

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 08.06.10.

30 Priorité :

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

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

60 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.

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

57 Dispositif de mesures tridimensionnelles et temporel-
les par empreinte optique en couleur comportant:

- une caméra stéréoscopique composée d'au moins un
capteur en position prédéfinie, de type CCD ou Cmos cou-
leurs définissant, par son rafraîchissement, la vitesse de
lecture donc la vitesse des prises d'empreintes successives
permettant une lecture 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 prise d'empreinte,

- un système électronique situé derrière ou à proximité
dudit capteur, assurant la gestion de celui-ci, mais aussi cel-
le 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,
- une carte de contrôle desdites LEDs, sous la dépen-
dance de ladite unité centrale.

FR 2 960 962 - A1



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.

Depuis 2000, il est proposé des solutions différentes, non pas en bouche, mais sur des modèles en plâtre réalisés à partir
10 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.

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
20 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
5 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
10 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
15 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
20 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 €.
- 25 - 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
30 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 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 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.

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 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 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 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 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 μ m. Cette technique est utilisée 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 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 μ m), 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 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 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 μ m, résolution axiale 3-5 μ m). Son principal inconvénient est qu'elle est très limitée en profondeur (200-500 μ m).

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
5 se caractérise essentiellement en ce qu'il comporte :

- 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 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:

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
20 visible à l'écran, 2D ou 3D, mais aussi d'adresser les mesures à 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 hardwares (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.

10 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 recalculer 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.

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.

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 T0 puis un léger déplacement, qui conduit à un changement d'angle de vue, est accompagné d'une nouvelle prise de vue au temps T0 + 1 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, 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 mirror DMD Discovery" de Texas Instrument ®, qui associé à la carte ODLP permet de 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 réfléchie 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.

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

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

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
15 dentisterie.
- 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
20 dentisterie.
- 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
25 l'analyse des tissus utilisant le dispositif, objet de l'invention.
- 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
30 illustré précédemment les différents montages.
- 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.

- 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 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 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.

- 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 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, 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 barycentre) 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 mérisme 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.

10 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
15 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
20 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
25 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
30 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 Intrument, utilisent des micro miroirs (par exemple 10µmx10
35 µm) dont l'angle change rapidement sous l'effet de variation du

voltage ou de la tension. Leur nombre étant supérieur à 1024×1280 , 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 15 μ s.

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 (cuspidés, 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 héli 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'héli 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, réunissant le connecteur 48 et le boîtier caméra 47, non
5 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
30 type Scanner ou Cone beam, ou 3D type IRM, l'information de la 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 hémisphère 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 μ m), il n'en n'est pas de même du relevé des trois dimensions (5 à 10 μ m). 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
5 mathématique de corrélation dans le temps 105. Cet outil sera
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
séméiologique 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 quel qu'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 apparaît 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.

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 pourrions 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.

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 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 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.

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

- 25 - 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 l'ordinateur.

3) Dispositif selon la revendication 1 ou la revendication 2, 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 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.

4) Dispositif selon la revendication 1 ou la revendication 2, 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 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.

5) Dispositif selon la revendication 3 ou la revendication 4, caractérisé en ce que les LEDs sont d'une longueur d'onde prédéfinie permettant de mettre en évidence des marquages naturels ou des marquages réalisés avant la prise d'empreinte, faits à l'aide de marqueurs de couleur complémentaire.

6) Dispositif selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, caractérisé en ce que les LEDs sont placées autour de chaque lentille de focalisation de l'image placée devant le capteur.

7) Dispositif selon l'une quelconque des revendications 3 à 6, caractérisé en ce que les LEDs consistent en une association de LEDs blanches et de longueur d'onde prédéfinie.

8) Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que 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 disposés dans une sorte de porte-empreinte optique permettant la saisie complète de l'arcade en un seul cliché.

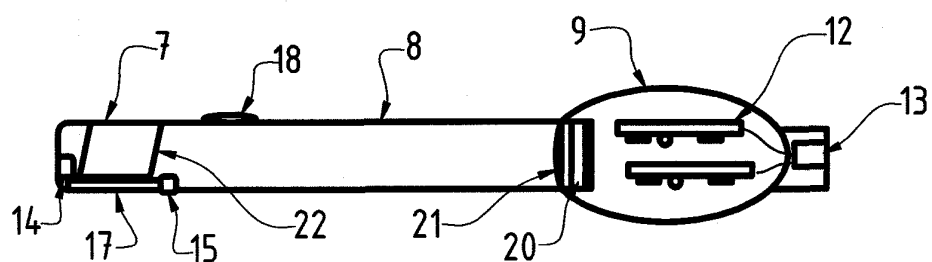
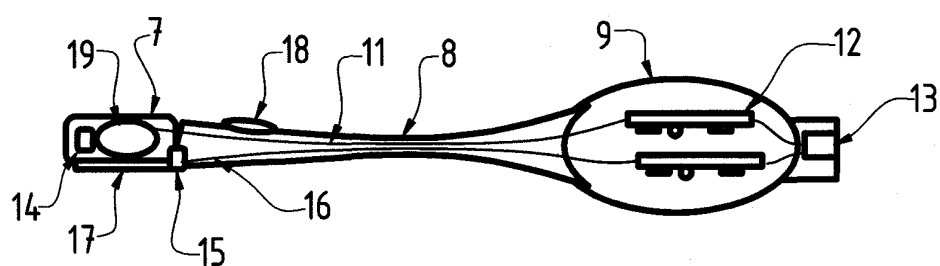
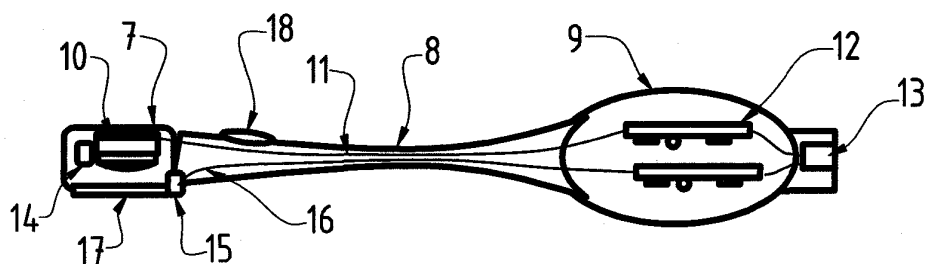
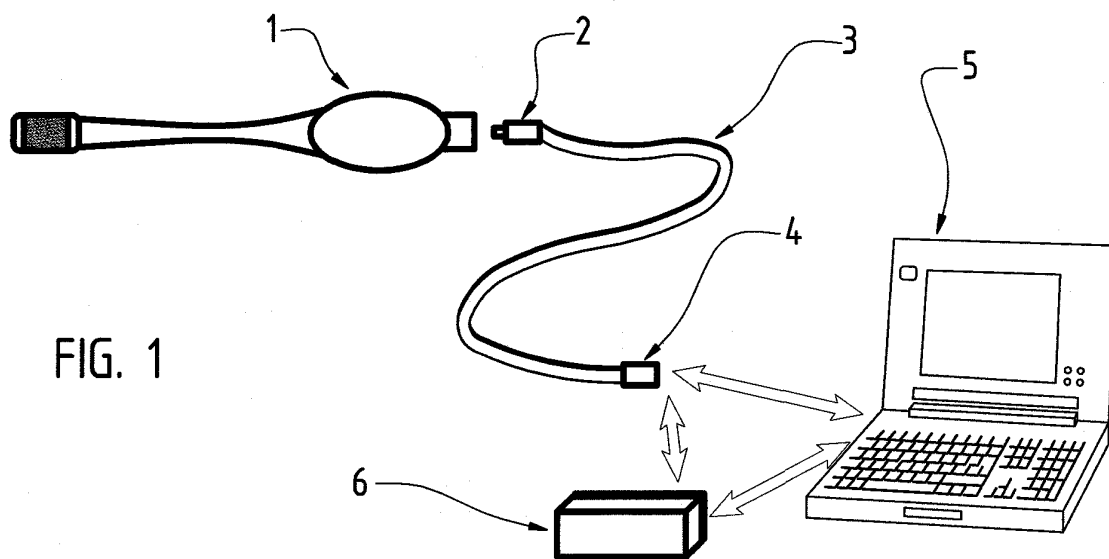
5 9) Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que les LEDs sont réparties le long du porte-empreinte et sont commandées ensemble ou spécifiquement suivant l'analyse en cours et tel que cela est défini dans le premier mode de réalisation.

10 10) Dispositif selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comporte un seul capteur.

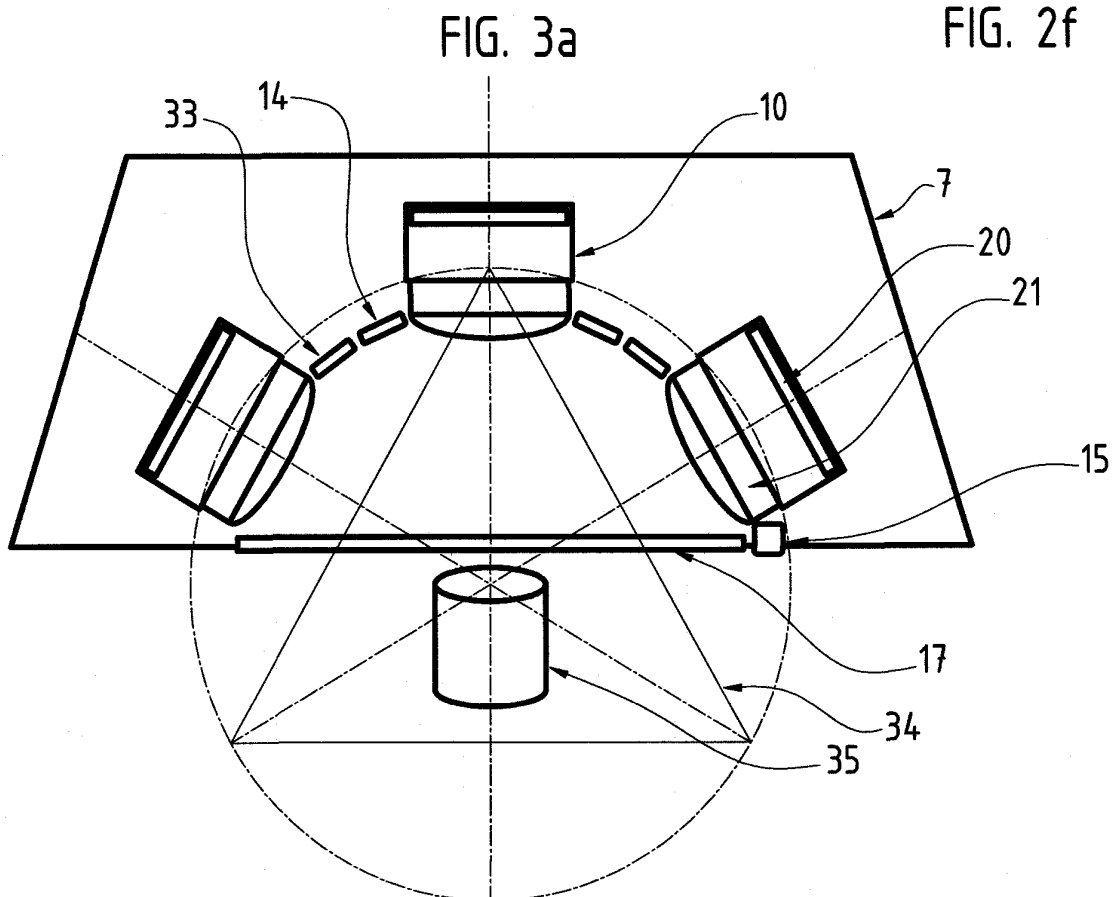
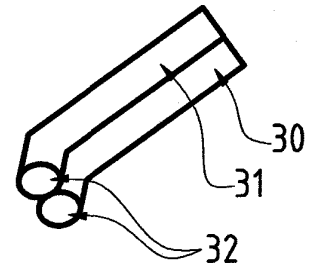
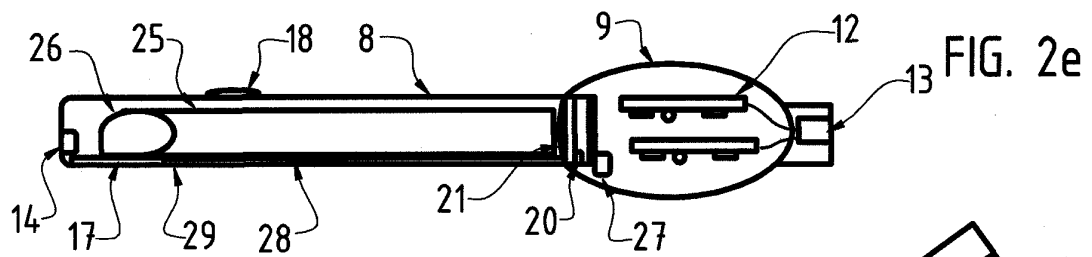
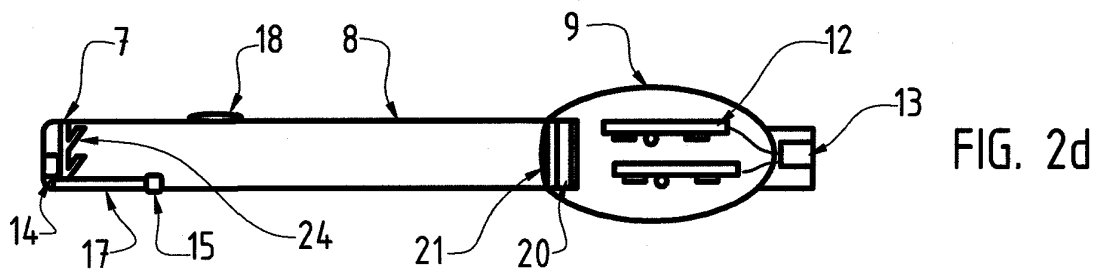
11) Dispositif selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comporte un micro miroir associé à un ou plusieurs capteurs et aux LEDs.

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

1/11



2/11



3/11

FIG. 3b

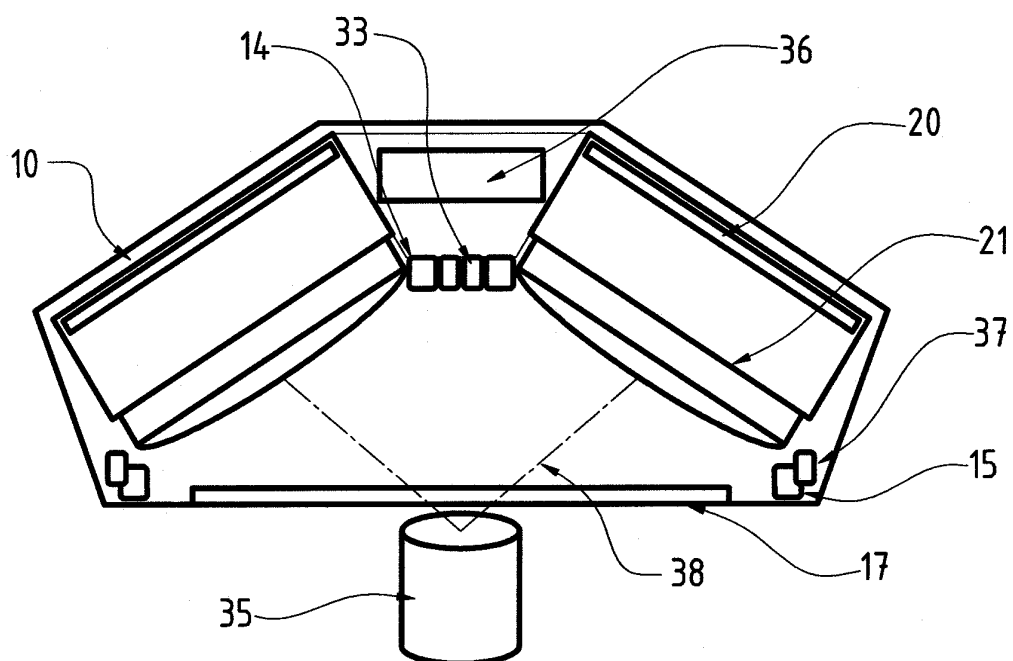
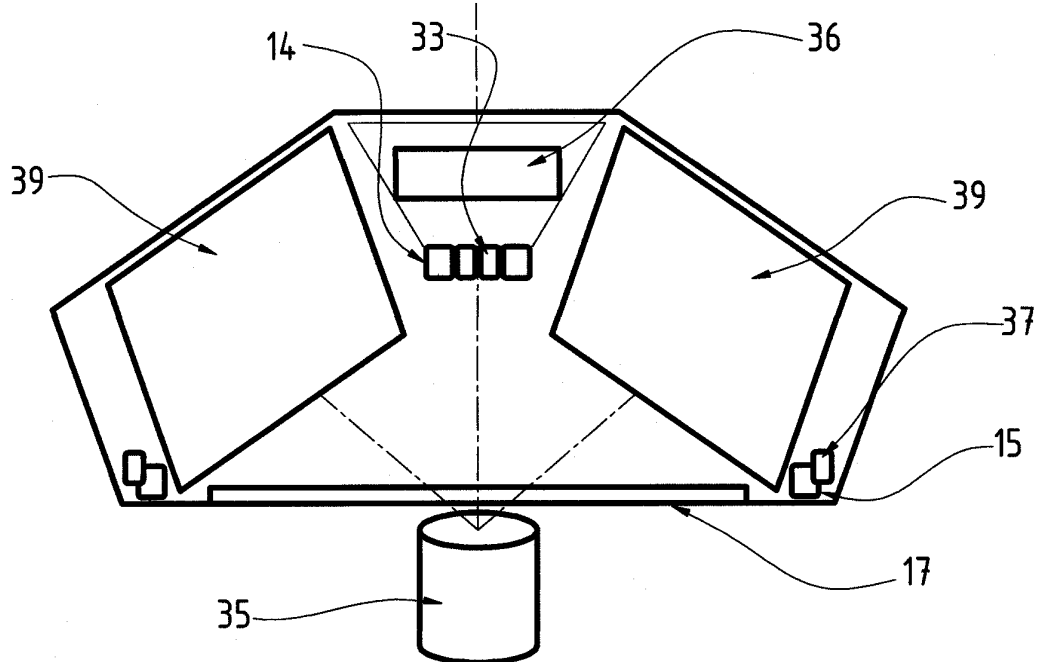


FIG. 3c



4/11

FIG. 3d

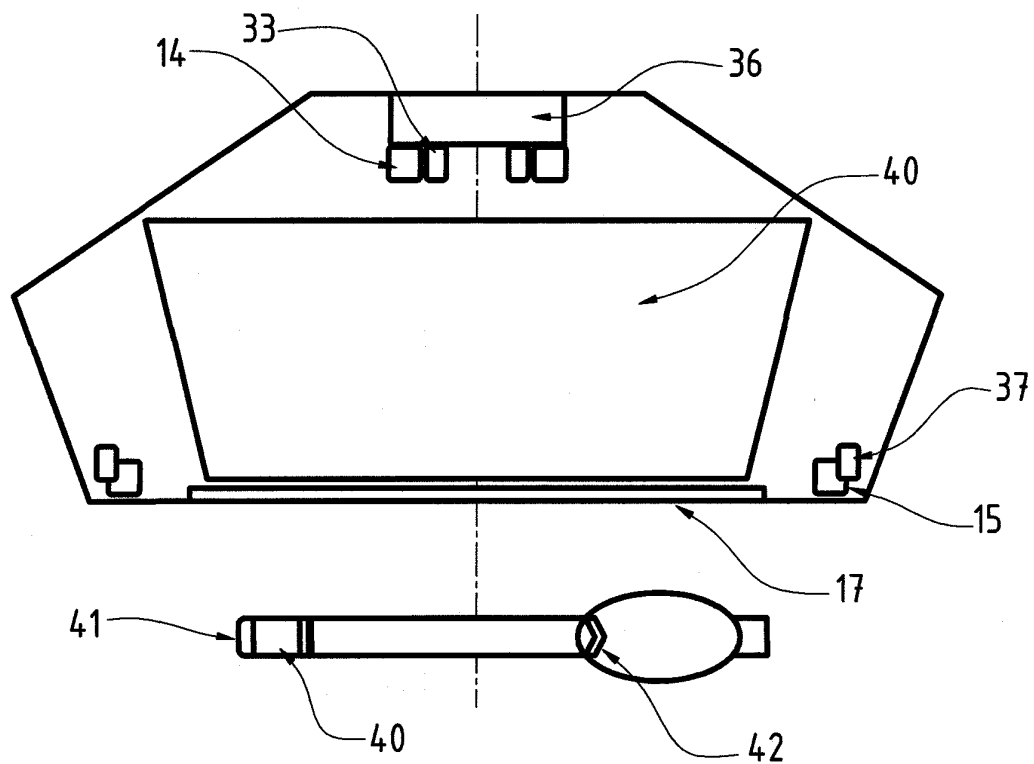
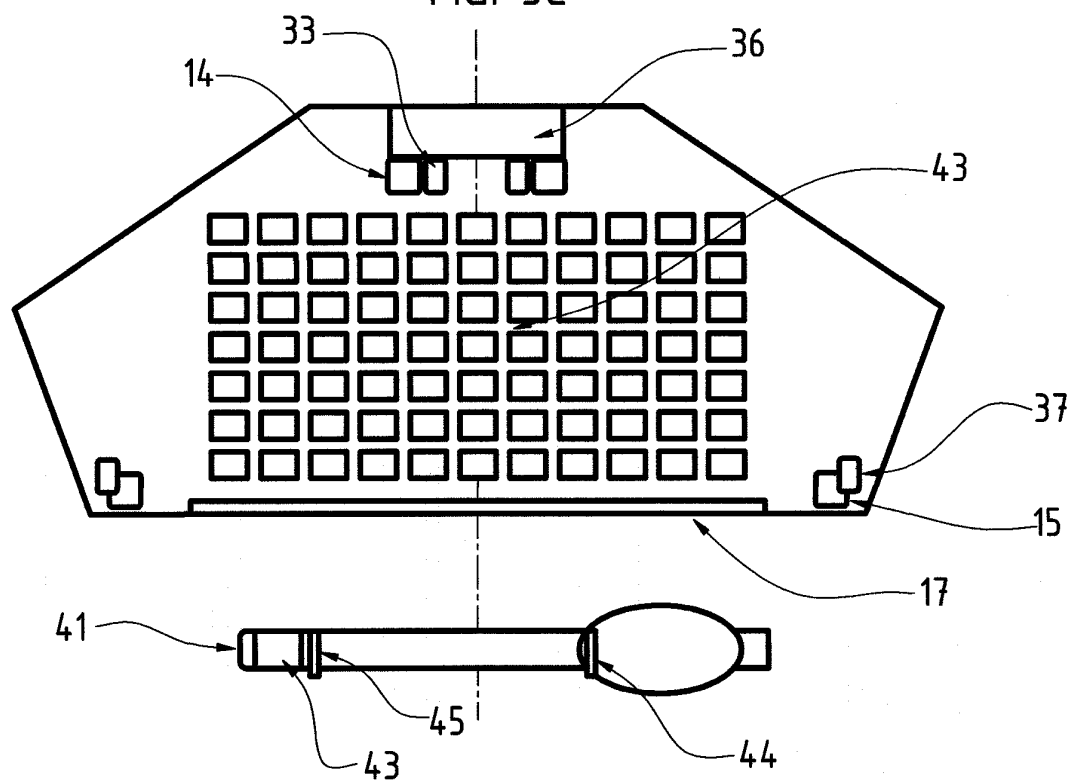
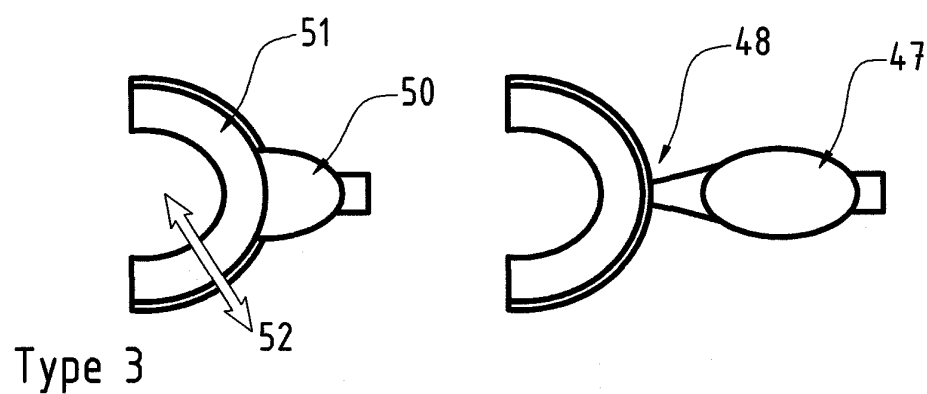
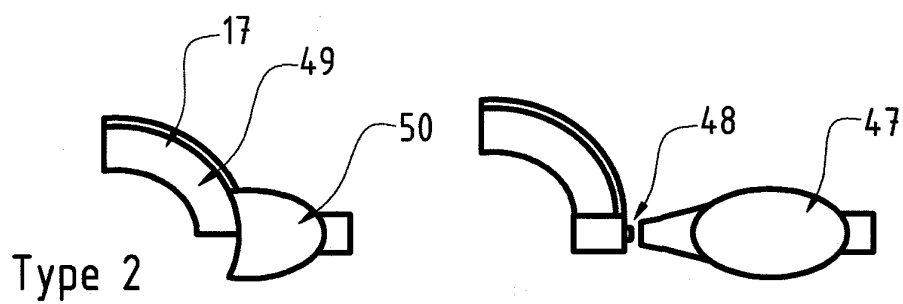
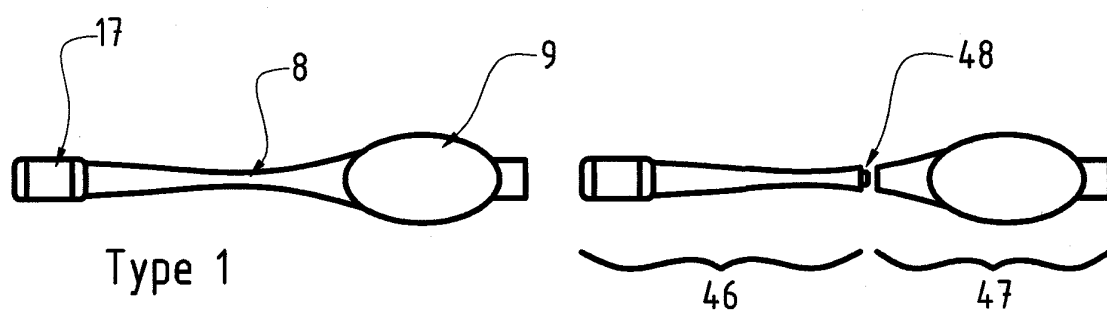


FIG. 3e



5/11

FIG. 4a



6/11

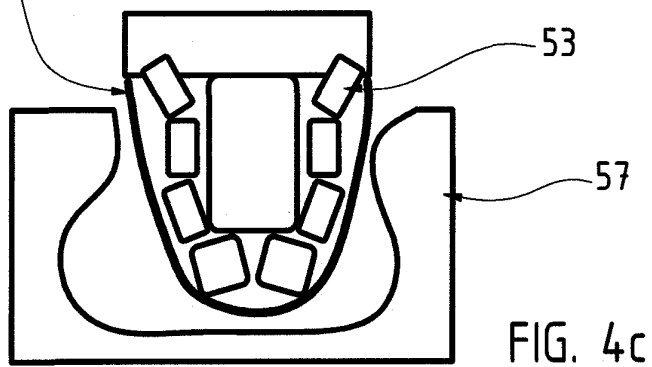
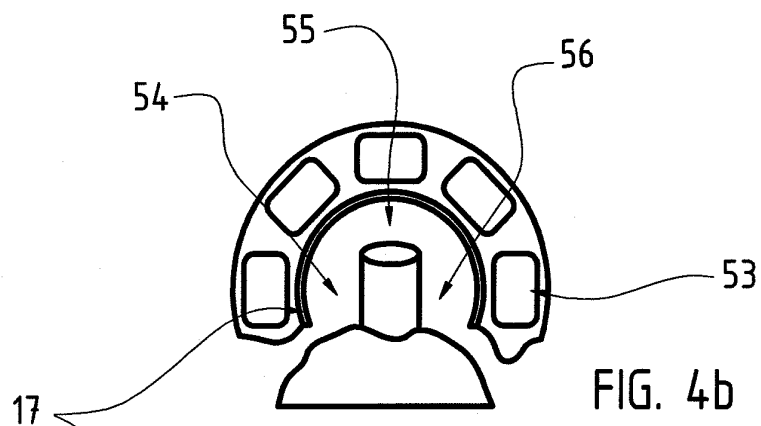


FIG. 5a

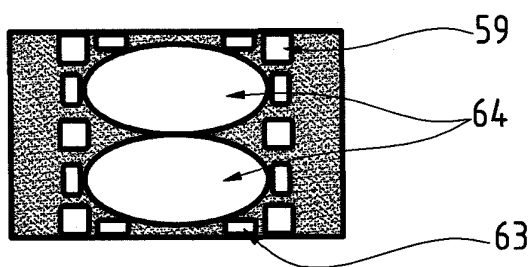


FIG. 5b

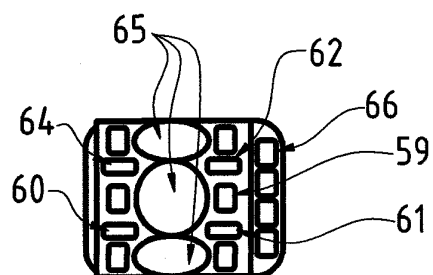
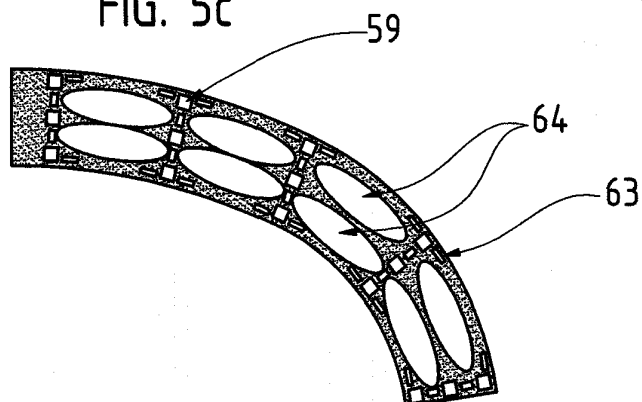
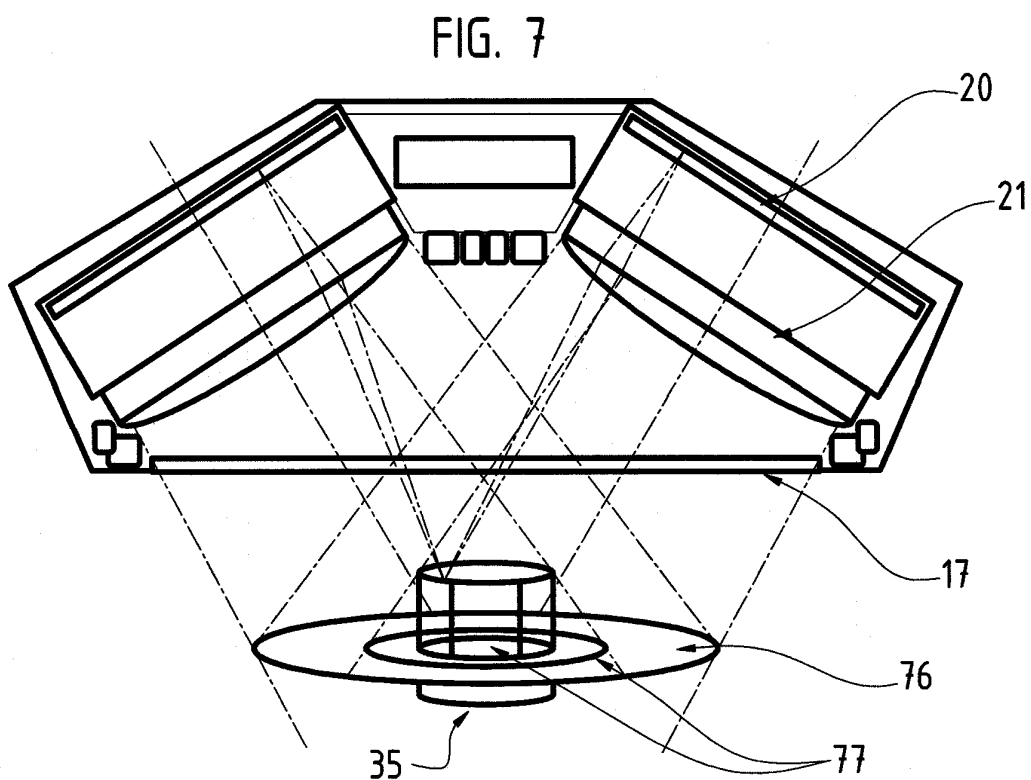
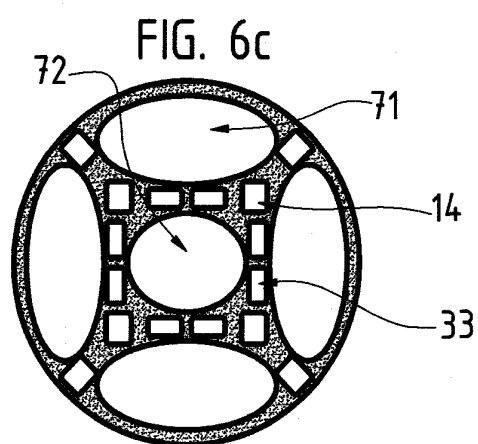
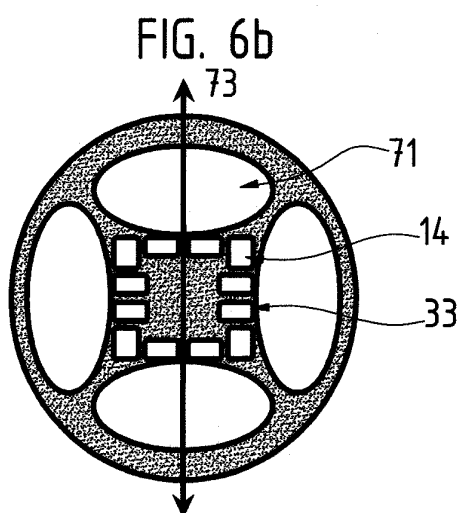
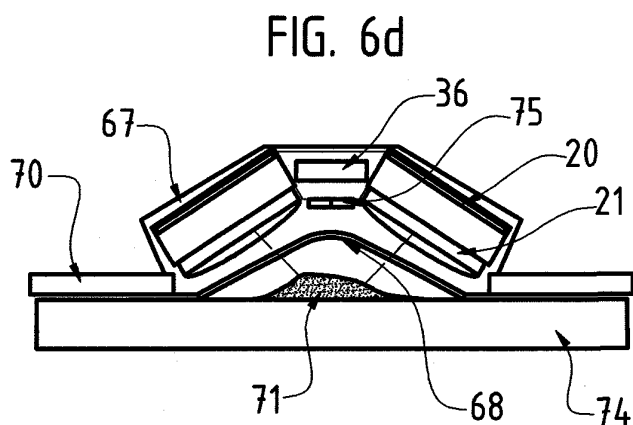
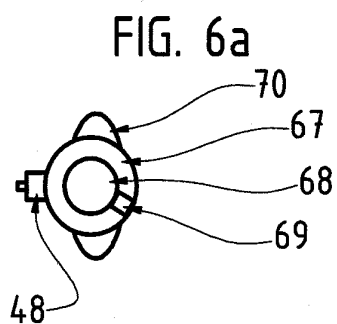


FIG. 5c



7/11



8/11

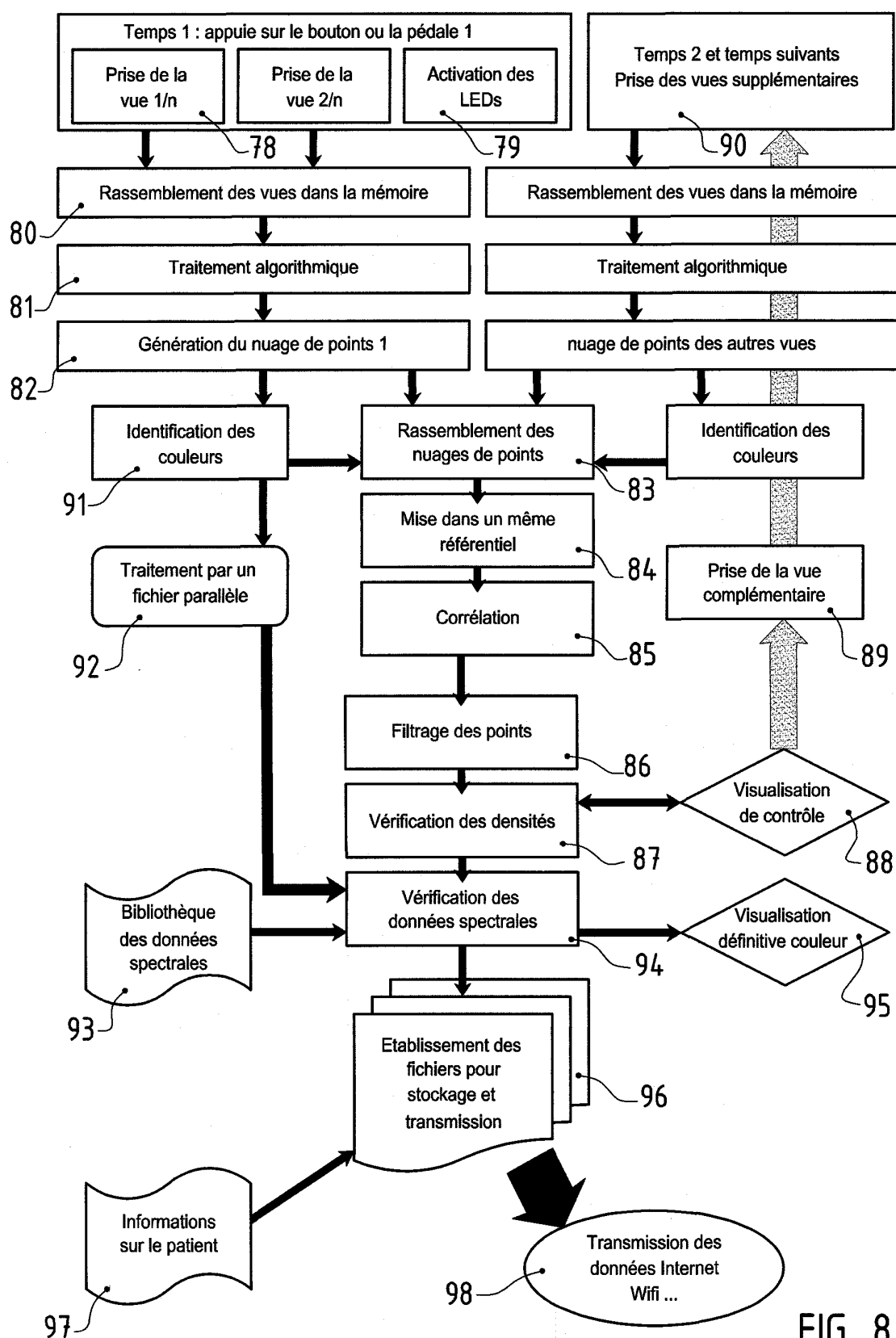
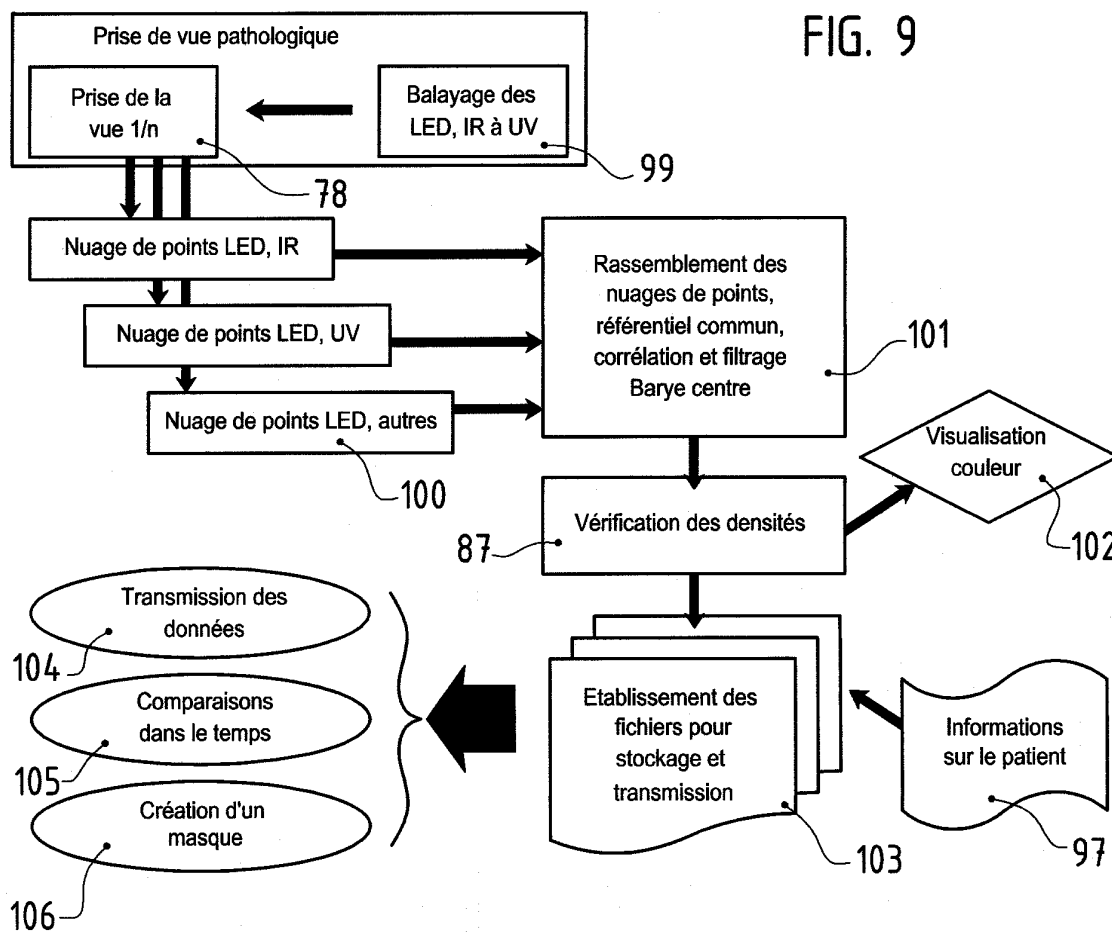


FIG. 8

9/11

FIG. 9



10/11

FIG. 10

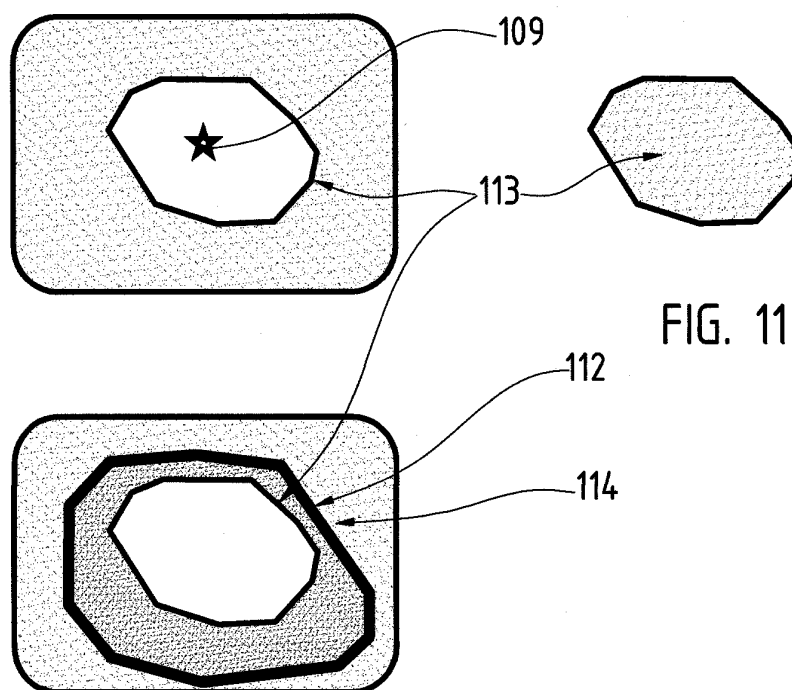
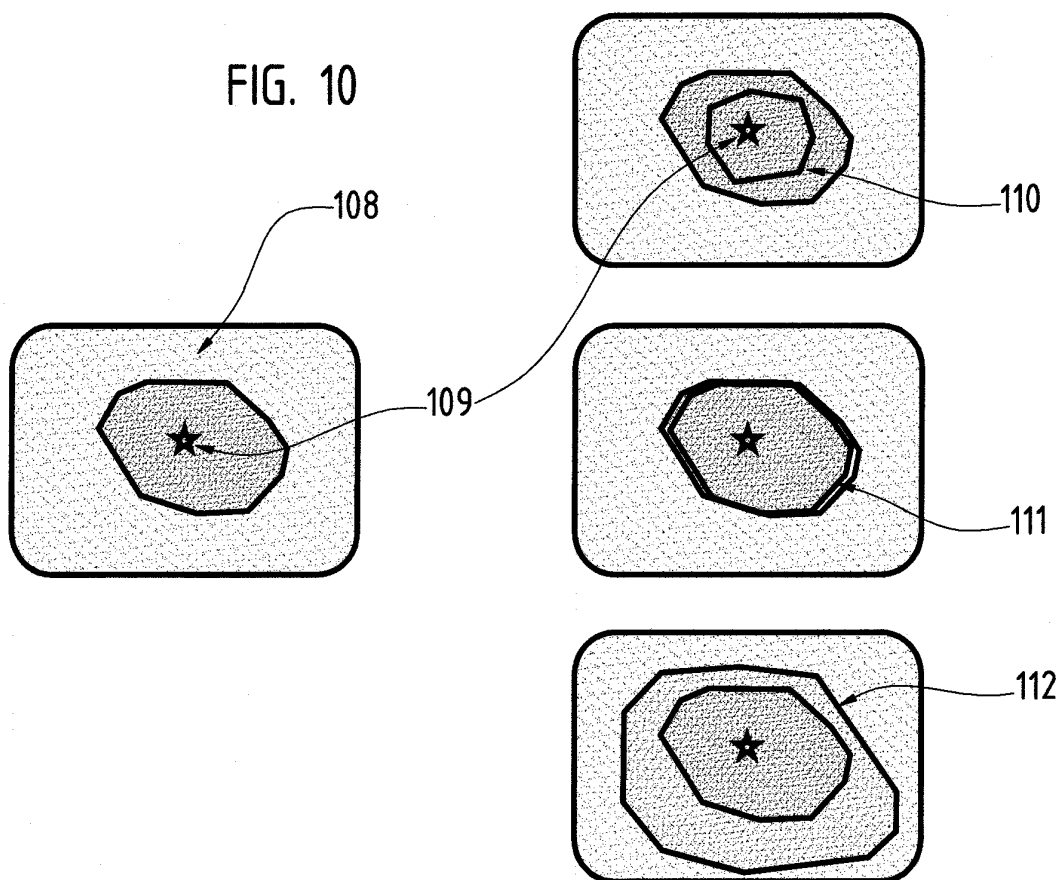
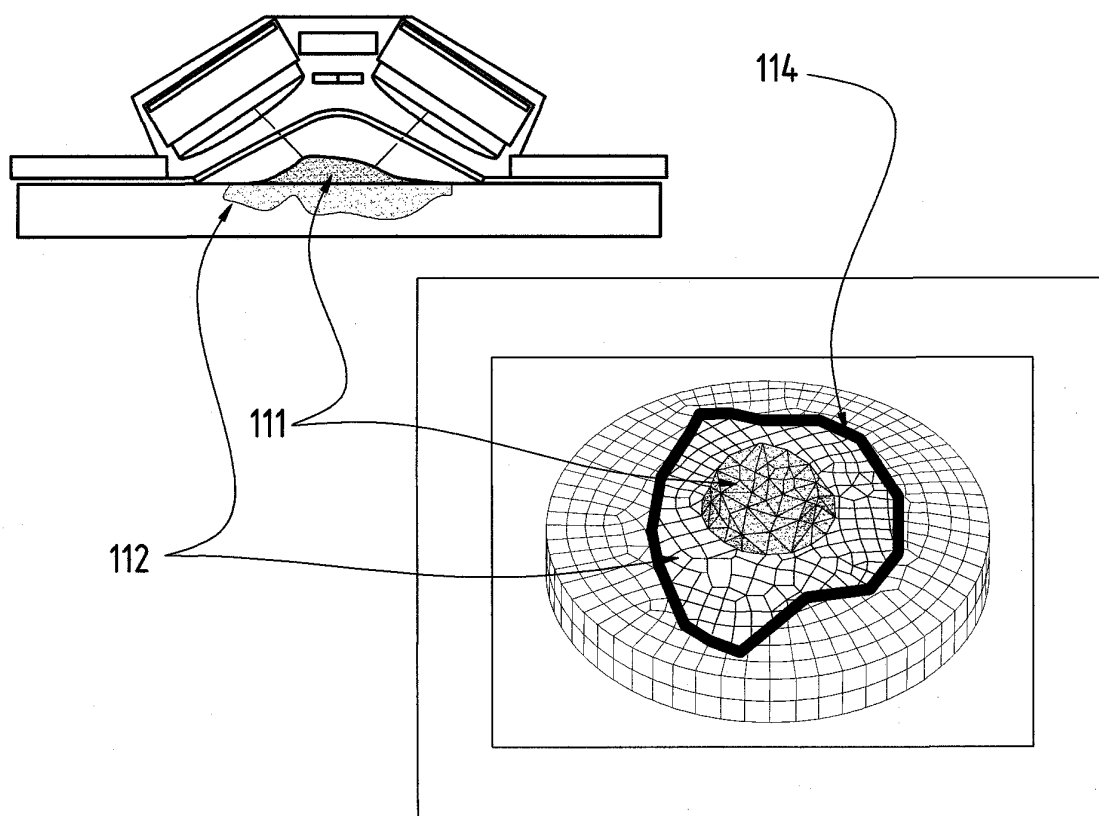


FIG. 11

11/11

FIG. 12



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 737558
FR 1054483

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	US 2009/227875 A1 (CAO DENSEN [US] ET AL) 10 septembre 2009 (2009-09-10)	1-7,10, 11	G01B11/24 A61C19/04 G03B15/02 G03B35/12
Y	* le document en entier *	8,9	
Y	EP 2 166 303 A1 (STEINBICHLER OPTOTECHNIK GMBH [DE]) 24 mars 2010 (2010-03-24) * alinéa [0030] * * figure 9 *	8,9	
X	US 2009/259098 A1 (KRATTIGER BEAT [CH]) 15 octobre 2009 (2009-10-15) * abrégé * * alinéas [0006], [0010], [0015] - alinéa [0019] * * alinéa [0062] - alinéa [0067] * * alinéas [0071], [0072], [0078] * * figure 1 *	1-7,11, 12	
X	US 2008/045789 A1 (SAWACHI YUICHI [JP]) 21 février 2008 (2008-02-21) * abrégé * * alinéa [0047] - alinéa [0060] * * alinéa [0070] - alinéa [0074] * * alinéa [0098] - alinéa [0099] * * figures 1A-2,5,6 *	1,4-7, 10-12	
X	US 2008/055400 A1 (SCHECHTERMAN MARK [IL] ET AL) 6 mars 2008 (2008-03-06) * abrégé * * alinéa [0027] - alinéa [0032] * * alinéa [0126] - alinéa [0143] * * alinéa [0186] * * figures 1,2 *	1-6,10, 11	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
13 décembre 2010		Doyle, Aidan	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant			

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE**RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1054483 FA 737558**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **13-12-2010**

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2009227875 A1	10-09-2009	AUCUN	
EP 2166303 A1	24-03-2010	DE 102008047816 A1	08-04-2010
		JP 2010069301 A	02-04-2010
		US 2010239136 A1	23-09-2010
US 2009259098 A1	15-10-2009	DE 102008018636 A1	15-10-2009
		EP 2108306 A1	14-10-2009
US 2008045789 A1	21-02-2008	JP 2008012109 A	24-01-2008
US 2008055400 A1	06-03-2008	AUCUN	