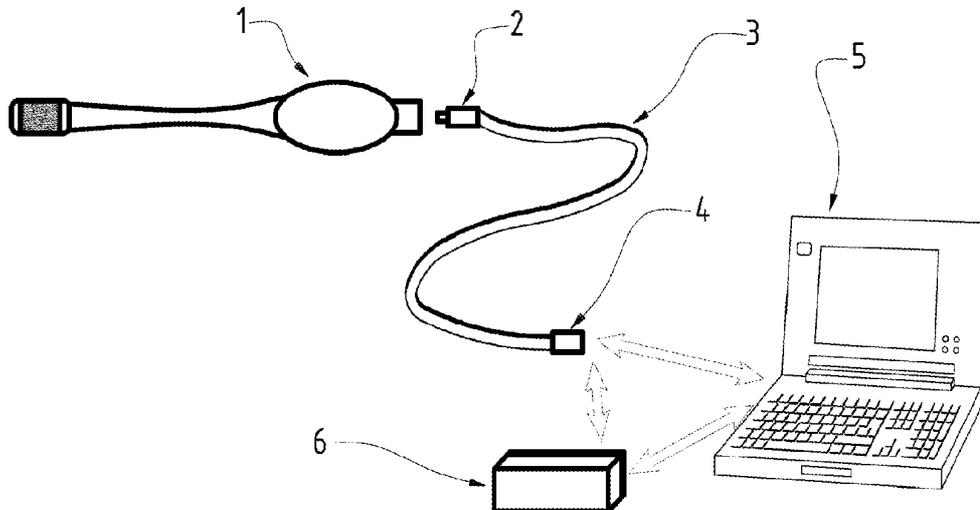
(51) **Int. Cl.**
G06K 9/00 (2006.01)

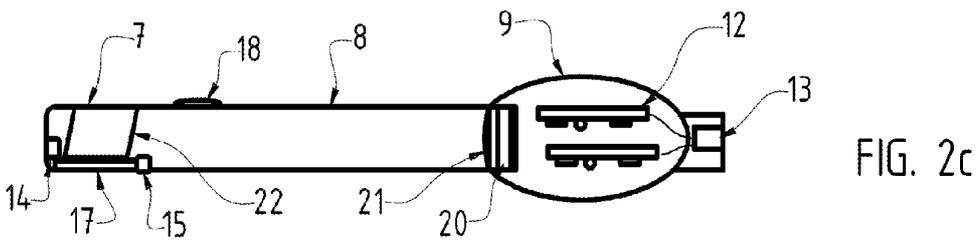
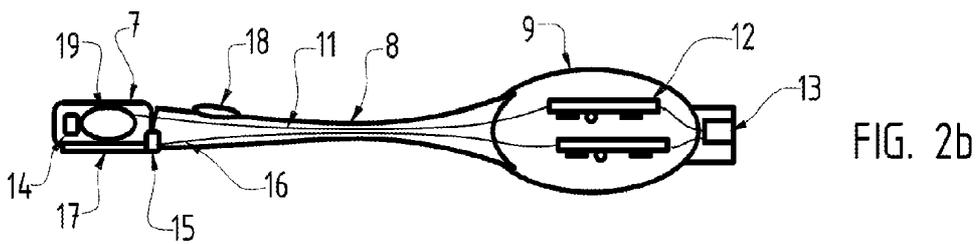
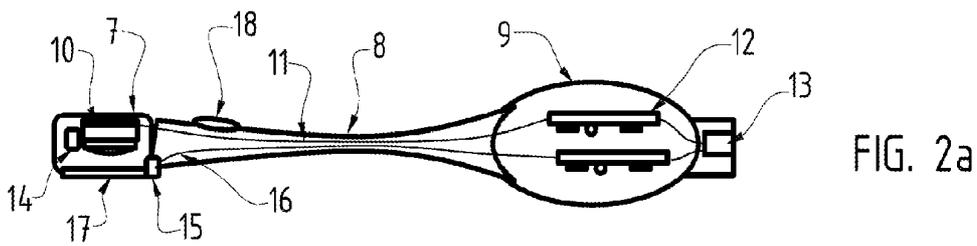
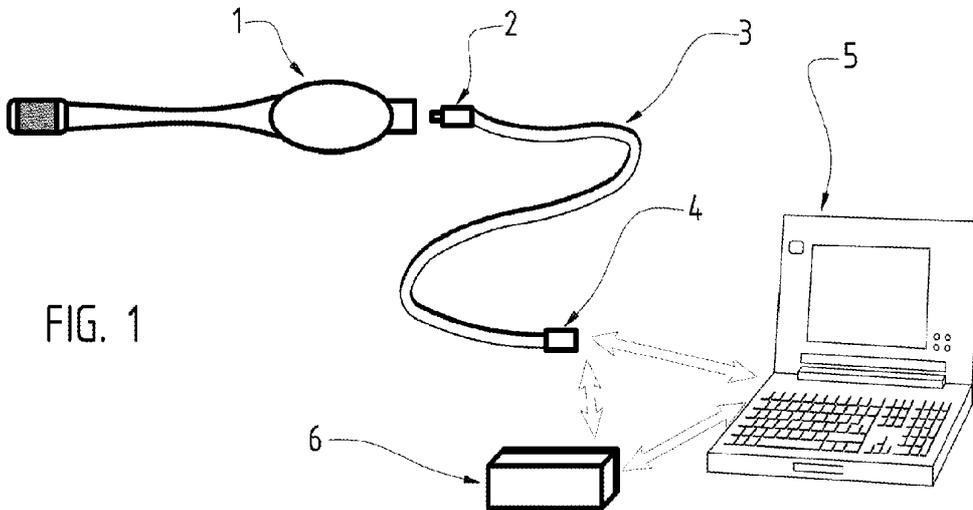
Device for taking three-dimensional and temporal optical imprints in color, including a three-dimensional dental imaging device that does not employ structured light projection. The device includes a stereo camera having at least two CCD or CMOS color sensors in preset positions, an optical system of fixed and preset focal length, an LED lighting system, and an electronic system located behind or near the sensor, controlling the latter but also the LEDs illuminating the imprint capture region. The system includes a central processing unit and a card for controlling said LEDs. The sensors are distributed over all or part of a dental arch, being placed in a sort of optical impression tray allowing a complete image of the arch to be captured in a single exposure.

(52) **U.S. Cl.**
USPC **382/128**; 382/100; 433/25; 433/27;
433/29; 433/215

(58) **Field of Classification Search**
USPC 382/100, 128; 433/25, 27, 215,

10 Claims, 7 Drawing Sheets





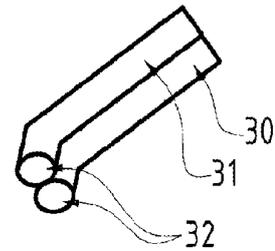
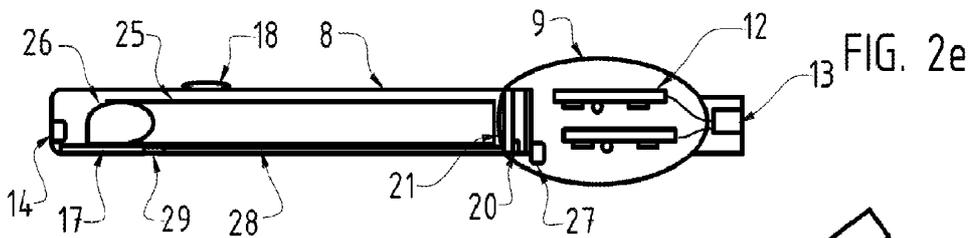
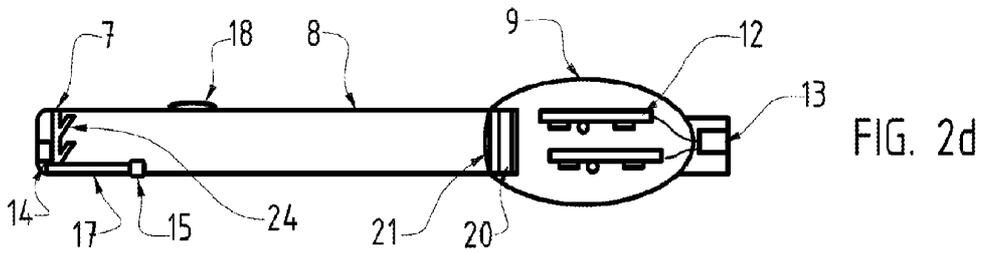


FIG. 3a

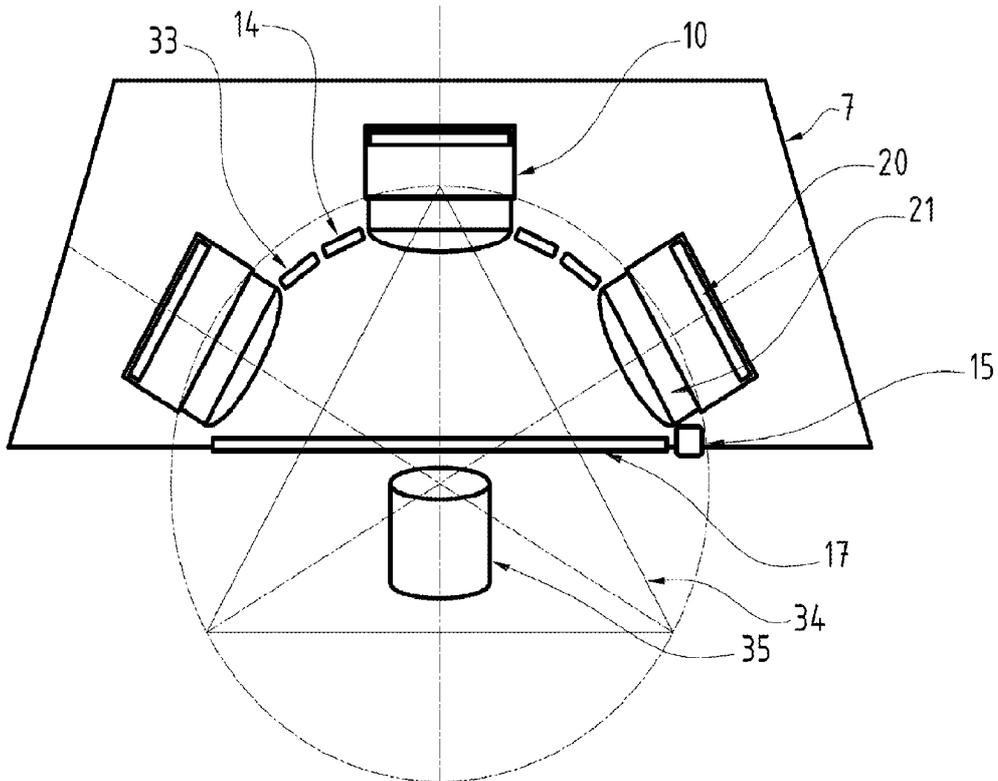


FIG. 3b

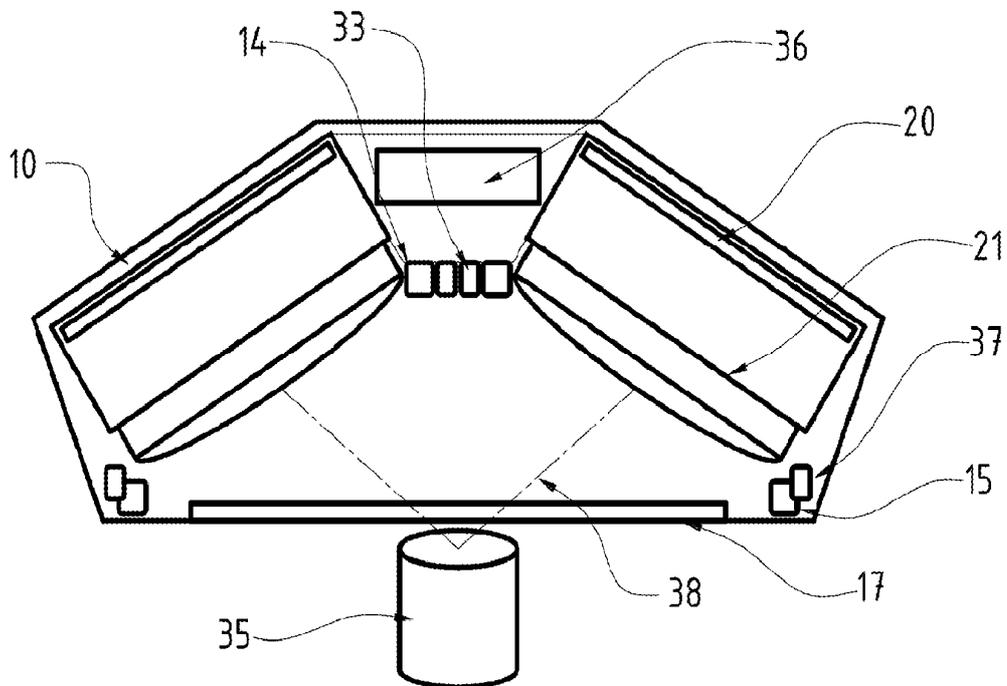


FIG. 3c

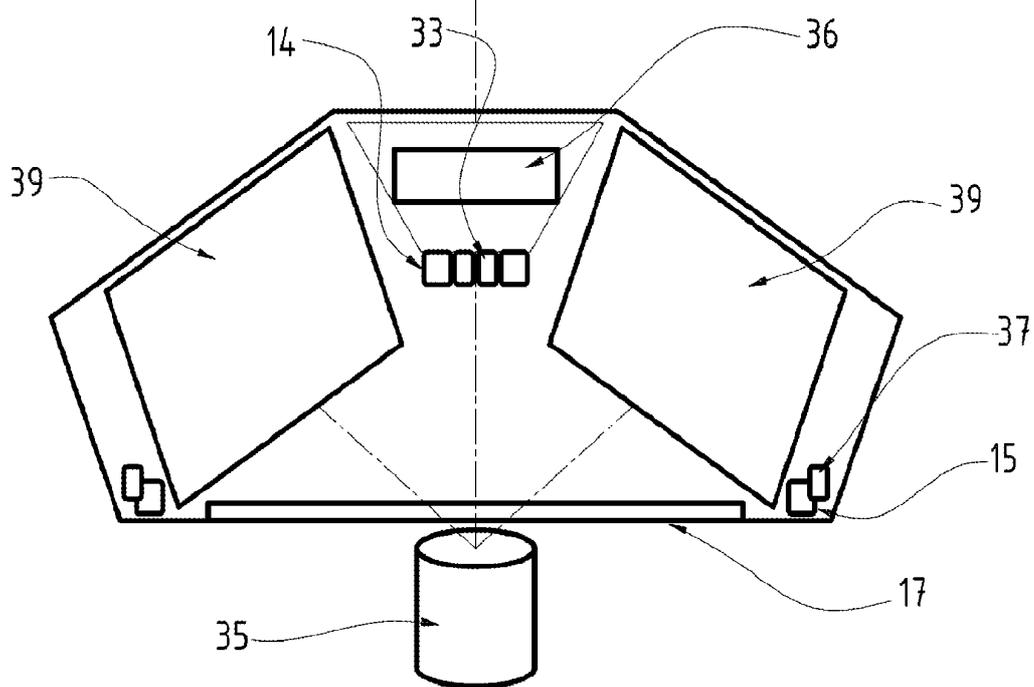


FIG. 3d

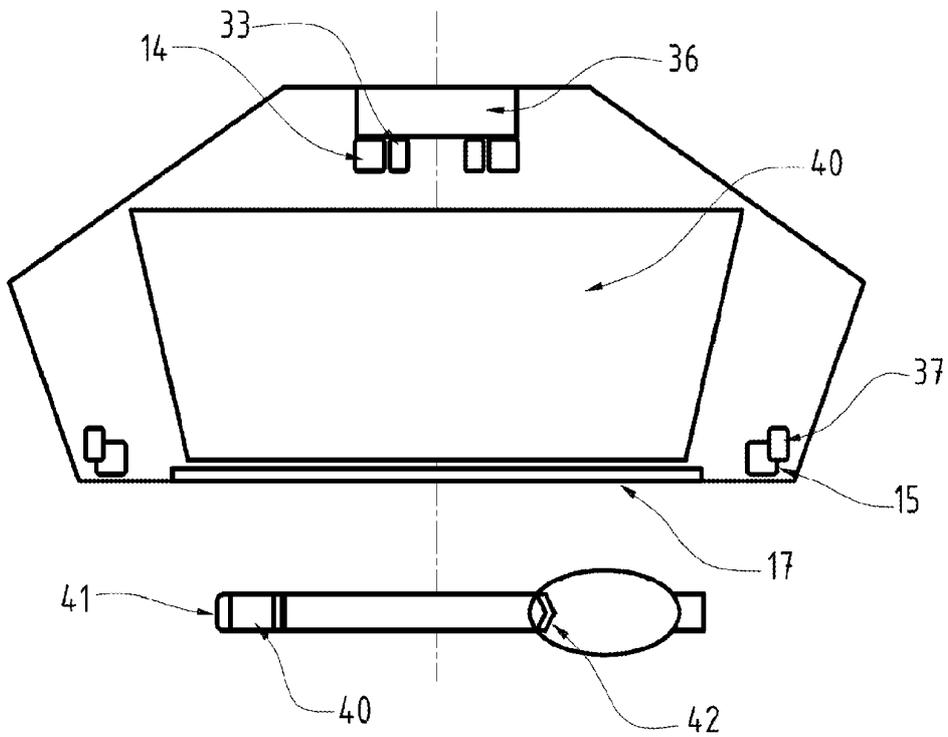


FIG. 3e

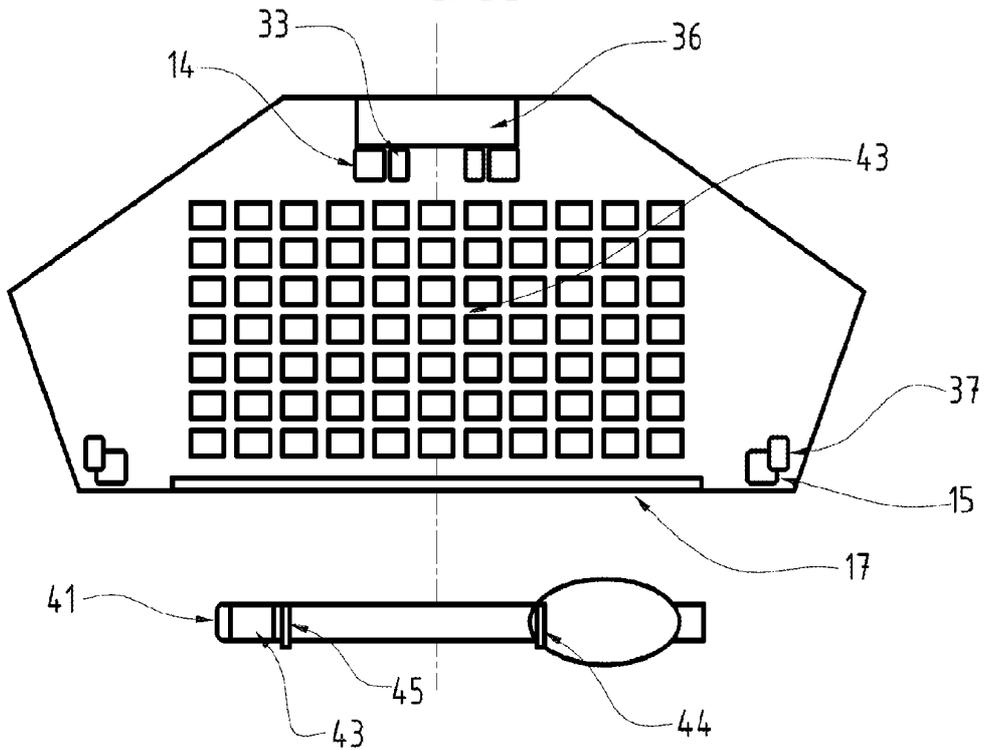
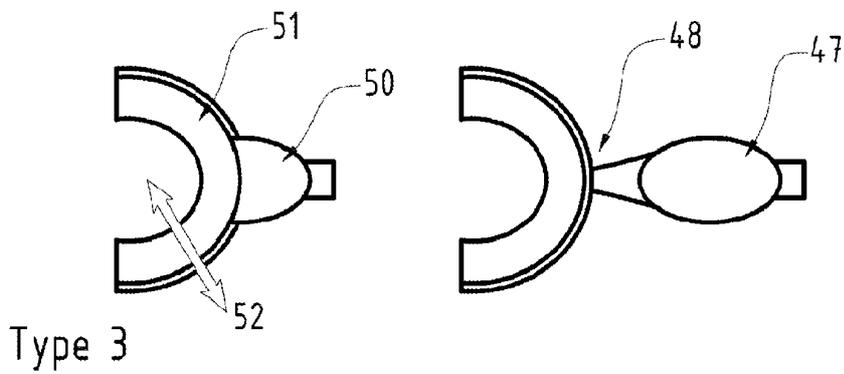
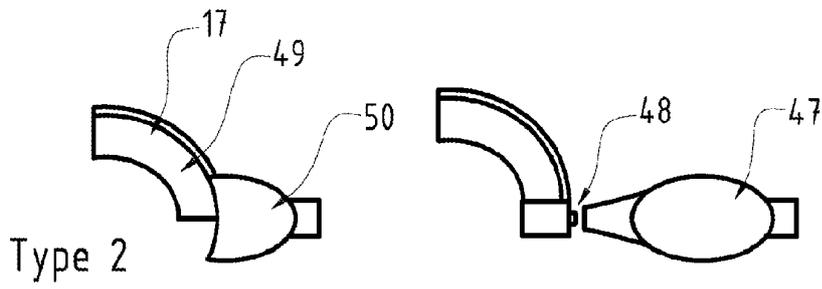
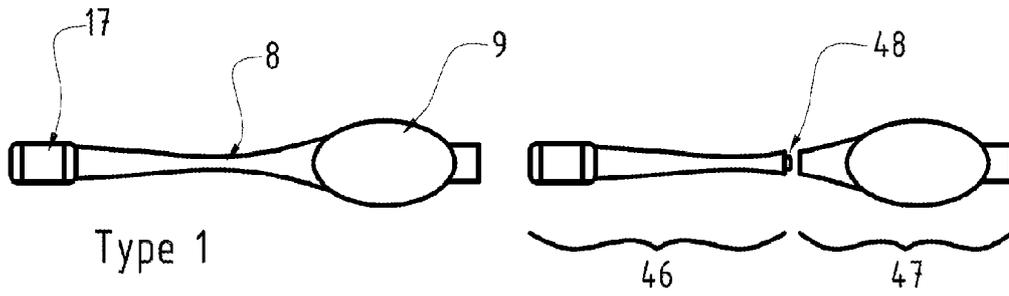


FIG. 4a



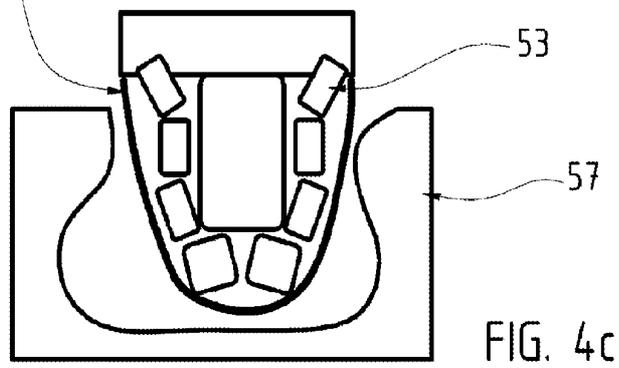
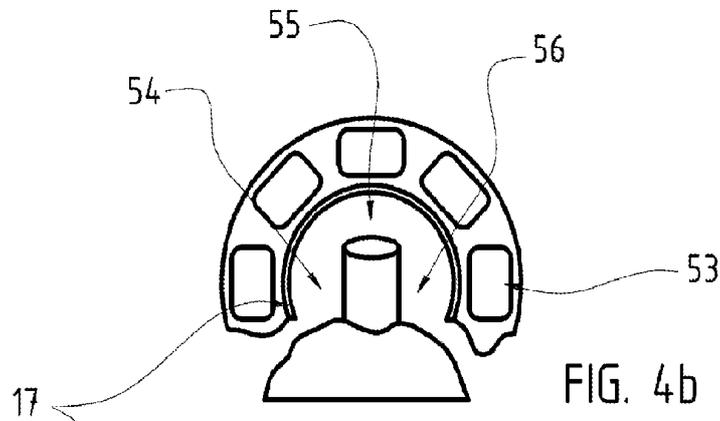


FIG. 5a

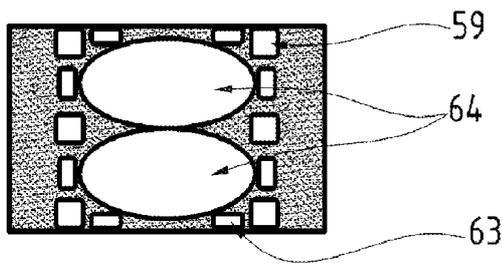


FIG. 5b

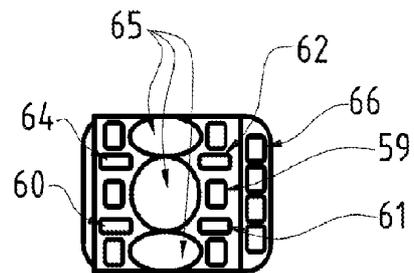
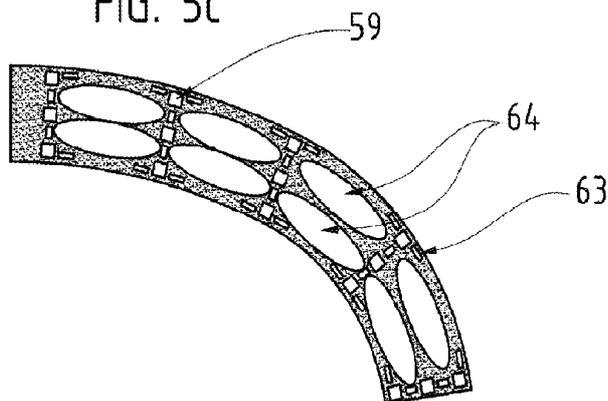


FIG. 5c



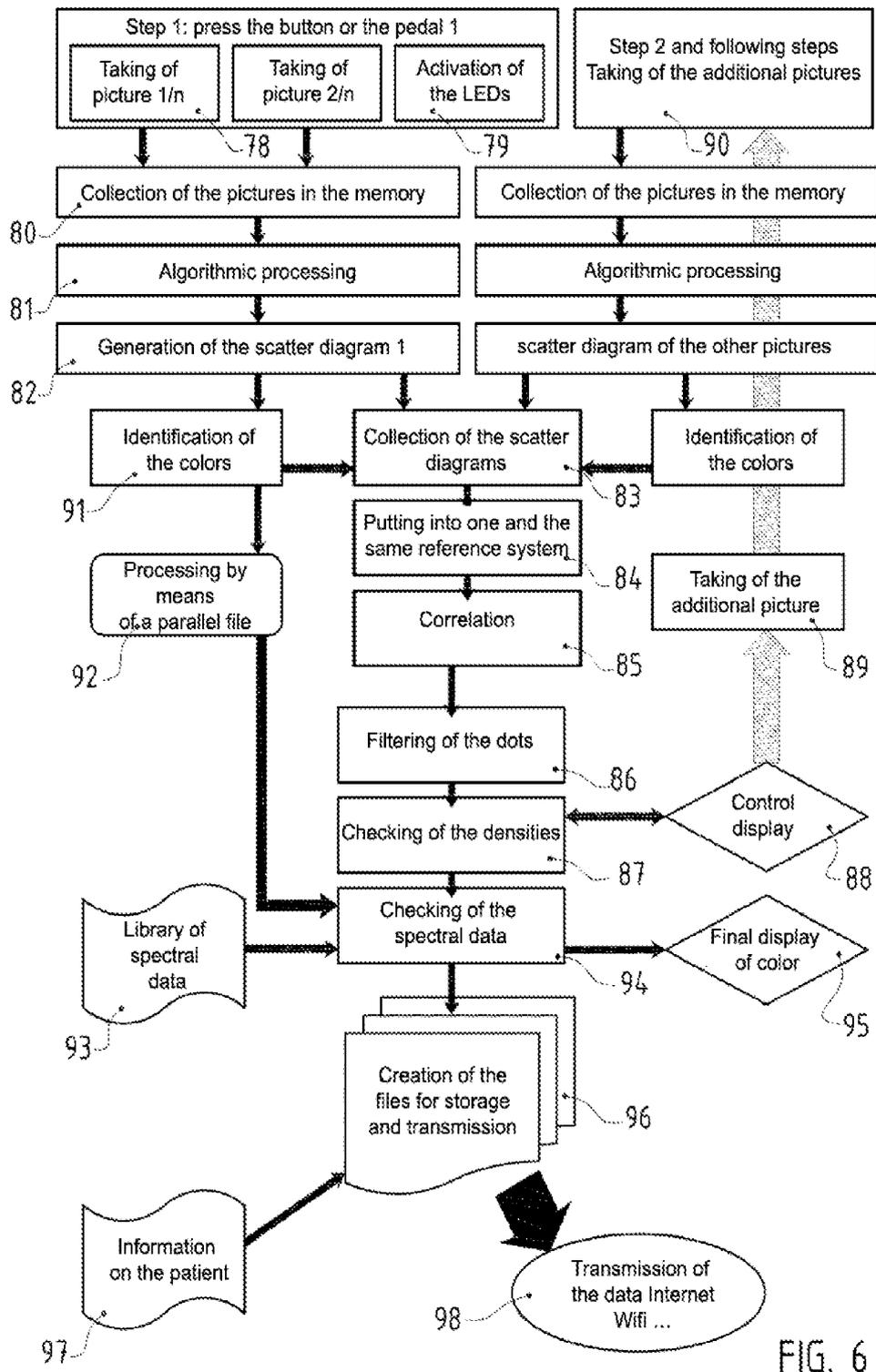


FIG. 6

1

**DEVICE FOR TAKING
THREE-DIMENSIONAL AND TEMPORAL
OPTICAL IMPRINTS IN COLOR**

RELATED U.S. APPLICATIONS

Not applicable.

STATEMENT REGARDING FEDERALLY
SPONSORED RESEARCH OR DEVELOPMENT

Not applicable.

REFERENCE TO MICROFICHE APPENDIX

Not applicable.

BACKGROUND OF THE INVENTION

1. Field of the Invention

The present invention relates to a novel device for taking a three-dimensional and temporal optical imprint in color of a volume of a few cubic centimeters at the surface of the human body, ensuring its structural integrity, applicable in the dental field for taking intraoral pictures, but also ensuring in this field, an assistance for diagnostic, including a miniaturized stereo system associated with one or several electronic CCD or CMOS color sensors for a specific and modulated lighting with LEDs of one or several wavelengths permitting to measure specular or Lambertian uniform surfaces without deposit of a "coating" on the surface of the teeth or gums, a central analog-digital data control and conversion unit, but also and eventually color and movement analysis software for assisting diagnostics by reflection, global or selective penetration of the light radiation of judiciously selected LEDs into the lighting used, without requiring the slightest mechanical, optical or electro-optical scanning.

2. Description of Related Art Including Information Disclosed Under 37 CFR 1.97 and 37 CFR 1.98.

The taking of imprints by optical means in order to perform diagnostics or make prostheses was described for the first time in 1973 by the applicant in his graduate thesis (DDS) under the title "Optical imprint". The applicant has made numerous publications on this matter. He namely filed the first patent dealing with the interference for taking intraoral optical imprints in U.S. Pat. No. 4,663,720 and U.S. Pat. No. 4,742,464, and also in U.S. Pat. No. 4,611,288, but also in U.S. Pat. No. 5,092,022. The applicant also proposed the taking of optical imprints in dentistry and medicine through projecting masks, FR 84.05173), scanning in profilometric phase in conical projection, U.S. Pat. No. 4,952,149, or through dynamic monitoring by means of LEDs, WO 94/00074.

Since 1982 many papers deal with the taking of optical imprints through scanning in profilometric phase in parallel projection, the modeling or machining of the prosthesis.

All these works and inventions have led to many embodiments and more than twenty commercially available systems.

Since 2000, different solutions have been proposed, not in the mouth, but on plaster models made from imprints made in the mouth using traditional methods, for example in U.S. Pat. No. 7,399,181, or on models built by stereo-lithography, U.S. Pat. No. 10,726,257. This solution has also been proposed in addition to the systems for dentists with a scanning on a model by projection of dots or frames, U.S. Pat. No. 7,335,876.

2

In the field of orthodontics other proposals have been made to use the optical imprint, as shown in U.S. Pat. No. 7,361,018. These systems have i.e. permitted the commercial development of the system described in U.S. Pat. No. 7,361,017, U.S. Pat. No. 7,393,208, or U.S. Pat. No. 6,318,994, U.S. Pat. No. 6,802,713, U.S. Pat. No. 11,405,972.

As can be seen, among all these systems, few are transposable to the mouth for the following reasons:

- the scanning is too slow, the scanning passes from 2 minutes per tooth to 2 seconds for the fastest ones,
- the apparatus requires having a camera in constant position with respect to the object, which would require to fix the camera, and the patient's head, and
- the displacement mechanism remains complex and inaccurate.

In addition to these drawbacks, all the so-called laboratory systems, which scan a model, lead the dentist to perform a traditional imprint, which does not eliminate the discomfort for the patient and the inaccuracy of the intraoral molding and requires the practitioner to send the part to the laboratory. In addition to this drawback, the technician, when molding the imprint, will add further errors, which considerably affect the accuracy of the optical imprint on which he will work with his computer-assisted design software (CAM) after scanning.

Nowadays, the systems operating in the mouth are presently very few. All these systems use mechanical, optical or electro-optical scanning to perform the measurement of the surface under examination. These methods can be classified into three types, one using the profilometry of the phases in parallel projection in visible or blue light, with conical projection, by scanning of red or infrared fringes in about one hundred milliseconds, and finally, recently the system described in U.S. Pat. No. 7,372,642.

Nevertheless, all these intraoral cameras, the one developed by the present applicant included, have several particularly prohibitory drawbacks:

- these systems are complex to be implemented and require much care in calibration;
- the electronics remains complex, which makes it difficult to reduce the price and makes the camera fragile;
- the cost of the camera is particularly high and can exceed € 30,000; and
- the cameras are generally bulky and heavy, which hinders the user.

In fact, a closer analysis shows that these cameras have several very important drawbacks, in the very principle of the methods used. These drawbacks are unavoidable, because they are related to the choice of these methods.

- a) All these systems, whether in the mouth, on the skin or in the laboratory (on a model), whether they use the OCT (Optical Coherence Tomography) in dermatology or ophthalmology, use the scanning of the surface by mechanical, optical or electro-optical means. Although this scanning of fringes or frames is very fast, it nevertheless requires a movement in the camera itself, which movement can cause blurs or parasitic displacements, which often lead to the rejection of part of the pictures.
- b) this scanning significantly limits the field depth already significantly reduced in a macroscopic picture (of a few cubic centimeters).
- c) the dots of the surface of the object are not measured, but instead the deformation of a light projection on the surface of this object is measured. This first feature requires the developers to cover the teeth with a white layer, referred to as "coating", which degrades in principle the actual measurement of the object. This is indeed often

- expressed as both an inaccuracy and an inconvenience in the use of the cameras in the mouth.
- d) this has obliged the manufacturers to use radiation making the tooth "opaque", as with blue or ultraviolet rays. This is why the present applicant proposed a device using an argon laser. This can be restrictive for the user, even dangerous for the patient.
 - e) moreover, not measuring the object, but the distortion of the projected light, either a dot, a line, a frame or a phase of this light, eliminates all possibilities of having a perfect match between the color, the shade of the object and its measurement. The only shade that we can have is the color of the projected light.
 - f) passing from 3D reading to 2D reading in color, when it is used for diagnostics, is completely impossible in dentistry, because only a monochromatic image representing the light of the fringes is recovered.
 - g) finally, the analysis techniques by profilometry or scanning require to take several pictures of the same spot in order to be capable of extracting the third dimension. This results into a risk of distortion of the data between the first and the last picture, which leads to large errors in correlation and accuracy. The "movement" has always been the enemy of this type of technology.

Finally, though it is possible to measure a tooth, the projected light is still measured, and not the object itself, and this measurement requires to use movements of the source or optics during the reading. As stated above, all these systems are based on the measurement of the distortion of the light displaced and viewed by the camera.

It should be noted that the same also applies in the field of dermatology or ophthalmology. The methods used in 3D reading are recent, expensive and complex, as the OCT apparatus show. That is why these disciplines mainly use 2D measurements, which are less burdensome for anatomical subcutaneous studies or their expansions to the (eventual) pathology.

The techniques used nowadays are the following:

- a) videodermatoscope, which consists of a currently widely used basic tool, permitting to have an amplified image of the skin (up to 70×). The digital technology allows taking digital photographs as well as records, which thus facilitates the comparison over time and the sharing of information between clinicians. The devices offer on the other hand ancillary functionalities, such as the possibility of using light sources of different wavelengths for illuminating the skin, or also image processing such as the automatic segmentation of the lesions or also the automatic extraction of ABCD criteria.

The cost of such a device remains however high, and no clinical study seeking to show an improvement in the diagnosis compared to the simple clinical examination has been found. Moreover, the videodermatoscope does not provide information in depth.

- b) echography, which allows in-depth exploration of the lesions. With frequencies in the range from 10 to 50 MHz, it is possible to go down to 12 mm with an axial resolution of 150 microns. This technique is used for the study of the subcutaneous extension in pre-operative analysis and the search for metastatic melanoma, where it has shown excellent capabilities in terms of sensitivity and specificity. However, the proper use of such a device requires, however, to acquire some experience in reading ultrasound images; on the other hand, it is much more difficult to add informative post-processing on these images, unlike with the multispectral techniques (see below).

- c) the OCT, which is based on interferometric optical techniques, allowing imaging the skin in depth in 3D with good lateral resolution (in the range of 15 μm), higher than that of the echographs. It allows, on the other hand, to carry out imaging almost in real time, but is limited in depth (maximum 1.5-2 mm). Only one device is currently marketed, and the study of its efficiency in the diagnosis of melanoma is currently under study. Though it has a very good resolution in real-time imaging, it operated on a small depth, has no clinical data, operated in cross-section, is difficult to implement and is very expensive.
- d) confocal microscopy, which provides 3D images of the epidermis and papillary dermis with very high resolution (1-2 μm lateral resolution, 3-5 μm axial resolution). Its main drawback is that it is very limited in depth (200-500 μm).

These devices have the advantage of having an excellent resolution, a very good melanoma/nevus discrimination (better than the clinical examination alone). But, apart from being of a very high cost, they have a very small depth of analysis.

- e) multispectral imaging, which is the technique that has the highest interest today because of the simplicity of the method and its good price/quality ratio. It is indeed a simple imaging technique: it assumes that the skin is organized in layers, and that each layer includes different proportions of substances referred to as chromophores, which have each a relatively characteristic light-absorption spectrum. The main chromophores of the skin are melanin, collagen and hemoglobin, one understands the importance of this method in the study of melanoma, where the proportion of melanin will be changed over a more or less large number of layers. In order to obtain quantitative spatial information on these chromophores, different monochromatic lights (typically ten) are projected onto the skin, and the light re-emitted by the cutaneous skin is measured for each wavelength. One thus obtains information in depth, on which automatic processing can be applied, namely segmenting the lesions, obtaining the ABCD criteria in depth of same and quantifying their proportion of chromophores. However, only depths in the range of 2.5 mm can be reached. The main advantages of the devices are their technique, which is easy to be implemented, the many automatic processing operations that are possible and their good melanoma/nevus discrimination (better than the clinical examination alone). They have the disadvantages of operating only in 2D, of still being expensive, and of operating on a rather limited depth.

There are of course methods under study for skin pathologies using the principles of IRM, PET—scan, of two-photon imaging or of terahertz imaging, but their implementation will be long and it will lead to devices too expensive to be used in private medical offices, which remains the goal to be reached.

Finally, there were some stereographic measurement tests in medicine using two or more than two sensors, which, through the triangular position method, permit to find the third dimension. The use of two sensors permits a stereo vision in well-defined objects, but the methods of mathematical correlations are complex and expensive because the objects used as references are difficult to be identified. The manual action is almost always necessary and the tests performed on teeth proved unusable in the aimed distances and field depths.

Likewise, the development of the images referred to as "triplet imaging system" (L configuration) using cameras

placed in an equilateral triangular position provided valuable information for determining the third dimension by simplifying the triangular position, but the results proved unusable in the dental conditions outlined above. Indeed, all the systems used require knowing the displacement of the camera or of the object between two (or n) acquisitions.

All these drawbacks have led to provide an inexpensive universal solution meeting the criticisms made above.

SUMMARY OF THE INVENTION

The aim of the present invention is to solve the aforementioned drawbacks by providing a complete intraoral reading unit combining very fast, even instantaneous dynamic 3D reading, color display, analysis of the near subcutaneous region and possibility of switching over in real time to 2D display, the whole leading to a very accurate digitizing without addition of "coating".

Thus, the three-dimensional and temporal measuring device through optical color imprint usable in the dental field according to the invention is essentially characterized in that it consists of a device for taking three-dimensional dental pictures that does not use structured light projection, and including to this end:

a stereo camera comprised of at least two CCD or CMOS color sensors in a predetermined position defining, because of their resetting speed, the reading speed, thus the speed of taking successive imprints, and permitting a static or dynamic reading,

an optical system of fixed and preset focal length permitting to transmit to said sensors, without distortion, the data displayed on the operating field,

a LED lighting system for illuminating the area of taking an imprint,

an electronic system located behind or proximate each of said sensors, ensuring the control thereof, but also that of the LEDs illuminating the area of taking an imprint, and in that said electronic system includes:

a central control unit capable of collecting, storing and organizing the data captured by said sensors,

a card for controlling said LEDs, depending on said central unit,

and in that said sensors are distributed over the whole or part of a dental arch in order to make an imprint in one single exposure, avoiding the clinical scanning of the arch of the patient by the operator, they are arranged in a kind of optical imprint tray permitting to capture the complete arch in one single exposure.

The optical system can be an endoscope when the sensors are placed outside the reading area, or a simple lens system when the sensors are placed against the reading area. The system can thus be very simple, which is completely impossible in the so-called techniques with structured light, in which it is necessary to have a conduit for the projected light and another one for the reflected image.

The central control unit is eventually also capable of converting the data from analog values into digital values. The fact of not having to control a system for projecting masks or fringes significantly reduces the central unit to a bare minimum: the control of a color stereo dual-picture camera.

The control card is capable of activating preferably a particular LED depending on the implemented programs. Indeed, the LEDs will be controlled alternately or together, or in a varying order depending on the implemented program.

The electronic system also includes:

a standard supply card capable of operating on USB or on battery. Depending on whether a free system (without

wired connection) or a wired system is used, the supply unit remains light, taking into consideration the low power consumption by the implemented components. The camera is thus the first one that can have a wireless connection,

a miniaturized memory card included in the camera, permitting to store the pictures and to transfer them to the computer using a transportable medium without the need for a USB connection.

The lighting system is a lighting system with LEDs of different wavelengths or colors the mix of which can lead, for example, to white or "day" light, in order to have a real or stimulated (fluorescence) color display. The judicious choice of the LEDs will permit:

either to display the measured area in daylight (so-called "white" LED)

or, by activating the LEDs, to highlight determined tissues, such as the mineralized tissues in blue or UV, a fluorescent dental tissue, thus having a particularly "mat" aspect

or also to display determined "dermal" pathologies, depending on the selected wavelengths. In particular, it is known that the penetrations of wavelengths can be correlated with determined pathologies, the judicious choice of the scanning of the area will permit to display what is not visible to the eye, and this in relief.

or to permit to identify correlation control points characterized by the marking color used on the measured surface.

This same application also permits to penetrate into rather thin gum areas, as is known in the dental sulcus, providing the operator with a view of the emergence of the tooth. Likewise, a color, e.g. within the reds, permits to avoid adverse salivary effects, unlike with the current methods.

The device also includes a standard, portable, carried or desktop computer containing program and data control and processing software, which is capable of reproducing the information in a 2D or 3D form visible on the screen, but also of addressing the measurements to more or less remote centers (internet, Wifi, Ethernet . . .), in a form similar to any standard CAD/CAM system (STL . . .) or in a specific form, by means of language translation software. In this computer will be placed, before having a miniaturized computing unit, the 3D reproduction and camera control software.

The present invention thus relates to a miniaturized and dynamic stereo color reading device for a small portion of the body associated with an n CCD or n Cmos camera, with an analog digital conversion system, with a central data control unit, with a standard or specific information output, with an amplification of the message received using LEDs of white color or specially designated spectral values, and a wave connection (e.g. WiFi) or a self-powered USB port, and battery-powered or by an electrical connection.

This invention permits to solve the problems outlined above by providing a scalable, inexpensive solution usable in all dental offices, but also as a hand-held instrument in dental prosthesis laboratories, in a simplified form pleasant for the patient.

In particular, this invention solves the many problems evoked above:

- 1) thanks to the implemented means, the device is simple to be manufactured, which makes it particularly strong,
- 2) this simplicity has an essential consequence on the manufacturing cost, thus on the sale price, in particular since the democratization of the electronic components used, such as CCDs, CMOS or LEDs,

- 3) the power-supply unit, which is particularly simple, may be contained in the USB connection permitting to connect to all types of computers capable of receiving the standard output language, such as STL,
- 4) the manipulation of stereo images, the basis of this new invention, allows self-calibration, eliminating any adjustment in time, which is not the case with the current methods using the so-called structured lights,
- 5) its operation with CCD or CMOS sensors in a predetermined, immutable spatial position fixed during manufacture with respect to each other, avoids the need of knowing the movements of the object or the cameras (with respect to each other), reducing the problem of disparity to a simple problem of density correlation in the scatter diagram,
- 6) not using measurements of structured light distortion permits to work on images of the body itself in color,
- 7) having color images permits to manually or automatically selectively select portions of the human body, for example to identify the teeth and gums separately,
- 8) operating without structured light also permits not to use "coating" surfaces, known factor of inaccuracy when approaching values close to the micron, which is necessary in all measurements for adjusting a prosthesis or for a diagnosis,
- 9) using a light-emitting diode permits to display determined slightly subcutaneous or sub-gingival areas, in order to improve the reading in invisible areas without resorting to surgical methods (gingival retractions) or more complex methods (OCT) for simple diagnoses,
- 10) it also permits, by simple voluntary markings in color, to more easily identify determined naturally colored areas on which one can rely, or to facilitate the correlations of pictures by selecting the lighting of a LED of a color complementary to the marking,
- 11) with the recent software tools, the autocorrelation is nowadays facilitated by the color information, and permits to dynamically record: a complex surface (complete arch), the movements of these surfaces (upper arches with respect to lower arches),
- 12) using only one of the image sensors permits to switch from a 3D image to a 2D image, in order to have, with the same tool, a planar analysis and a spatial analysis, which is the basis of many devices nowadays available on the market,
- 13) one double or triple picture at the same time is enough to extract the third dimension, which avoids any "movement" while capturing the data,
- 14) the 3D display on the screen is made possible on standard 3D high-definition screens, which is not the case without complex processing with the current intraoral systems,
- 15) the simplicity of the processing operations permits the use of a low-end standard computer,
- 16) finally, the proposed apparatus is universal in its field of application, and meets numerous requests in terms of cost, accuracy and diagnostic imaging.

The device of the invention permits to have a dynamic picture by moving over the analysis area, unlike with the systems in profilometric phase, which must take a minimum of four pictures to extract the relief; the system used in this invention merely requires one double picture, which avoids any movement, since the integration of the information at the sensor is immediate.

The present invention thus consists in making a dental imprint using a set of CCD or CMOS sensors in a predetermined position in the geometrical arrangement of the optical

system associated with the hardware (control cards) and software (data control software) data control electronics, in order to solve the problem inherent to the conventional stereo systems (knowledge of the varying position of the cameras with respect to each other).

The present invention also consists in compulsorily associating a lighting system with LEDs of a predetermined wavelength, in order to permit in a particularly easy way a putting into correlation of the static or dynamic pictures at the level of the identification of the reference points and the correlation points.

According to a first embodiment, the device includes three sensors intended to be positioned uniformly, according to a known geometry, around the object to be studied, fixed focusing lenses positioned in front of each sensor according to a central optical axis, the position and the spatial orientation with respect to each other of which are perfectly known, said lenses in co-linear position with respect to the viewing axis of the sensor forming three image paths, one for each sensor.

In order to simplify the correlation of the pictures and to adjust the zoom effect between each sensor, the images are captured at the same time, which means that the three 2D images captured at different angular positions arrive at the same time in the image processing system. There is no "time out" between each of these picture takings, which has the advantage of considerably simplifying the image processing and the search for the third dimension. This has the advantage of re-adjusting the scatter diagram that appeared on an area seen by several sensors and of correcting the zoom effect that necessarily appears as a result of the varying position of the object with respect to all the sensors.

The calculation of the third dimension being based on the search for similar dots, which is facilitated by the predefined positioning of the sensors, but particularly difficult for uniform surfaces as the tooth surfaces, is associated with these three sensors of the LEDs in the white range in order to reveal the actual color of the object being measured. The image dots thus contain two additional pieces of information, the time (time of the taking of pictures, which will become common for the three pictures, in order to simplify the calculations) and, without this being mandatory, a fifth dimension that is in turn divisible into a chromatic system, and which corresponds to the color information.

Advantageously, these LEDs can also be of a predetermined wavelength (of a few nanometers) permitting to highlight natural markings (groove bottoms or color areas differentiating tumors, gums or shades of the teeth) or over-markings made before taking the imprint, made with markers of a complementary color.

Advantageously, these markings may be objects of different shapes placed (in the area being measured), glued or accommodated (in the interdental spaces or on the implant heads) on the object being analyzed.

Advantageously, this or these LEDs are placed around each image-focusing lens placed in front the sensor.

Advantageously, these LEDs can be an association between the white LEDs of a predetermined wavelength, so that the measurements are made from natural and not from artificial colors.

Advantageously, in order to facilitate the search for the third dimension and to reduce the calculations to a single-dimensional geometry, the present invention preferably uses sensors in an equilateral position.

According to a second embodiment, the device according to the invention includes two sensors positioned uniformly around the object being studied, in a known geometry. The focusing lenses are placed in front of each sensor according to

a central optical axis, the position and spatial orientation with respect to each other of which are perfectly known. These lenses, in a position co-linear with respect to the viewing axis of the sensor, form two image paths, one for each sensor.

In order to simplify the correlation of the pictures and to adjust the zoom effect between each sensor, the image captures are made at the same time, which means that the two 2D images captured at different angular positions arrive at the same time in the image processing system. There is no "time out" between each of these picture takings, which has the advantage of considerably simplifying the image processing and the search for the third dimension. This has the advantage of re-adjusting the scatter diagram that appeared on an area seen by several sensors and of correcting the zoom effect that necessarily appears as a result of the varying position of the object with respect to all the sensors.

The calculation of the third dimension being based on the search for similar dots, which is facilitated by the predefined positioning of the sensors, but particularly difficult for uniform surfaces as the tooth surfaces, is associated with these three sensors of the LEDs in the white range in order to reveal the actual color of the object being measured. The image dots thus contain two additional pieces of information, the time (time of the taking of pictures, which will become common for the three pictures, in order to simplify the calculations) and, without this being mandatory, a fifth dimension that is in turn divisible into a chromatic system, and which corresponds to the color information.

Advantageously, these LEDs can also be of a predetermined wavelength (of a few nanometers) permitting to highlight natural markings (groove bottoms or color areas differentiating tumors, gums or shades of the teeth) or markings made before taking the imprint, made with markers of a complementary color.

Advantageously, these markings may be objects of different shapes placed (in the area being measured), glued or accommodated (in the interdental spaces or on the implant heads) on the object being analyzed.

Advantageously, this or these LEDs are placed around each image-focusing lens placed in front of the sensor.

Advantageously, these LEDs can be an association between the white LEDs of a predetermined wavelength.

According to a third embodiment, the sensors are distributed over the whole or part of a dental arch, in order to make one imprint in one single exposure, avoiding the clinical scanning of the patient's arcade by the operator. They are thus arranged in a sort of optical-imprint tray permitting to capture the complete arch in one single exposure. This configuration is permitted by the simplicity of the device according to the invention.

The LEDs are distributed along the imprint tray and are controlled together or specifically depending on the analysis being performed and as defined in the first embodiment.

Since the mouth has varying openings, it is possible that the size of the analyzing head of the above-mentioned unit does not allow its introduction as far as the deep interdental areas (molar areas). Therefore and preferably, the present invention provides, according to a fourth embodiment, a variant comprised of endoscopes that are only image ducts, unlike the other dental systems, the head lens of which is in the same position as the sensors described above. In this case 1' image is:

either reflected by a mirror or a prism that returns the image of the area being measured to the sensor, which may in turn include a lens system such that the image focal plane is in the plane occupied by the sensor.

or conveyed by an "image" optic fiber reducing and simplifying the optical mounting of the endoscope.

In both cases, the LEDs may be located in the body of the camera and the light is then conveyed through an optic fiber, or they are placed around the front lens, at the end of the endoscope.

Advantageously, these endoscopes can be in a number greater than the number of sensors. In this case, one and the same sensor may be located in front of several endoscopes viewing different areas of the human body being analyzed. This has the advantage of reducing the electronic part of the camera and/or of increasing the amount of image dots during the exposure.

In order to preserve the quality of each image, it is possible to:

either shift the time, for example by a few 1000ths of a second, of the reading of the image by each endoscope, using a mechanical or electronic shutter.

or operate with different frequencies, modulations or image intensities, thus avoiding a shift between each of the pictures specific to each one of the endoscopes involved by one sensor.

Finally, and without this being restrictive, there is a particular variant to all embodiments, which uses a micro-mirror of the type "Discovery DMD micro-mirror" from Texas Instruments™, which, associated with the ODLP card, permits to direct the images according to a predetermined angle. This technology, widely used in the projections of the miniaturized video projectors, is used in the present invention as image sensors at different angles.

Thus, according to a sixth embodiment, the device according to the invention includes such a micro-mirror associated with several CCD or CMOS sensors and with the LEDs.

This micro-mirror permits several exposures, at different angles, and at extremely high speeds, without moving the camera. The micro-mirror, placed behind the focusing optics, reflects the image on the whole or part of the CCD or CMOS sensor, by following a simple and direct optical image path. The first image is thus reflected at a predetermined angle. Immediately after, the micro-mirror changes its angle and reflects a new, slightly offset image from an angle different from the first image on the same CCD or CMOS, after resetting, or under another portion of the same CCD or also on a new CCD or CMOS positioned depending on the angles predetermined by the angular position of the micro-mirror.

It is possible to repeat these operations a large number of times simply by varying the angular position of the micro-mirror. This arrangement has the advantage of permitting to use one single optical system on the camera head, one single mirror providing different angles of image reflection, and whereby eventually one single sensor, whether or not located in front of an image-conveying system can be a fiber or a system of lenses.

It is obvious that the more images there are at different angles, the more the measurement is accurate. This is the reason why the present invention is not limited to the use of one single micro-mirror, but eventually to several ones, which has the advantage of multiplying the number of pictures. Thus, when the system contains three sensors, as defined in the first embodiment, and when four viewing angles of the micro-mirrors are chosen (90°, 92°, 94° and 96°), twelve different pictures at different viewing angles are obtained within a few milliseconds.

Thus, the present invention can be defined as being a device for taking dental pictures in three dimensions without using the projection of structured light, unlike with all the existing systems, and comprised of one or several optical systems for

focusing one or several pictures, directly associated with several CCD or CMOS sensors, or eventually indirectly, in order to limit the size of the camera head, through a prism, mirror or micro-mirrors endoscopic image-conveyers through lenses or fibers, in a lighting with white LEDs and/or defined chromatic values.

There is of course also the mathematical approach of what is called the small b/h, i.e. the measuring of the third dimension z, since x and y are defined by their position on the pixels of the sensors, when the space between the two optical centers of the focusing lenses are small compared to the distance h of the field depth at the optical center of the lenses.

The model used for a small b/h is:

$$|right(x) - \lambda(x) \cdot |left(x + \mathcal{E}(x))$$

where \mathcal{E} is the geometric deformation.

$$\partial z = a\mathcal{E}/b/h$$

the Shannon principle is used based thereon to solve the problems of disparity of the measurements due to sub-pixelation.

$$p_{x_0}(\mu m) = \frac{\int u(x + \mu m) \cdot u(x) \cdot dx}{\|u(\cdot + \mu m)\|_{\varphi_{x_0}} \cdot \|u\|_{\varphi_{x_0}}}$$

where $\tilde{u} = \int \rho_{x_0}(x) \cdot u^2(x) \cdot dx$

The advantages and features of the device according to the invention will become clear from the following description, which relates to the attached drawing, which represents several non-restrictive embodiments of same.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

FIG. 1 is a schematic, perspective and exploded view of the device for taking three-dimensional and temporal measurements according to the invention.

FIGS. 2a, 2b, 2c, 2d and 2e show schematic views in longitudinal cross-section of part of the same device, according to different embodiments.

FIG. 2f shows a schematic perspective view of a portion of FIG. 2e.

FIGS. 3a, 3b, 3c, 3d and 3e show cross-sectional views of the same portion, according to different embodiments.

FIGS. 4a, 4b and 4c show views of different configurations of the device according to the invention used in dentistry.

FIGS. 5a, 5b and 5c show schematic views of details of FIGS. 4a, 4b and 4c.

FIG. 6 shows a schematic illustration of the various steps for processing the measurement using the device object matter of the invention.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

As shown in FIG. 1, the device according to the invention comprises a camera with fixed focal length 1 using the technology described in the invention, a connection 2 between the camera 1 and a cable 3 serving as a data supply and transfer, a connection 4 between the cable 3 and a computer 5, of the USB type, and a housing 6, which can be placed as an intermediate device for the adjunction of a driving card for the processor of the camera and/or image processing when the latter are not placed in the camera or in the computer.

This same camera 1 can use a wireless WiFi connection for the transmission of images, or data from the images, and a charging system for rechargeable batteries for the energy to supply to the camera.

To detail each part of this invention, we will refer to FIGS. 2a, 2b, 2c, 2d and 2e, which show a dental clinic option in its functional aspect.

The device shown in these figures includes a dimensional color measuring camera, including the total capturing of one or several pictures of the object being measured, with a fixed, stable, pre-calibrated and motionless focusing system, without any dynamic correction of the focusing or without projection of structured light projected or scanning the object being measured, of the type dots, lines, grids at known fixed or shifted pitches, having lighting LEDs of white light or known and previously defined wavelengths permitting to highlight the colors one wants to extract from the image being measured. The sensors, which are themselves in a fixed, stable, pre-calibrated and motionless position, are placed behind the optical system, here two in total, in order to observe the whole of the object being measured from a different angle previously defined at the time of calibrating the camera during manufacture. Unlike all existing systems, this camera does not include any division of the captured image, any mechanical focusing movement and any projection of structured light. The judicious combination of the de-located lights, i.e. those that illuminate only the scene, permits to highlight the elements of interest for the observer and the analyses he wants to perform in terms of measuring or diagnosis.

These features are considered fixed and not changeable by the operator, except the selected type of lighting, although this function can be controlled by a series of automatic actions leading to the desired diagnosis. To this end, the operator (dentist or dental technician) has a computer indicating the operations the camera can perform and permitting him to make the choice between one function and another.

Thus, in the "measuring" function, after having selected this mode of action, the operator will launch the measuring using a button located on the camera, or a pedal connected to the computer or intermediate housing, after having positioned the camera on the area to be measured, and will stop it when he will consider he has enough information, he will stop pressing or will press a second time. Having a colored image allows the operator to have an automatic analysis of (usually white) dental and (usually red) gingival areas, which is impossible with the current methods using structured light projections. Likewise, by positioning indices of known colors, he has the possibility of making discriminative analyses for identifying objects in the image, but also their position (implant or pin heads, orthodontic brackets . . .) or also to facilitate the correlation of the pictures (marks, colored lines on the object or selective color as groove bottoms, . . .).

Thus, in the diagnostic function he will select on the computer the desired type of diagnosis, e.g. melanoma, and the camera will start a scanning of the wavelength corresponding to the highlighting of the areas of interest for the preselected wavelengths and present in a 3D image. In addition, thanks to the 3D analysis of the object, the recovery of the measurements over time will permit to better monitor the evolution of said pathology. It is indeed admitted by the professionals that the study of a suspicious image can be done in 2D, but that mainly the evolution of its volume and its color serves as a reference for monitoring his dangerousness over time. Having a volume referred to a mathematical center (such as e.g. the bary center) permits to superimpose the images on a center depending on the object and not on the observer, in

order to objectively assess the evolution of the volume, the analysis of the color being reported on a 3D shape, which is not the case today with the methods performed on 2D surfaces or those using lights or the structured waves (OCT, scanner or MRI).

Thus, in the color analysis function, after having selected this function, the color analysis of the volume measured and reported on it can be done on bases that do not depend on the metameric match that depends on the lighting present in the room of the operator. Having several wavelengths will permit to approximate a continuous spectrum and to have a spectrophotometric analysis. In order to simplify this operation, it is possible to refer only to the three complementary RGB colors and to carry out a simple colorimetric analysis.

Finally, and this is not restrictive, having two 2D images to form a 3D image permits, in real time, to switch the vision without changing the camera to 2D pictures in color like with all the cameras nowadays available on the market for dentistry. Since it does not use structured light projection, this camera thus permits to perform all the functions known today, including the zoom effects, but also diagnosis applications in color on 2D images such as the detections of caries by fluorescence in the green, blue or ultra-violet ranges (500 to 300 nm) or visual displays in the red and infrared radiation (600 to 900 nm), depending on the LEDs that will have been emulated in the analysis.

This same zoom effect in color image or the emulations can be performed on the 3D images. It is obvious that the transition from color to grayscale will only be an offset function that will be present in the software controlling the image processing operations resulting from the operation of the camera.

The connection between the camera and the computer can be a wired or wireless one.

According to the invention, the wired connection 3 will preferably be by means of a self-powered USB connection 4 with a specific port 2 on the camera side 1. This specific connection 2 will be designed so that it is adaptable to all forms of cameras, which, as will be seen below, can adopt various forms.

Likewise and according to the invention, the connection can be wireless, for example in Wifi mode, and this is not restrictive. In this case, the antenna will be included in the camera or connected at the location of the specific connection 2. Likewise, on the computer will be inserted, in the USB connection, an antenna for sending and receiving data corresponding to the orders given by the program located in the camera or in the computer. This will allow fast, friendly and easy communication, irrespective of the configurations of the medical, dental offices or dental prosthesis laboratories.

According to the invention, the computer 5 is a standard one with an included or separate screen. This computer uses standard cards especially programmed to control the camera or specific control cards that are placed on the bus.

In the event the computer could not be equipped or is previously present in the care unit, an intermediate casing 6 is positioned between the camera and the computer, in order to compensate for this lack. Likewise and for the same function, this casing will be positioned downstream of the computer and the USB connection 4 of the connection will be plugged directly into the USB port of the computer without any intermediate device.

In the configuration shown in FIG. 2a, a segment has the head 7 of the camera 1, an arm 8 permitting its insertion into the mouth and a body 9, often outside the mouth. The head has the segment of the optical unit of a central lens 10 of the optical system comprising three units (fixed focusing lenses,

i.e. without adjustment of the focusing before exposure, and CCD or CMOS sensors) connected to the image connection card 12 by means of a preferably shielded cable 11, in order to prevent any interferences harmful to the quality of the information being transmitted. This card is in turn connected to the computer 5 or the specific casing 6 through the specific connector 13 belonging to the camera 1. This same longitudinal segment permits to distinguish the LEDs placed towards the optical system 14 within the head protected by the protective glass and/or at the periphery of the optical system, outside the latter 15. A button 18 permits to activate the exposure, when the pedal is not used. Using a delay-free system for taking pictures permits to take this 3D image by means of the button without risking the blur that can be created by an involuntary movement.

The design of this camera is intended to cover a relatively narrow field of reading (a volume of 15×15×15 cm) with an accuracy within a few microns. To this end, the fields scanned by the viewing systems are identical, but the picture dots have a slightly different angle.

In the configuration shown in FIG. 2b, we see a longitudinal cross-section with only two optical systems, of which can be seen here only the cross-section of one of the two systems 19 and the LEDs 14 and 15, which can occupy the same positions as those described above. This configuration permits to significantly reduce the volume of the camera head, but requires a more substantial software development.

In the configuration shown in FIG. 2c, the CCDs or CMOS sensors 20, and the fixed focusing systems 21, which are here placed in the body of the camera, are positioned in front of image-reflecting mirrors. These mirrors, which may be two or more in total, part of one of them 22 can be seen, have an angular position such that they can cover the same reading area according to slightly different angles permitting the sensor to record the same scene with a slight spatial offset.

In the configuration shown in FIG. 2d, the CCDs or CMOS sensors 20 and the fixed focusing systems 21 are still placed in the body of the camera, but the mirrors are positioned in front of micro-mirrors 24 controlled by the processor card, e.g. of the FPGA type, located in the camera 1, in the computer 5 or in the intermediate casing 6. It is known that the micro-mirrors, which are widely used for projecting images in the video projectors, are rarely used in the viewing techniques. These micro-mirrors can be oriented in the three spatial directions, this very quickly, one single mirror can replace a dozen mirrors, and even more, which permits to see a slightly different scene, a common portion of which will be according to common angles. The DMMD (or Digital Micro Mirror Device), also referred to as DLP (Digital Light Processing), e.g. from Texas Instrument, use micro-mirrors (e.g. 10 μm×10 μm), the angle of which changes quickly under the action of the voltage variation or the voltage. Since their number is larger than 1024×1280, the announced accuracy is possible. The voltage of the angle change is sent to the electrodes indicating the torsion to be applied to the knee-joint bearing and orienting the mirror. A polarity reversal is sufficient to put the mirror in another position. The mirrors are so small that the change occurs within less than 15 μs.

This solution is particularly interesting because it permits to sectorize the pictures and to record them, thus facilitating the correlations of the images during the image-processing phase.

It is obvious that the same configuration can be designed, according to the invention, with the sensor located in the head or the arm of the camera, thus avoiding a loss of the image or a too large arm that could hinder the insertions into narrow

areas. Likewise, one single sensor can be sectorized at the surface so that it is capable of receiving several pictures at the same time.

Finally, in the configuration shown in FIG. 2e, the CCD or CMOS sensors 20 and their optical system 21 placed in the body of the camera are positioned in front of image-transmitting optical fibers 26, the orientation of the output segment of which or the torsion applied to the end, visible in FIGS. 2f, 30 and 31, permits to cover an identical field according to different angles 32. These fibers can be in a multiple number, thus permitting a capturing according to several angles, and the optical systems and sensors can be positioned in the head or the handle, in order to avoid reductions in signal image.

It should be noted that for all the configurations shown in these figures the LEDs can be positioned in the head of the camera 14 or in the body of the latter 27. In the latter case, they are placed in front of a light-transmitting fiber of 28 having its light-projecting end located in the head of the camera 29.

When referring now to FIG. 3a, we can see a representation of the device according to the invention using in the camera head 7 three fixed 10 and equilateral 34 optical systems for focusing the image 21 positioned around the object being measured 35 and placed at a fixed and predetermined distance by calibration before the CCD or CMOS sensors 20 placed at the end of the casing, without using endoscopes or reflecting mirrors and according to the three-sensors configuration, showing the possible position of the LEDs for specific lighting 14 or with light of specific wavelengths 33. As can be seen in this segment, these same LEDs 15 can also be placed around the window 17, which allows to better illuminate the scene being measured.

When referring now to FIG. 3b, we can see a frontal cross-section of the configuration of FIG. 2b; the two fixed optical systems for focusing the image 21 are positioned around the object being measured and placed at a fixed and predetermined distance by calibration before the CCD or CMOS sensors 20 placed at the end of the casing, without using endoscopes or reflecting mirrors. We find the LEDs themselves in a central position both for the LEDs with white light 14 and for the LEDs with specific wavelengths 33. These LEDs 15 and 37 can also be placed around the glass protecting the optical unit 17. The position here is in the particular form of an isosceles triangle 38, but this is not restrictive. Any positions of the optical systems 10 can be contemplated, as far as the configuration is fixed in the measuring and picture correlation software. In this same figure, because of the reduction in volume of the optical elements, an image processing system 36 (image processing) can be placed proximate the sensors, which prevents the losses of information along the connection wires.

When referring now to FIG. 3c, we can see that the image reflecting mirrors 39, which may be two or more in number, are positioned in the head of the camera according to different angles and permit capturing the image on one or several CCD or CMOS sensors 20 placed behind the focusing systems 21 in the body of the camera 1, which are in turn positioned in front of the image-conveying mirrors involved. We find here the various LEDs 14-17-33 and 37 as well as eventually the image processing system 36.

A variant is provided in FIG. 3d. In this case, only one mirror 40 is used and the optical systems 10 including the focusing systems 21 and the sensors 20 are arranged according to a slight angle. This very special arrangement can be seen in the complementary drawing, in which can be seen, through the protective glass, the only mirror 40 located in the head of the camera and the position of the two sensors 42 including a relatively small angle, of a few degrees, so that the

mirror surface is necessary and sufficient to reflect an image according to the two different angles corresponding to the position of the two sensors.

Obviously and according to the invention, this arrangement is a particular case and it can be comprised of more than one mirror and more than two sensors.

When referring now to FIG. 3e, corresponding to the configuration of FIG. 2d, we see the micro-mirrors 43 arranged at the place of the single static mirror 40. We could use several DMMD components, but one is enough. The multiplication permits to multiply the images and to increase the measurement accuracy while simplifying the algorithms for searching the third dimension.

In this arrangement, one single unit comprised of a focusing system 21 and CCD or CMOS 20, without this being restrictive, is located in the body of the camera 44 or in a position directly near the micro-mirrors in the head of the camera 45.

In the arrangements described in FIGS. 3c and 3e, we can also convey the image using image-transmitting optical fibers, as shown in the configuration of FIG. 2e. In this case, one or several optical fibers are placed in front of the mirrors, the micro-mirrors or directly towards the object being measured (FIG. 2f), eventually behind an optical system and on the axis of the CCD or CMOS sensor or sensors placed in the body of the camera, which are in turn positioned in front of the other end of the image-transmitting optical fibers. It is also possible to use very short fibers and to place the optical systems+sensor 10 in the head of the camera, which significantly limits the mounting and the adjustment of the system.

FIGS. 4a, 4b and 4c show how the present invention meets clinical needs that were so far unanswered in dentistry and ophthalmology.

In dentistry, the practitioner, who wants to make a diagnosis or an imprint in order to make a prosthesis or implant needs two types of approach, a fast one that provides him only the necessary information (in terms of measured area and accuracy offered) and the other one complete and accurate. For example, making a crown on a mandibular molar can be done by dental CAD/CAM when the optical imprint of the preparation area is accurate, complete and neat, when the optical imprint of the antagonist teeth provides at least the measurements of the points of contact (cusps, grooves) and of the shapes of the arches, which does not require the same attention. Likewise, an imprint for a teeth-straightening apparatus (orthodontics) will not require as much precision as for making a ceramic bridge on heads of implants.

That is why the inventive device is available in three types of dental cameras.

Type 1, schematically shown in FIG. 4a, represents the device of the invention in dentistry permitting to take several pictures, but requiring the displacement of the measuring head. This is a camera that takes a picture in 3D and in color of the dental arches using the principle of the invention, i.e., without modification or adjustment of the focal length and without using structured light, but using the projection of LED lights in order to promote the identification of the tissues and pathologies. It can be of one single part or be divided into two parts, one referred to as "measuring head" 46 and including the optical system (lenses+CCD or CMOS sensors) associated with the LEDs, and a second part 47 referred to as "processing body" containing the control and image-processing cards, eventually available for other forms of "optical imprint head" connectable to a specific plug 48 that gathers on a universal body 47 several types of "imprint heads", such as the camera head 46.

Type 2 is formed of the same arrangement of basic units, present in the head of the camera, but multiplied and distributed in a sort of optical imprint tray **49** for a half-arch. This arrangement is made possible because, by having only one image conveyer, without conduit for structured light, we can multiply along the half-arch, behind the protective glass **17**, the arrangement located at the end of the camera and thus not be required to go through the arch for obtaining the information. One single picture permits to capture the entire tooth surface located on the axis of exposure, not including the taking-off areas. This taking of pictures is fast and sufficient to have a measurement or a complete information, without causing pain to the patient.

The image-processing part can be incorporated into the imprint tray **50**, or the latter can be disconnected after an exposure **48** similar to that of type 1, which allows this tray to be inexpensive, simpler and to use the same "processing body" containing the control and image-processing cards **47** as type 1.

The connection can be made through an additional cable or a wireless system, e.g. Wi-Fi, uniting the connector **48** and the camera casing **47**, not shown in the drawing, in order to facilitate the manipulation of the small reading and imprint-taking system.

Type 3 is an extension of type 2 for the whole arch, having a protective glass having the shape of the complete arch **51**, protecting the optical systems pre-positioned as in the system of FIGS. **2a** and **2b**.

Like type 2, it is made of one single part with an image-processing system located in the handle **50** or can be disconnected thanks to a specific plug **48** allowing it to take advantage of the interchangeable image-processing system **47**.

This type 3 will be very useful for large occlusal reconstructions corresponding to a prosthesis on the opposite arch or for determined diagnoses that do not require a view of the taking-off areas. It will also find a major application by being used advantageously for the correlation of the radiological or cone beam pictures and will thus facilitate the collection of information from the optical imprint and the radiation imprint. Very important technique and demand in the field of the implantology, this type 3 will greatly simplify the process and ensure the long-awaited link between the clinical X-rays and the dental technician's exercise in the CAD/CAM in his laboratory.

We know indeed that in the radiological imprint in 2D scanner or cone beam, or 3D MRI the information of the outer surface of the gum and the teeth exists, but is not accurate. The knowledge of this same surface using the optical imprint resulting from our invention permits to combine the two files, in order to have a complete, consistent and accurate aggregate permitting to make implants safely and to use the existing dental CAD/CAM software.

A segment **52** of FIG. **4a**, type 2 or 3, permits to see two variants of the arrangement described in FIGS. **3a** and **3b**. It is increasingly possible to reduce the volume of the optical systems by associating sensors and focusing lenses, as shown by the webcams included in the screens of the laptops. Since our focusing system is fixed and accurate in relation to a defined volume and field depth, we thus propose, according to the invention, to miniaturize and multiply the sensors, in order to benefit from an analysis of the entire area being studied, the taking-off included, by distributing these units along the optical imprint to be made.

FIG. **4b** thus represents a variant of these type 1, 2 and 3 systems with miniaturized reading heads (focusing lenses and sensors) **53** surrounded by LEDs not visible in the drawing and protected by a glass **17**. This variant covers the whole or

part of the arch, and permits to take pictures of the labial **54**, occlusal **55** and lingual **56** surfaces in one single exposure. This is thus a special, more complete, more voluminous camera, but capable to take a complete and accurate picture of the areas with and without taking-off. It can be used according to a configuration of the type 1 localized to an arch area, the type 2 for a half-arch or the type 3 for the complete arch. The taking of pictures is complete, total and very fast. The correlations and measurements are facilitated by a priori knowledge of the image-processing algorithms, the arrangement and the fixed position of the optical systems and the focusing systems, object of the invention. This **4b** type is an arrangement usable in the mouth, but it will find its full application especially in its application on working models made of plaster, in dental offices and laboratories. The taking of an imprint is referred to as a centrifugal optical imprint, because it converges toward the center of the image.

FIG. **4c** shows another convex-shaped variant for taking an imprint in the traditional imprint trays **57**, thus avoiding that the dentist has to perform the casting of his model, but allowing him to make a traditional imprint, if he prefers so, and to transmit it to the laboratory in a digital form (solid medium or internet). The taking of an imprint is referred to as a centripetal optical imprint, because it converges toward the outside of the image.

FIGS. **5a**, **5b** and **5c** represent detailed views of the optical window of the viewing system in dentistry for a camera with two optical systems **64** in FIG. **5a**, with three optical systems **65** in FIG. **5b**, and for a half-arch in FIG. **5c**. In these figures is shown a positioning mode, but this is only an example, by detailing them we can see the position of the image conveyers **58**, which may be lenses or mirrors and the possible position of the "white" LEDs **59** and of the LEDs of specific wavelengths, such as for example, and this is not restrictive, of the LEDs in the red and/or infrared range **60**, in the orange range **61**, in the green range **62**, in the blue and/or ultraviolet range **63**.

As can be seen in FIG. **5b**, the white LEDs **66** can be positioned at the periphery of the protective window **17**.

Each of these LEDs has a specific role that will be described more in detail later in the text. The aim of the so-called "white or daylight" LEDs is to identify the "true" colors perceived by the human eye, accurately promoting the signal-to-noise ratio, while the aim of the LEDs with predetermined wavelength values is to highlight areas of interest at mathematical (correlation areas . . .), pathologic (pathology reactions, fluorescence . . .) or anatomical levels (the gum is red and the teeth are white).

When referring now to FIG. **6**, we can see the different steps of processing of the dental measurement and the tissue analysis using the device object of the invention.

In order for the operation of the device of the present invention in dentistry to be well understood, in this FIG. **6** have been shown the various states of its implementation. We will state, by way of an example, that there may be, and this is not restrictive, additional steps, such as the spectroradiometric analysis.

In a first step, the operator, whether he is a dentist working with a chair, an assistant dentist or a lab technician, takes the camera in his hand, which results into emulating the software, thanks to a small ratchet for putting into operation existing on the camera support or included in the camera itself. He inserts into the patient's mouth **78**, on the imprint or on the duplicate model of the oral picture, the camera (and displays its position by means of a screen, not visible on the diagram, but corresponding to the screen **5**) of FIG. **1**, the picture the camera captures). He presses the button **18**, starts the reading and the

recording of the systems for dynamically capturing pictures, i.e. a film of successive pictures and which will stop only when the button **18** is released or after a second pressing of the button. A simple reading function without recording is possible by a simple selection at the level of the general menu selected when taking in the hand the camera, which asks question **1**: “taking an imprint **3**”, “simple 3D display” or “simple 2D display” at the computer **5**.

The imprint will be complemented images after images by the fast resetting of the sensor and the sending of the successive images into the memory **80** of the camera **1** and/or the computer **5** and/or the intermediate casing **6**. An algorithmic processing **81** will be performed on each datum, in order to extract the features permitting to know the spatial position and the color of each dot measured in a reference system. This will permit to generate a scatter diagram **82** in this reference system. These scatter diagrams will be collected **83**, in order to put them in a common reference system **84**, then correlated **85** in one single scatter diagram and of the same reference system. It is obvious that this procedure may be slightly different depending on the type of configuration adopted, as defined in FIGS. **2a** to **2e**. Since the pictures are very rich in dots, they will be filtered **86**, in order to extract from them the necessary and sufficient data and/or to present them in the form of algorithms or simple dot-per-dot matrix values. This will be possible, for example at this level without it being absolutely necessary, because it is possible to perform this step on a video image when taking the image or completely downstream on the logarithmic functions, to check the density of the information based on the surfaces being measured **87**. This operation is obviously important because the right choice of an extent of presence of a number of dots per surface unit or the choice of a judicious offset permits to know whether the measure is sufficient to provide an accurate optical imprint. This verification of the data will be done **87** and will lead to either a validation of the imprint or to the taking of additional pictures **89** and **90**. This decision can be taken thanks to a presentation on the screen **5** of the areas being measured **88** in red color (for example) for the areas to be complemented and by a displaying in green color (for example) for the areas that are rich enough.

The additional pictures will follow the same path as the initial pictures and will complement, e.g. at **83**, the insufficient scatter diagram.

There only remains to collect the validated data **94** of each scatter diagram and to eventually make a final display **95**. The whole will lead to the design of a first type of file referred to as “File of taking of optical imprint” **96**.

As we said, when taking a picture **78**, the lighting with LEDs **79** is activated. In addition to the questions about the choice of the types of pictures, there are three other questions in the menu “optical imprint” or “spectral analysis” or “pathological analysis”. This second choice permits to define the type of lighting chosen. If we opt for the optical imprint, the LEDs referred to as “daylight LEDs” **14** or formed of LEDs that through their complementarities provide light of a known spectrum **33** will be activated. The imprint will thus be in color, which will permit to generate the requested information **91**. This information will either complement the scatter diagram **83** or fill a specific color file **92** which, compared to the stored files **93**, will permit an approximate identification of the hue. If we want to better know the color, we will proceed to a spectral scanning of the IR to UV range by activating the specific and successive LEDs **60-61-62-64** by choosing the “spectral analysis” function. These two files will permit to generate a second specific type of file **96** “colors in three-dimensional pictures” obtained by a spectrorimetric

analysis. Finally, by activating the “pathological analysis” function, we will activate specifically and/or successively these same LEDs with a penetrating intensity specific to each pathology looked for, which will allow us to generate a third type of file, referred to as “pathological file” **96** with a colored three-dimensional picture showing the detections made.

These files, of the first, second and/or third type, are attached to the pre-established patient’s card (**97**) and transmitted locally (Wifi, USB cables, Ethernet . . .) or externally (Internet . . .) in a specific or standard format (STL . . .).

We see thus that, unlike all known systems, the present invention permits to generate dynamic optical imprint files in color with spectral data corresponding to spectrorimetric measurements.

Advantageously, according to the invention, it is possible to follow the movements of the jaw bones by placing the camera in the vestibular area of the jaws of the mouth, red lines, and this is a non-restrictive example, are drawn on the upper jaw bone and the lower jaw bone, then the movements of the two jaw bones are filmed in maxillary view, from the starting point to the end of the movement. The camera takes pictures where a scatter diagram moves (the lower jaw bone) with respect to the other scatter diagram (the upper jaw bone, in principle considered as immobile). Since the marking belongs, independently, to each of the jaw bones, the system will follow only the movement of colored markings highlighted at the time of lighting of the red LED. Since the same marking exists at the time of the optical imprint made separately of the upper jaw bone and the lower jaw bone, the correlation software will use this colored marking not only to correlate the images of each jaw, but also to display the movements according to the fourth dimension, the time.

Advantageously, and this is a very interesting feature of the invention, it is possible to work in 2D color starting from 3D pictures. This can be done in two different ways:

Since we use a daylight **79**, without projection of frames or other structured lights, the display **5** in our control process during the taking of pictures **78** permits us to use this optical imprint camera as a simple 2D camera considerably limiting the investment cost for the practitioners.

We can also perform this 2D display after digital processing and highlighting of the highlighted pathological areas by scanning with the LEDs of specific wavelengths. This technique is obviously possible only starting from 3D images.

I claim:

1. A three-dimensional and temporal measuring device through optical color imprint usable in the dental field, wherein the device for taking three-dimensional dental pictures does not use structured light projection, the device comprising:

a stereo camera comprised of at least two CCD or CMOS color sensors in a predetermined position defining, because of resetting speed, the reading speed, thus the speed of taking successive imprints, and permitting a static or dynamic reading;

an optical system of fixed and preset focal length permitting to transmit to the sensors, without distortion, data displayed on the operating field;

an LED lighting system for illuminating the area of taking an imprint; and

an electronic system located behind or proximate each of the sensors, ensuring control thereof control of LEDs illuminating the area of taking an imprint,

wherein said electronic system comprises:

a central control unit capable of collecting, storing and organizing the data captured by said sensors; and

21

a card for controlling said LEDs, depending on said central unit,

wherein said sensors are distributed over a whole or part of a dental arch in order to make an imprint in one single exposure, avoiding clinical scanning of the arch, said sensors being arranged in an optical imprint tray permitting to capture the complete arch in one single exposure.

2. Device according to claim 1, wherein said LEDs are distributed along the imprint tray and are controlled together or specifically depending on the analysis being performed.

3. Device according to claim 1, wherein the electronic system further comprises:

a standard supply card capable of operating on USB or on battery; and

a miniaturized memory card in the camera, permitting to store the pictures and to transfer said pictures to the computer.

4. Device according to claim 1, further comprising three sensors intended to be positioned uniformly, according to a known geometry, around the object to be studied, fixed focusing lenses positioned in front of each sensor according to a central optical axis, the position and the spatial orientation with respect to each other of which are perfectly known, said lenses in co-linear position with respect to the viewing axis of the sensor forming three image paths, one for each sensor.

22

5. Device according to claim 1, further comprising: two sensors positioned uniformly around the object being studied, in a known geometry, and focusing lenses placed in front of each sensor according to a central optical axis, the position and spatial orientation with respect to each other of which are perfectly known, said lenses, in a position co-linear with respect to the viewing axis of the sensor, forming two image paths, one for each sensor.

6. Device according to claim 4, wherein the LEDs are of a predetermined wavelength permitting to highlight natural markings or markings made before taking the imprint, made using markers of complementary color.

7. Device according to claim 4, wherein said LEDs are placed around each image-focusing lens placed in front of the sensor.

8. Device according to claim 4, wherein the LEDs are comprised of an association of white LEDs and LEDs of a predetermined wavelength, so that the measurements are made from natural colors, and not from artificial colors.

9. Device according to claim 1, further comprising a micro-mirror associated with the sensors and the LEDs.

10. Device according to claim 1, wherein the optical system comprises at least one endoscope.

* * * * *

**1. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE SUSCEPTIBLES D'ETRE PRIS EN
CONSIDERATION POUR APPRECIER LA BREVETABILITE DE L'INVENTION**

US 2009/227875 A1 (CAO DENSEN [US] ET AL)
10 septembre 2009 (2009-09-10)

EP 2 166 303 A1 (STEINBICHLER OPTOTECHNIK GMBH [DE])
24 mars 2010 (2010-03-24)

US 2009/259098 A1 (KRATTIGER BEAT [CH])
15 octobre 2009 (2009-10-15)

US 2008/045789 A1 (SAWACHI YOUICHI [JP])
21 février 2008 (2008-02-21)

US 2008/055400 A1 (SCHECHTERMAN MARK [IL] ET AL)
6 mars 2008 (2008-03-06)

**2. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE ILLUSTRANT L'ARRIERE-PLAN
TECHNOLOGIQUE GENERAL**

NEANT

**3. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE DONT LA PERTINENCE DEPEND
DE LA VALIDITE DES PRIORITES**

NEANT