

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

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

3 021 518

②1 N° d'enregistrement national : **14 54774**

⑤1 Int Cl⁸ : **A 61 B 1/00** (2013.01), A 61 B 1/04, 1/06, 1/24

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 27.05.14.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 04.12.15 Bulletin 15/49.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : DURET FRANCOIS — FR,
QUERBES OLIVIER — FR et QUERBES-DURET
VERONIQUE — FR.

⑦2 Inventeur(s) : DURET FRANCOIS, QUERBES OLIVIER et QUERBES-DURET VERONIQUE.

⑦3 Titulaire(s) : DURET FRANCOIS, QUERBES OLIVIER, QUERBES-DURET VERONIQUE.

⑦4 Mandataire(s) : CABINET BREV&SUD.

⑤4 **DISPOSITIF DE VISUALISATION POUR FACILITER LA MESURE ET LE DIAGNOSTIC 3D PAR EMPREINTE OPTIQUE EN DENTISTERIE.**

⑤7 Dispositif de visualisation de l'intérieur d'une bouche d'un patient, le dispositif comprenant une caméra à trois dimensions adaptée à prendre une empreinte optique d'organes de la bouche, caractérisé en ce qu'il comprend une paire de lunettes à réalité augmentée ayant, d'une part, un verre optique au travers duquel un porteur de la paire de lunettes peut voir l'intérieur de la bouche du patient, et, d'autre part, une caméra de visualisation filmant ce que le porteur voit au travers du verre optique, des premières images issues de la caméra de visualisation étant corrélées avec des secondes images issues de la caméra à trois dimensions, au moins les premières ou les secondes images étant projetées sur le verre optique.

FR 3 021 518 - A1



La présente invention se rapporte à un dispositif de visualisation et/ou de mesure endobuccale dans le domaine dentaire, réunissant dans un même référentiel tridimensionnel ou légèrement décalé dans le temps ou/et l'espace, (a) la vue directe des dents et gencives dans la bouche du patient, (b) une ou plusieurs références ou modélisations issues d'une empreinte optique utilisant ou n'utilisant pas de lumière structurée faite à l'aide d'une caméra endobuccale ou d'un porte empreinte optique, (c) une ou plusieurs références ou modélisations issues des caméras présentes sur les lunettes à réalité augmentée au travers desquelles le praticien visualise la bouche du patient, afin qu'elles se complètent et/ou se substituent mutuellement pour s'enrichir en utilisant le principe de la réalité augmentée, et (d) éventuellement des informations complémentaires associées fournies par d'autres périphériques, dans le but de permettre au clinicien de ne jamais détourner son regard de son site de travail endobuccale, notamment lors de prises d'empreintes optiques (RX, visible, ou Ultra sonique) afin de sécuriser, faciliter et optimiser son acte clinique, cette application n'étant toutefois pas limitative, en ce sens que le dispositif est aussi applicable dans le suivi des activités cliniques du cabinet dentaire.

Etude et présentation de l'état de l'art :

Très peu de méthodes dentaires ont, jusqu'à présent, pour objet une visualisation originale. Toutes les méthodes mises en œuvre utilisent le montage suivant :

- Une caméra endobuccale de prise d'empreinte par des moyens optiques (rayonnement allant du bleu profond au rayon X, voir ultrasonique) utilisant ou non une lumière projetée structurée.
- Un écran de visualisation déportée où nous voyons la vue vidéo de la caméra endobuccale et/ou la modélisation issue de l'unité centrale s'affichant progressivement en fonction du balayage de la caméra endobuccale et de la modélisation.

Nous trouvons donc trois composants constituant la chaîne de prise d'empreinte optique endobuccale et de visualisation dentaires, qui sont les suivants :

- Les caméras endobuccales :

Dans les cabinets dentaires existe une grande variété de méthodes de prise d'empreinte optique en bouche ou sur modèle ayant pour objectif la réalisation de prothèses ou de diagnostic. Est désigné par le terme « empreinte optique », introduit pour la première fois en 1973 par l'inventeur de cette technologie, François Duret dans sa thèse de deuxième cycle (DDS) sous le titre "Empreinte optique" n° 273 , la mesure et l'analyse diagnostique en 3D du milieu buccal et médical par des moyens optiques sans contact, en remplacement des méthodes d'empreinte classique par pâte ou par palpation.

Aujourd'hui découlant directement des travaux de François Duret), existent différents types de méthode de prise d'empreinte optique endobuccale en cabinet dentaire que l'on peut fusionner sur une image radiologique. Nous y trouvons :

- 1) Celles projetant sur la dent une lumière structurée qui peut être un point, une ligne voire une grille complète. Elles sont très largement connues depuis plusieurs décennies et sont très bien décrites dans l'article de G Hausler and Col « light sectioning with large depth and high resolution » in Appl. Opt. 27 (1988). Elles peuvent utiliser, par exemple, des projections de grilles à pas variables (« numerical stereo camera » SPIE vol 283 3-D, 1981), le principe de la phase profilométrique (Duret US5.092.022 et US 4.952.149) dont la plus connue est le CEREC (Sirona GmbH), celui associant la projection de frange et variations de phases de la société Hint-Els (USA) ou le principe confocale parallèle comme l'Itéro (US.0109559) de Cadent (USA)
- 2) Celles n'utilisant pas la projection de lumière active ou structurée mais l'interférométrie stéréoscopique. C'est le cas de la caméra Lava AWS de 3M (Rohaly and Co brevet US

7.372.642) ou de la caméra Condor de Duret et V & O Querbes (brevet US 8.520.925).

Si nous pouvons dire que tous ces travaux et inventions ont conduit à de nombreuses réalisations et à plus de vingt systèmes commercialement disponibles (F.Duret, le fil dentaire n° 63, mai 2011, « la grande aventure de la CFAO à l'IDS de Cologne » 14-26), aucun n'a proposé une solution originale permettant de visualiser l'empreinte pendant et après sa réalisation.

- Les portes empreinte optiques (ou PEO) :

Décrit pour la première fois par Duret dans son DDS en utilisant l'interférométrie holographique puis par Hetlinger en 1979 en conduisant des images moirés à l'aide de fibres optiques, ces systèmes n'ont jamais été développés pour des raisons d'encombrement des systèmes de projection et de lecture dans la bouche du patient. Ceci est dommage car ils auraient pu être utilisés par les laboratoires de prothèse. Récemment Duret and coll. (brevet US 8.520.925) on actualisé cette application en y appliquant le principe de la stéréoscopie en lumière non cohérente. Il n'est donc plus nécessaire d'avoir un système complexe et coûteux. Nous savons aujourd'hui qu'il est possible, en effet, d'avoir un support optoélectronique transposable sur un porte empreinte identique aux portes empreintes utilisés avec des pates empreintes, mais auxquels est additionnés plusieurs caméras balayant tout le champ de l'empreinte en une seule fois, que l'on appelle alors « porte empreinte optique ». Notre invention s'applique donc, comme pour les caméras, à des portes empreintes optiques avec ou sans lumière cohérente.

- Les écrans de visualisation :

Toutes ces caméras dans les cabinets dentaires et les laboratoires de prothèses, utilisent le même système de visualisation : un écran déporté proche ou éloigné de l'opérateur. Quelle que soit la complexité de la méthode mise en œuvre et décrite précédemment pour les caméras endobuccale, nous visualisons sur un moniteur. Il peut surmonter un kart, être connecté ou dépendant (onlyone)

d'un ordinateur ou être tout ou partie d'un portable ou d'une tablette.

S'il s'agit d'un moniteur informatique (video, plasma ou à LED), celui-ci est, soit posé sur un meuble proche de l'opérateur, soit fixé sur l'unit ou le bloc opératoire, soit encore dépendant d'un kart spécialisé comme nous le trouvons dans les « chair side » du CEREC, du 3M ou autre Itero. L'écran, dans ce cas, est spécifique de l'application et affiche dans deux fenêtres distinctes la vue vidéo issue de la caméra et la vue modélisée, issue du traitement numérique au fur et à mesure de la prise d'empreinte faite à l'aide de la caméra.

Dans certains cas, seule la vue issue de la modélisation est affichée en temps quasi réel, c'est le cas de la caméra Trios de 3 shape encore qu'il est possible de demander le double affichage.

Certains essaies ont tenté de fixer sur la caméra un mini écran mais celui-ci ne fait que reporter la vue vidéo de la caméra sur une très petite surface et surtout en cachant la zone de travail.

Sur ce même écran peut s'afficher l'interactif du praticien lui permettant de remplir la fiche du patient, ses caractéristiques médicales et les soins à faire ou déjà fait. On appelle cela la fiche patient. Dans ce cas ce n'est pas un problème d'afficher ces informations sur un écran déporté dans la mesure où les éléments que contient la fiche patient ne sont jamais rempli en cours d'actes ou ne nécessite pas d'être visualisé durant ceux-ci. Comme nous le verrons dans les applications de notre invention, une restriction peut être faite pour informations mémorisées issus des appareils radiologiques.

- Une unité centrale de traitement numérique

Elle réunit et traite les informations venues de la caméra endobuccale et les affiche sur l'écran de visualisation.

Critique de méthodes existantes :

Nous comprenons immédiatement que le premier problème que rencontre l'opérateur est de devoir regarder sur un ou plusieurs

écrans déportés la vue vidéo de sa caméra et/ou le résultat de sa modélisation, l'obligeant ainsi à détourner son regard et de n'avoir jamais une correspondance entre son espace clinique, la bouche du patient, et le résultat de son travail affiché sur le moniteur.

Nous comprenons aussi que ces caméras endobuccales 3D sont essentiellement dédiées aux prises d'empreinte optiques.

Nous comprenons pourquoi le clinicien doit sans arrêt déporter son regard de son champ opératoire à l'écran déporté.

De plus si des indications en réalité augmentées, si elle existait mais ce n'est pas le cas aujourd'hui pour les prises d'empreinte optiques, serraient données sur l'écran déporté. Il devrait faire, non seulement l'effort de déplacer son regard de son champ opératoire vers le moniteur, mais aussi celui de transposer « par l'esprit et virtuellement » ces indications et informations visibles depuis l'écran déporté jusqu'au champ opératoire avec le risque d'être imprécis ou de mal le faire.

Nous comprenons facilement que de voir indirectement le résultat de son travail est dangereux pour le patient, imprécis, incomplet et extrêmement dommageable dans la pratique quotidienne. Nous pouvons résumer les problèmes qu'entraîne ce mode d'affichage sur un écran déporté de la manière suivante :

1. Cela oblige ce dernier à déplacer en permanence son regard entre la partie du corps qu'il analyse et la modélisation qu'il obtient après le traitement de l'image. En effet si le praticien souhaite suivre l'évolution de son empreinte, il doit quitter la vue de la zone du corps sur laquelle il travaille pour regarder sur son écran vidéo (moniteur) ou numérique le résultat obtenu.
2. Ce déplacement peut entraîner des mouvements de ses mains néfastes, imprécis et incontrôlés durant sa lecture et sa prise d'empreinte, problème d'autant plus important s'il travaille en mesure 3D dynamique (full motion).

3. Ce déplacement est dangereux car son regard quitte régulièrement le champ opératoire au risque de provoquer une blessure dans la bouche ou le corps du patient.
4. Le fait d'utiliser un système de lumière active structurée rend très difficile la corrélation des images réelles modélisées et les informations issues de la réalité augmentée du fait de la projection de masques.
5. Cela est aussi très fatigant car l'existence d'un écran déporté oblige à une gymnastique oculaire à un rythme très élevé. Il est ainsi possible d'avoir plus de 20 mouvements par minutes de ses yeux allé et retour.
6. Cela exclu toute information complémentaire directement corrélée sur le champ visualisé comme le permet pourtant aujourd'hui la réalité augmentée. Le fait de n'avoir aucune corrélation entre la vue réelle et l'information issue de la réalité augmentée exclu tout temps réel et toute information précise dans le champ opératoire. Même si cette information apparait sur l'écran déporté, la visualisation ne sera jamais effectuée en temps réel et le geste du clinicien positionnée précisément dans son champ de travail.
7. Ceci présente enfin un inconvénient majeur dans la précision de la mesure. En effet d'une part l'opérateur n'a jamais de corrélation réelle et directe lui permettant de savoir si sa lecture de mesure est complète ou s'il lui faut ré intervenir pour la compléter. Il risque de bouger son appareil de mesure, sa caméra endobuccale, de manière totalement aléatoire à chaque mouvement oculaire ce qui rend incertains les résultats obtenus.

Cette action est imprécise : nous voyons que s'il est possible de faire une empreinte optique donc de mesurer les dents et la gencive, la visualisation de cette représentation modélisée du résultat n'est visible que sur un écran déporté. La visualisation d'un objet et sa mesure doivent toujours être réalisée en temps réel. Avec les méthodes actuelles aucune corrélation entre la

modélisation vue sur l'écran déporté et le champ opératoire sur lequel travaille le clinicien n'existe. Il en est de même pour toute information issue des logiciels de réalité augmentée affichées sur les écrans.

Cette opération est insuffisante : le regard humain ne voit pas forcément toutes les zones accessibles à l'œil de la caméra endobuccale, ce qui rend particulièrement difficile voire impossible l'estimation de ce qui a été mesuré par rapport à ce qu'il reste à mesurer.

Ce geste médical n'est pas sécurisé : nous pouvons affirmer qu'aucune solution simple et surtout sécurisée n'a été trouvée pour répondre au besoin du clinicien. Pour travailler en toute sécurité, il doit nécessairement voir sa zone opératoire et le résultat de son travail confondus en temps réel dans un même référentiel.

S'il utilise un porte empreinte optique, il ignore comment se passe son empreinte optique car il ne voit rien sous le porte empreinte.

Finalement nous pouvons affirmer que pour obtenir la précision exigée dans ce type d'intervention, il doit travailler de manière rapide, sécurisée et confortable, ce qui n'est pas le cas actuellement.

Avantage de la méthode par rapport aux méthodes connues :

La présente invention a pour but de remédier à ces inconvénients précités en proposant un nouveau dispositif de visualisation réunissant sur un même champ, parfaitement corrélé ou très proche, la visualisation directe au travers de lunettes à réalité augmentées de la zone opératoire du dentiste, la modélisation en cours de construction issue du traitement découlant de lecture d'une caméra endobuccale ou de porte empreinte optique très précis et toutes les informations complémentaires pouvant aider le geste opératoire.

Cette invention répond donc totalement aux problèmes exposés en proposant une solution modulable, peu onéreuse et utilisable dans

tous les cabinets dentaires mais aussi comme instrument à main dans les laboratoires de prothèse, sous une forme simplifiée et agréable pour le patient.

En particulier elle répond aux nombreux problèmes évoqués précédemment :

- 1) par cette organisation nouvelle et originale le praticien peut voir, dans le même champ, c'est-à-dire dans la bouche de ses patients, la partie du corps qu'il analyse où sur laquelle il travaille et la modélisation qu'il obtient après le traitement de l'image issu de la lecture réalisée avec sa caméra de lecture tridimensionnelle ou du porte empreinte optique, les deux vues étant totalement confondues sans l'aide de l'écran déporté. En effet si le praticien souhaite suivre l'évolution de son travail de lecture et d'empreinte optique, il verra par sur impression ou par tout autre signe visualisable comme une variation d'intensité, de couleur ou de contraste, et cela n'est donné qu'à titre d'exemple, le résultat de son travail sans quitter des yeux la zone du corps sur laquelle il travail et fait son diagnostic ou/et son empreinte. Il pourra donc contrôler en temps réel ou différé le résultat de son acte sans détourner le regard de son champ opératoire.
- 2) Par la correspondance de ces informations, il ne risque plus de faire des mouvements avec ses mains, néfastes et incontrôlés durant sa lecture, avantage d'autant plus important s'il travaille en « full motion », c'est-à-dire en mesure 3D dynamique
- 3) Par la suppression du détournement de son regard de son champ opératoire il ne risquera plus de provoquer une blessure dans la bouche ou sur le corps du patient car ses gestes et les informations attachées au résultat de son action ou l'aidant pour leurs réalisations seront en permanence situés dans sa zone de travail.

- 4) Par le choix de faire une corrélation entre la vue réelle et la vue modélisée après traitement de l'information, il lui est possible d'utiliser tout type de méthode de prise d'empreinte que ce soit une empreinte issue de méthode utilisant une lumière active structurée ou non. Cette méthode de surimposition et/ou substitution en réalité augmentée est totalement indépendante du type de lecture adoptée comme le sont les informations complémentaires issues de la réalité augmentée

- 5) Par l'absence de tout mouvement des yeux risquant d'impliquer une forte gymnastique oculaire à un rythme très élevé, l'opération deviendra très reposante pour le clinicien.

- 6) Par l'utilisation de lunettes disposant de la possibilité d'afficher des informations en réalité augmentée, il sera possible de les donner en temps réel ou différé, au choix du clinicien, dans le champ opératoire. Cela inclut toute information complémentaire directement corrélée sur le champ visualisé comme le permet aujourd'hui la réalité augmentée mais aussi les informations issues de sources d'information complémentaires comme celles provenant d'appareil de radiologie, OCT ou autre ultra soniques.

- 7) Par une information en temps réel ou différé, au choix de l'opérateur, le clinicien saura si l'enrichissement apporté par sa prise d'empreinte optique et sa mesure à l'aide de la caméra endobuccale ou du porte empreinte optique, se substituant progressivement à la vision directe dans ses lunettes, est complète et précise ou s'il doit ré-intervenir pour la compléter. Il peut le constater sans avoir à quitter des yeux son champ opératoire. Ceci est particulièrement important si nous travaillons dans l'environnement réputé et réduit comme l'est celui de l'intérieur d'une bouche. Ce

nouveau dispositif augmentera significativement la précision de l'acte opératoire en limitant les mouvements oculaire hors du champ.

8) De savoir ce qui se passe sous son porte empreinte optique malgré le fait qu'il n'y ait pas accès.

9) Grace aux informations complémentaires optionnelles de la réalité augmentée, cela nous permet aussi :

- De guider l'opérateur si des zones importantes ne sont pas prise en empreinte dans la bouche.
- De montrer des informations sous-gingivales substituées et sur imposées en réalité augmentée, en utilisant des informations radiologiques mémorisée préalablement.
- De mettre en garde le clinicien durant l'acte opératoire si celui-ci n'est pas parfaitement exécuté. Il est possible par exemple d'indiquer les zones de contre dépouille ou les mauvais parallélismes entre les piliers d'un bridge avant sa prise d'empreinte définitive.
- D'associer les mouvements dynamiques lors de réalisation de coronoplastie ou d'analyses occlusales.
- D'informer le praticien orthodontiste de l'effet du positionnement de ses brackets, en fonction de sa position sur la dent.
- De connaitre la distribution des tissus dentaires, par exemple la proximité de la pulpe, durant la préparation de cavités destinées à recevoir une obturation ou une couronne.

10) Par les moyens mis en œuvre, le dispositif est simple dans sa fabrication ce qui le rend particulièrement résistant.

Cela nous permet aussi :

- de réduire significativement le prix de fabrication, donc le prix de vente depuis la démocratisation des éléments électroniques utilisés comme les caméras de nouvelles générations Condor, les lunettes à réalité virtuelles et les LEDs.
- De choisir une connexion câblée ou non câblée, y compris au niveau de la caméra, libérant complètement les gestes du clinicien.
- D'avoir la restitution 3D naturelle stéréoscopique sans être obligé d'utiliser les écrans 3D toujours chers et souvent peu performant.

Description rapide de l'invention :

La présente invention se rapporte à un dispositif de visualisation et/ou de mesure endobuccale dans le domaine dentaire, réunissant dans un même référentiel tridimensionnel ou légèrement décalé dans le temps ou/et l'espace, (a) la vue directe des dents et gencives dans la bouche du patient, (b) une ou plusieurs références ou modélisations issues d'une empreinte optique utilisant ou n'utilisant pas de lumière structurée faite à l'aide d'une caméra endobuccale ou d'un porte empreinte optique, (c) une ou plusieurs références ou modélisations issues des caméras présentes sur les lunettes à réalité augmentée au travers desquelles le praticien visualise la bouche du patient, afin qu'elles se complètent et/ou se substituent mutuellement pour s'enrichir en utilisant le principe de la réalité augmentée, et (d) éventuellement des informations complémentaires associées fournies par d'autres périphériques, dans le but de permettre au clinicien de ne jamais détourner son regard de son site de travail endobuccale, notamment lors de prises d'empreintes optiques (RX, visible, ou Ultra sonique) afin de sécuriser, faciliter et optimiser son acte clinique, cette application n'étant toutefois pas limitative, en ce sens que le dispositif est aussi applicable dans le suivi des activités cliniques du cabinet dentaire.

Pour ce faire, ce dispositif selon l'invention est une association entre 1) une caméra endobuccale de prise d'empreinte optique, ou un porte empreinte optique précis utilisant des rayonnements cohérents ou non, avec projection ou sans projection de lumière active et/ou structurée ayant pour fonction de faire un relevé précis des formes et couleurs de l'anatomie présente dans la bouche du patient comme ses dents et/ou sa gencive 2) un système d'éclairage sur la caméra endobuccale précise ayant pour fonction d'optimiser l'analyse et la prise d'empreinte 3) un dispositif de visualisation et/ou de mesure travaillant en temps réel ou différé utilisant des lunettes à réalité augmentée auxquelles peut-être associée un système de repérage tri dimensionnel et ayant pour fonction de permettre au praticien, non seulement de voir son champ opératoire en vision directe avec des indications ponctuelles comme le font toutes les lunettes de ce type pour l'assistance à la chirurgie mais aussi de suivre la progression de son travail, par exemple de prise d'empreinte, de visualisation et/ou de mesure optique effectué par la caméra endobuccale dont les informations, plus précises sur le relief, viennent enrichir, compléter et/ou se substituer à celle plus générales et moins précise issue de la visualisation naturelle, en particulier de voir la progression de son action de mesure directement et en correspondance sur les dents et/ou de la gencive visualisée dans la bouche du patient, 4) des périphériques additionnels et optionnels comme ceux fournissant des informations RX, colorimétriques et/ou de mouvement mandibulaires ayant pour fonction d'enrichir l'information visualisée par des données en mémoire acquise avant les soins en cours d'exécution 5) le tout sous le control d'une unité centrale ayant pour fonction de numériser, de corréler et éventuellement de mesurer les différentes informations issues de la caméra endobuccale et, éventuellement des périphériques additionnels, et de les réunir dans le même référentiel afin que le clinicien ne voit dans la bouche de son patient qu'un seul objet issu de la fusion des différentes informations provenant de la caméra endobuccale mais aussi, éventuellement de ses périphériques.

Ce dispositif permet de réaliser dans des conditions optimales les empreintes optiques en dentisterie. Ce procédé permet d'optimiser l'action thérapeutique du clinicien en augmentant significativement la sécurité nécessaire à ses actes tout en assurant l'intégrité structurale du corps humain et en offrant une précision de l'ordre du micron. Il permet surtout de totalement libérer le praticien de certaines contraintes l'obligeant à regarder sur un écran déporté et à rester à proximité de son unit de travail.

Cette invention se compose de :

Un système hardware associant 1) une caméra de lecture tridimensionnelle endobuccale ou un porte empreinte optique, 2) avec ou sans lumière structurée, un éclairage endobuccale dépendant de la caméra ou projeté de l'extérieur vers l'intérieur de la bouche 3) un système de visualisation en réalité augmentée spécifique miniaturisé 4) d'éventuels périphériques et 5) une unité centrale de conversion des données analogiques/digitales et de gestion des données. A cet effet la présente invention a pour objet un dispositif comprenant plus précisément les éléments suivant :

- 1) - au moins une caméra de numérisation ou un porte empreinte optique précis, par exemple endobuccale (1) d'une ou plusieurs dents par empreinte optique utilisant des rayonnements photoniques cohérents ou non ou ultrasoniques. Notre invention peut utiliser toutes les caméras utilisées dans le monde dentaire et médical, ce qui montre l'ouverture et l'universalité de l'invention.

Cette caméra ou se porte empreinte optique peut faire ses relevés métriques en utilisant des projections de lumière structurée. Dans ce cas, la caméra possède deux ou plus de deux canaux, confondus ou séparés, l'un de projection et l'autre de reprise d'image. Un système de lumière structurée par LED, OLED, halogène, plasma ou laser projette sur les dents un rayonnement sous la forme de points, de lignes ou de trame connus et structurés. Cette projection structurée

est déformée en fonction des surfaces qu'elle frappe et cette déformation est transmise sur un capteur par la voie de reprise d'image. Ceci permet à la caméra, par comparaison entre les caractéristiques de la lumière projetée ou mémorisée et la lumière déformée dans l'espace ou/et le temps qui arrive sur le capteur, de connaître la forme et les dimensions des dents objet de l'analyse. On trouve de nombreuses caméras endobuccale répondant à ces caractéristiques alors que nous ne trouvons pas encore de porte empreinte optique.

Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention cette caméra ou ce porte empreinte optique peut utiliser tout système de mesure et d'analyse des formes des dents et/ou de la gencive sans projection de lumière structurée. Pour se faire, ils peuvent utiliser des méthodes télémétriques ou stéréoscopiques mono ou multi-caméra. Ce système à l'avantage d'être plus simple à concevoir mais oblige à développer des logiciels plus complexes tels que ceux développés pour le spatial. Nous y trouvons, quelques caméra endobuccale, par exemple et ceci n'est qu'un exemple non limitatif, celle que nous avons développé sous le nom de Condor.

Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention elle peut aussi utiliser des caméras ou des portes empreintes optiques associant les deux technologies ou d'autres principes comme l'OCT, l'Ultrasoun ou les Rayons X dans la mesure où celles-ci fournissent des informations métriques sur la zone et le corps étudiée.

- 2) Un système d'éclairage. (2) Certes il est possible d'utiliser un éclairage naturel mais, comme ce type de caméra a pour fonction de travailler dans des zones sombres ou difficilement accessibles (par exemple la bouche), l'illumination de la zone de travail doit être bien dimensionnée.

Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention elle peut faire apparaître

des informations sur les objets mesurés en réalité augmentée et surtout en 3 dimensions en fonction du type d'éclairage utilisé. En effet suivant le choix de certaines longueurs d'onde il est possible de déterminer et/ou de retrouver certains éléments anatomiques dentaires et de les indiquer dans le champ opératoire, sous la forme d'information en réalité augmentée, à la différence des visualisations directes en 2D sur un écran vidéo 2D déporté.

Ce même système d'éclairage peut être conçu pour projeté sur la scène certaines information sans que l'on ait recourt aux adjonctions par réalité augmentées. Ce peut être par exemple et avantageusement selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, un indicatif, par exemple un cercle rouge, projeté sur la scène clinique indiquant où se situe la lecture précise dans la lecture du champ de travail de la caméra endobuccale. Ce système peut changer de couleur ou de forme en fonction de la qualité des données acquises.

- 3) Un système de visualisation/captage avec des lunettes à réalité augmentée (3) permettant de voir la zone d'action thérapeutique en vision directe tout en pouvant y corréliser puis y substituer si elles sont commune à la même zone des informations complémentaires directement issue du traitement numérique consécutif au traitement des données transmises par la caméra en 2D, 2D 1/2 ou 3D via le centre de traitement mais aussi des informations complémentaires associée à la réalité augmentée et aux sources annexes externes si il y a lieu. Ce système d'affichage et de captage peut être constitué, par exemple, et ceci n'est qu'un exemple non limitatif pour l'invention, des lunettes « Google Glass », « Vuzix smart Glass », « K-Glass » ou « vidéo-projection Epson ». Ces lunettes sont constituées d'une ou de deux caméras, voire plus, permettant de recalibrer la modélisation issue de la lecture des caméras endo buccales en temps réel. Eventuellement, avantageusement selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, pour des

raisons financières, notre dispositif peut s'appuyer sur une visualisation 2D, les lunettes ont pour fonction essentielle de faire apparaître des informations complémentaires avec un ajustement imprécis sur la zone de travail vue en relief. L'unité centrale est aujourd'hui en mesure de corrélérer les vues 2D sur un motif 3D.

- Dans le cas d'une visualisation 2D $\frac{1}{2}$ ou 3D, c'est-à-dire dans la mesure où ces lunettes disposent d'une vision spatiale, en général utilisant la stéréoscopie sans que ceci soit systématique, La corrélation est très exacte et les indications se font sur des parties du corps lues en 3 dimensions. Ceci est rendu possible grâce à la présence d'écrans spécifiques dédiés existant sur certaines lunettes de ce type.

- Le principe de cette invention est de rapporter la partie visualisée et/ou mesurée par la caméra endobuccale ou le porte empreinte optique sur la partie lue et vue par le clinicien au travers de ses lunettes afin de donner des indications essentielles à ce dernier sans le forcer à détourner le regard vers un écran déporté. Par exemple, et ceci est l'application la plus significative de l'invention, au fur et à mesure que le clinicien fait la lecture et/ou la mesure 3D précise à l'aide de la caméra endobuccale ou immédiatement à l'aide du porte empreinte optique, il le fait en regardant sa zone de travail au travers de ses lunettes à réalité augmentée. Caméra ou le porte empreinte optique et l'opérateur vont voir la même scène. L'unité centrale a pour fonction de réunir ces deux vues du même champ d'action opératoire en un même objet mais distinct par les informations qu'ils apportent chacun séparément et qu'il substitue et/ou surajoute en fonction de la nouvelle précision et information apportée. En particulier cette corrélation suivie d'une substitution entre les deux vues de la même zone de travail se traduit par un enrichissement progressif de la vue de l'opérateur par la vue numérisée et traitée issue de la caméra.

- Par exemple, s'il réalise une empreinte optique, l'important est pour lui de savoir quels sont les zones mesurées et modélisées par rapport à la vue totale qu'il a de la bouche sur laquelle il travaille. Pour ce faire, et ceci est une explication non limitative, le nuage de points ou la modélisation issue de la caméra est confondu au même nuage de point vu par les lunettes à réalité augmentée. La partie issue de la caméra, plus précise, se corrélera et se surimposera sur la vue en directe vue par l'opérateur au travers de ses lunettes, dans une couleur différente. Le clinicien voit ainsi en temps réel, quasi réel ou différé, directement et progressivement, sur les dents naturelles ou la gencive du patient objet de son attention, apparaitre la partie mesurée (par exemple en rouge et ceci n'est pas limitatif). Il n'a donc plus à détourner son regard pour avoir cette information capitale.

- avantageusement, il pourra voir la réalisation de sa prise d'empreinte même si celle-ci est cachée par la caméra ou le porte empreinte optique renfermant plusieurs caméras. Nous savons que le fait de faire une prise d'empreinte cache la zone mesurée puisque la caméra endobuccale se trouve entre l'œil du clinicien et la zone mesurée. Grace à notre invention, ce dernier voit en surimpression le résultat de sa mesure comme si la caméra devenait transparente. De même si le praticien utilise un porte empreinte optique renfermant plusieurs caméras, il n'aura pas la possibilité de savoir si sa prise d'empreinte optique est réalisée correctement puisque les arcades sont recouvertes par le porte empreinte. Grace à ce système, il pourra contrôler la prise de vue cachée par le porte empreinte optique car celle-ci s'affichera sur ses lunettes à réalité augmentée.

- Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention la présence d'un mini micro mini-usb sur la branche (droite dans le cas des Google glass) permet de donner des ordres de vision et d'apparition des

informations en réalité augmentée sans que l'opérateur ai à déplacer son regard de sa zone de travail.

Toutes ces informations en réalité augmentées utilisent une connexion par câble ou sans câble comme par exemple les connexions Wifi ou Bluetooth.

- 4) D'une unité centrale (4) de conversion des données analogiques/digitales et de gestion des données. L'avantage de ce système est de numériser les données issues de la caméra endobuccale mais aussi celles issue des systèmes de visualisation/captage tels que les Google glass , de faciliter la corrélation et/ou les substitutions des deux sources d'information (caméra et système de visualisation/captage) et de permettre d'ajouter des informations fondamentales aidant et informant le clinicien comme par exemple lui indiquer les zones déjà mesurées par rapport à celle non mesurées.

- Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention cette unité centrale a éventuellement d'autres fonctions si l'on souhaite enrichir d'informations complémentaires à celles apportées par la caméra endobuccale ou le porte empreinte optique. Par exemple elle permet aussi de calculer le nuage de points en 3 dimensions spatiales la quatrième dimension correspondant aux temps des mouvements des objets mesurés et la cinquième dimension correspondant à la teinte des dents.

- 5) Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, de certains périphériques importants comme :

- une caméra exo buccale (5) pour prendre une partie du visage du patient sur un champ plus large pour certains traitements comme en orthodontie ou en implantologie et de les ajouter à l'image prise par la caméra endobuccale afin d'agrandir le champ d'investigation clinique. Dans ce cas les mêmes méthodes de mesure décrites pour les caméras

température du corps ou température de la lésion étudiée ...)

- Une source d'informations issues d'images complémentaires et mémorisées (9) provenant de périphériques dentaires comme le sont les appareils radiologique, IRM, ter hertz ou ultra soniques.
 - Une source d'informations directement issues des fonctions mémorisées ou de softwares intra ou extra muros (télémédecine) apportant des informations complémentaires permettant d'aider au geste médical (10 & 11) de prise d'empreinte et pendant la préparation.
 - Un ou plusieurs postes périphériques (12) où sont visibles les informations avec lesquelles travaille le clinicien et qui peuvent être vues par ses assistants afin qu'ils puissent suivre et enrichir en temps réel ou différé les travaux effectués (assistance ou enseignement..). Ce traitement peut être vidéo et /ou numérique.
 - Une machine-outil à commande numérique (13) pouvant, à tout moment, réaliser une pièce réelle de l'image virtuelle captée afin que ce dispositif trouve sa totale application dans la chaîne de CFAO dentaire inventée par François Duret en 1970 et Co inventeur du présent brevet.
- 7) Est associé avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention pour transmettre les données issues du dispositif ou de ses périphériques :
- a. une transmission de toutes les données par câble, téléphone, Bluetooth ou Wifi (14).
 - b. un système hardware de traitement complémentaire, de dialogue/visualisation avec l'opérateur, les assistants et/ou l'unité centrale, de transmission et de stockage des informations, des ordres et des données

comme le permet le micro du système d'affichage ou une autre forme de communication. (15).

En accordance avec le présent montage hardware est proposée une méthode software répondant aux exigences de rapidité et de précision nécessaires à l'homme de l'art dentaire et permettant de faciliter significativement son geste opératoire.

Un système software original comprenant

- 1) Un schéma de reconstruction 3D temps réel à partir de 2 flux d'images 2D provenant des 2 caméras
- 2) Un schéma de reconstruction 3D temps réel à partir d'un flux d'images 2D provenant d'une seule caméra et d'un flux de données d'accélération provenant de l'accéléromètre
- 3) Un algorithme de recherche de points d'intérêt sur les trois algorithmes de recherche de trace optique (projection sur plusieurs caméras différentes d'un même point 3D) par calcul de points d'intérêt et mise en correspondance à travers les images
- 4) Un algorithme de séquençage automatique temps réel du flux d'images en sous séquences spatialement cohérentes
- 5) Un algorithme d'estimation parallèle des positions des caméras dans l'espace et des coordonnées des points 3D grâce aux traces optiques
- 6) Un algorithme d'interpolation 3D de nuages de points
- 7) Un algorithme de polygonalisation de nuages de points 3D et de calcul de texture
- 8) Un algorithme de mise à l'échelle de la reconstruction 3D
- 9) Deux algorithmes de rehaussement de précision spatiale

Organisation globale de l'algorithme :

Le flux d'images, en provenance de la ou des caméras, est traité en temps réel de manière à produire une première reconstruction 3D visualisable par l'utilisateur au fur et à mesure que celui-ci déplace le système aux alentours de l'objet. Le schéma global de reconstruction 3D temps réel et l'organisation des données varient

en fonction de la disponibilité des 2 caméras ((1) si 2 caméras, (2) si une seule caméra).

Chaque image nouvellement acquise est d'abord traitée par l'algorithme (3) de recherche de trace optique. A partir des correspondances, l'algorithme de séquençage (4) met alors à jour le séquençage du flux vidéo pour une meilleure performance temporelle. L'algorithme d'estimation parallèle (5) permet ensuite, grâce aux traces optiques a) de retrouver les positions des caméras dans l'espace au moment de l'acquisition b) de générer le nuage de points 3D se projetant sur les traces optiques.

Le nuage de points généré est ensuite interpolé (algorithme (6)) pour obtenir un nuage plus dense, et une fonction implicite d'interpolation est calculée. Grâce à cette fonction, on peut obtenir une polygonalisation texturée de la surface à reconstruire (algorithme (7)). A cette étape, il est aussi possible de calculer des indices de qualité du nuage de points final. Certains (ou certaines zones) peuvent ainsi être étiqueté(e)s comme non valides.

La surface texturée est enfin affichée à l'écran, avec éventuellement des annotations adaptées pour indiquer les zones encore non valides.

La surface générée en temps réel est une représentation sans dimension spatiale représentant à un facteur d'échelle près la zone reconstruite. Ce facteur d'échelle est calculé par l'algorithme (8) lorsque l'acquisition est terminée.

Enfin, le modèle 3D final peut voir sa précision rehaussée par l'algorithme (9), de manière à avoir une reconstruction la plus fidèle possible. Cet algorithme recalcule un nuage de points 3D en tenant compte de l'ensemble des vues acquises. Ce nuage est ensuite interpolé par l'algorithme (6). Enfin, un algorithme de « space carving » vient reconstruire le modèle 3D global.

Comme nous le comprenons, nous proposons un dispositif universel de visualisation et de mesure durant la prise d'empreinte optique dans son champ d'application, répondant à de nombreuses demandes

en matière de coût, de convivialité, d'aide à la mesure ou à l'imagerie diagnostique en dentisterie.

Ce système peut être par exemple appliqué, dans une forme évolutive, à toute acquisition 3D nécessitant une manipulation rapide et précise obligeant l'opérateur à ne pas quitter des yeux son champ de travail, d'analyse et/ou de mesure. C'est le cas des travaux effectués sur toute la surface du corps humain, l'acquisition de données nécessitant de ne pas être dérangé par des mouvements soudains du patient, les actions rapides comme les gestes sportifs ou les procédures de production industrielles tout particulièrement en milieu hostile. Il est ainsi possible de suivre et informer l'opérateur en temps réel ou quasi réel tout en lui permettant de ne pas quitter la scène des yeux et en lui affichant des informations complémentaires.

Il est rappelé que le présent dispositif est associé à une caméra endobuccale de lecture optique 3D, quel que soit la méthode mise en œuvre, avec projection ou sans projection de lumière structurée, en lumière cohérente (comme l'OCT) ou non, Ultra-sonique, Radiologique ou Tétrahertzienne, permettant le suivi du travail directement en bouche sans détourner le regard, en temps réel, quasi réel ou différé et à précision différente, ce qui permet d'affiner la lecture de certaines zones sans avoir à détourner le regard.

D'autres buts et avantages de la présente invention apparaîtront dans la description qui va suivre, se rapportant à un mode de réalisation du procédé, donné à titre d'exemple indicatif et non limitatif. La compréhension de cette description sera facilitée au vu des dessins joints en annexe et dans lesquels:

La figure 1: est une représentation schématique de l'ensemble du dispositif comprenant l'ensemble des éléments principaux indispensables à son bon fonctionnement mais aussi les éléments périphériques complémentaires mais non obligatoires.

La figure 2 : est une représentation d'ensemble du prototype réalisé ou en cours de réalisation comprenant la caméra, la

connectique, l'ordinateur (ici un portable), les lunettes à réalité augmentées et éventuellement un boîtier renfermant les cartes de traitement.

La figure 3 : représente un diagramme des éléments essentiels du dispositif propre à l'invention.

La figure 4: représente un diagramme des étapes de mise en œuvre essentielles et accessoires du dispositif propre à l'invention permettant cette mise en correspondance.

Les figures 5 représentent une vue de l'empreinte optique, vue au travers des lunettes d'affichage et sa visualisation par l'opérateur, sans (5a) et avec la superposition (5c) indiquant les zones déjà modélisées par la caméra endo-buccale (5b).

La figure 6: représente La mise en correspondance automatique par software des points homologues d'une vue de la bouche (6a), en utilisant un nuage de points (6b) ou une modélisation filaire (6c).

La figure 7 : représente un diagramme des éléments essentiels et accessoires du dispositif propre à l'invention.

La figure 8 : représente un diagramme expliquant les différentes étapes permettant de visualiser et d'analyser l'occlusion statique et dynamique du patient (8a), la vue des zones en contact statique (8b) et dynamique (8c).

La figure 9 : est un exemple de représentation de l'écran visible dans les lunettes à réalité augmentée ou/et sur un écran déporté permettant de suivre en temps réelle les mouvements dynamiques de l'occlusion.

La figure 10 : représente une prise d'empreinte faite à l'aide de la caméra endobuccale avec, en surimposition, la forme de la préparation idéale et l'axe d'insertion de la préparation idéale comparée à l'axe d'insertion de la préparation réalisée.

La figure 11 : représente la future prothèse, réalisée à l'aide des softwares de modélisation dentaire, vue en surimpression au

travers des lunettes à réalité augmentées, sur la prise d'empreinte réalisée à l'aide de la caméra endobuccale.

La figure 12 : est une représentation d'une arcade complète en couleur (12a) réalisée avec notre caméra prototype visible au travers des lunettes à réalité augmentée à laquelle est associé un écran (12b), lui aussi visible au travers des lunettes à réalité augmentée et/ou sur un écran déporté, où se trouvent affichées les informations colorimétriques ou spectro-colorimétriques en fonction des zones concernées.

La figure 13 : est une représentation de la prise d'empreinte réalisée à l'aide de la caméra endobuccale à laquelle est associée une représentation des lèvres et de la joue, affichée et visible au travers des lunettes à réalité augmentée.

Description détaillée de l'invention :

Les figures présentées représentent différentes mises en œuvre du dispositif en montrant toutes les possibilités qu'il offre dans la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste : la caméra endobuccale (1), l'éclairage spécifique (2), les lunettes à réalité augmentée (3), les périphériques (4) et l'unité centrale (5)

La figure 1 est une représentation de l'invention, sous la forme d'un dessin didactique, faisant apparaître les éléments essentiels et accessoires pouvant être mis en œuvre dans ce dispositif de visualisation enrichie grâce au procédé de réalité augmentée et permettant à l'opérateur de ne jamais quitter son champ opératoire lorsqu'il réalise ses mesures et/ou ses diagnostics, dispositif trouvant un intérêt tout particulier dans les domaines de la dentisterie.

Le dispositif comprend une caméra de prise d'empreinte optique (1) permettant au dentiste (6) ou au médecin d'effectuer ses mesures 3D dans la bouche ou sur la peau de son patient (7). Cette mesure étant très précise (quelques microns) et très proche des dents, la profondeur de champs est très faible, ce qui explique

qu'il doit procéder à un balayage de l'ensemble des dents (8), par photo successifs (one shoot impression) ou par filmage 3D (full motion). Dans le cas d'une analyse de tumeur.

Il pourrait aussi utiliser la porte empreinte, tel que décrit dans notre brevet US 8.520.925 renfermant plusieurs caméras lui permettant d'avoir en une seule fois l'ensemble de la bouche sans être obligé de la balayer.

Grace à ses lunettes à réalité augmentées (3), comme par exemple les Google glass mais ceci n'est pas limitatif car il existe d'autres lunettes de ce type, le praticien (6) a une vision naturelle stéréoscopique de la bouche donc de la zone qu'il mesure et qu'il étudie (8). Lorsque l'opérateur regarde cette zone de travail, les caméras stéréoscopiques (9) faisant partie des lunettes, observent la même scène et sont capables de procéder à un relevé d'information conduisant à la création d'un nuage de points dit « de visualisation ». Comme la tête du dentiste peut bouger par rapport à la zone observée, il a été adjoint des accéléromètre/gyromètre/magnétomètre 3D proche des yeux (10) facilitant le suivi dans l'espace l'axe d'observation du clinicien. Ceci n'est pas obligatoire mais facilite grandement le travail lorsque l'observateur doit déplacer son regard en dehors de la zone de travail, et y revenir pour continuer son travail.

Les deux mesures, celles obtenues avec la caméra endobuccale (1) ou le porte empreinte et celles obtenues avec les lunettes disposant de la réalité augmentée (3) fournissent deux fichiers correspondant à la même zone mais n'ayant pas la même précision. Ces fichiers peuvent être de simples informations électro-optiques ou des informations plus sophistiquées comme des représentations numériques sous forme de nuages de points ou même de modélisations surfaciques ou volumiques. Dans tous les cas existent entre ces deux fichiers des valeurs communes comme par exemple les points se situant dans des zones identifiables facilement comme le sommet des cuspidés des dents 8) ou le fond de leurs sillons. Ces zones ou de valeurs de références communes permettent à l'unité centrale

(4) de fusionner et/ou de superposer les deux fichiers en un seul tout en leur préservant leurs spécificités.

De même l'utilisation d'un éclairage spécifique (2) peut faciliter la lecture 3D des dents qui ont une réflexion très spéculaire. Cette invention est parfaitement compatible avec ce type de caméra inventée par Duret en 1970. Ainsi la lumière spécifique peut être une projection active et structurée comme par exemple la projection de grilles ou autres motif. On peut aussi utiliser des caméras n'utilisant pas de lumière structurée mais s'appuyant sur les principes de la stéréoscopie passive (AWS ou autre), ou sur la technique comme le temps de vol (ou « time flight ») ou des techniques holographiques ou ses dérivés comme l'OCT. Ce nouveau dispositif est totalement universel et applicable à toute forme de mesures localisées endobuccale. A la différence des techniques architecturale utilisées classiquement par des lunettes à réalité augmentée qui recherchent des points spécifiques, il utilise une double empreinte optique, celle issue des caméras (1) et celle réalisées en même temps ou en temps différé au travers des lunettes à réalité augmentées (2) pour les enrichit et/ou les substituer en fonction de leur degré de précision.

Il peut aussi adjoindre à son fichier de mesure constitué par exemple d'un nuage de points d'autres fichiers venant de périphériques (4) (autres nuages de points) complémentaires comme des informations radiologiques (11) ou ultrasoniques ou même de simple information volumétriques exo buccales obtenus à l'aide de caméras 2D (12) ou à large champ (13)

De même il peut aussi exporter ces données pour les visualiser sur un écran périphérique (14) pour ses assistants ou son UC (5) avec lesquels il communique à l'aide d'un micro sur les lunettes (15) ou indépendant (16) ou encore les exploiter pour faire un usinage rapide (17) en cours de travail lui permettant de mieux comprendre l'environnement immédiat lors de la préparation des dents qui vont recevoir la prothèse. Cet usinage peut se faire par soustraction (usinage conventionnel par fraisage) ou par

addition (usinage non conventionnel comme la fusion laser ou la stéréo lithographie).

Il va de soi que dans le cas de l'utilisation d'un porte empreinte optique, toute l'arcade serait recouverte et le clinicien ne serait pas déranger par l'éclairage utilisé (continu ou pulsatile).

La figure 2 représente l'invention sous la forme d'un prototype dont une partie a déjà été réalisée. Dans le cas présenté, il est utilisé une caméra de lecture endobuccale Condor (1) en stéréoscopie passive et à éclairage spécifique (2) pour mesurer les dents et la gencive (lumière blanche à dominante bleue). Elle est issue de notre laboratoire. L'unité centrale (5) sous forme de portable est puissante et conventionnelle mais les logiciels sont spécifiques à l'invention. Nous utilisons ici les Google Glass (3) classiques auxquelles nous avons fixé des accéléromètres. La caméra normale 2D est un périphérique accessoire en entrée des données (13), elle peut être remplacée, entre autre, par une machine par addition de matière (imprimante 3D) ou par enlèvement de matière (usinage conventionnel ou non conventionnel), en sortie de données, adaptée aux laboratoires ou aux cabinets dentaire (17). Nous voyons aussi un écran déporté pour l'assistante dentaire (14)

Ce prototype nous a permis de faire des correspondances schématisées que nous trouverons représentées dans la figure 5.

La figure 3 est importante car elle est la représentation en diagramme du cœur du dispositif, objet de l'invention.

Nous y trouvons la caméra endobuccale (1), pouvant être remplacée par un porte empreinte optique, servant à la lecture précise en bouche et utilisant ou n'utilisant pas de lumière structurée, l'éclairage spécifique ou non permettant une vision optimale de la bouche des dents et de la gencive (2), le système d'affichage et de visualisation (3) permettant au clinicien de voir son champ opératoire en vision directe mais aussi d'y voir s'afficher progressivement la modélisation très précise réalisée par la

caméra endobuccale (1), les périphériques apportant des informations complémentaires mémorisées (4) pouvant apparaître directement dans le champ opératoire sous forme d'information en réalité augmentée, le tout sous le contrôle de l'unité centrale de traitement (5) retenant les programmes et les données mémorisées.

Le diagramme de la figure 4 illustre ces différentes étapes de mise en correspondance des deux vues prises à l'aide des lunettes à réalité augmentées et la vue prise à l'aide de la caméra endobuccale ou du porte empreinte optique.

Il nous permet de décrire la manipulation du clinicien de la manière suivante : le praticien (6) observe le champ de travail (8) dans la bouche de son patient (7) directement au travers de ses lunettes à réalité augmentée (3) afin que les caméras fixées sur ces dernières (9) effectuent un relevé du nuage de points (18) permettant à l'unité centrale (5) de modéliser l'ensemble de la surface dans un référentiel connu et métrique général et insuffisamment précis pour réaliser une prothèse dentaire en utilisant, par exemple, le principe de la stéréoscopie. Plus il y aura de caméras et plus ce relevé sera précis et le nombre de points relevés élevé facilitant ainsi la corrélation avec les vues issues de la caméra endobuccale (1).

Le praticien (6) prend alors la caméra endobuccale ou le porte empreinte optique précis (1) à la main et effectue un balayage précis des dents, de la gencive ou éventuellement de la peau conduisant à la création d'un deuxième nuage de points (19) proche mais beaucoup plus précis que celui obtenu à l'aide des caméras fixées sur les lunettes (3), ayant une plus forte densité donc une plus forte précision. Pour ce faire il peut utiliser une caméra projetant une lumière structurée ou utilisant une lumière non structurée (2). Il peut le faire sans balayage s'il utilise un porte empreinte optique tel que décrit dans notre brevet US 8.520.925.

Pendant cette lecture endobuccale à l'aide de la micro caméra ou du porte empreinte optique (1), l'unité centrale (5) reconnaît et

corrèle les deux nuages de points obtenus (21). Ceci conduit confondre les deux nuages de points, le nuage initiale issus des caméras des lunettes (3) et au fur et à mesure le nuage de points issu de la lecture précise faite par la caméra endobuccale (1) ou le porte empreinte optique. Cette double modélisation apparaît dans le champ de vision de l'opérateur (22) sans qu'il soit nécessaire pour lui de suivre son travail sur un écran déporté (14). Il verra donc se construire, grâce à notre invention, directement sur les dents qu'il mesure dans la bouche de son patient les zones mesurées par rapport à celles qui ne le sont pas encore.

Pour encore mieux comprendre ce nouveau dispositif, objet de l'invention, nous nous reporterons aux figures 5 et 6.

Dans les figures 5 nous découvrons le champ buccal observé par l'opérateur durant son acte médical. Le clinicien observe d'abord l'arcade (23) de son patient (figure 5a) et en même temps les caméras fixées sur ses lunettes à réalité augmentée effectuent le relevé du nuage de point de l'arcade présentée. Il s'agit d'une modélisation 3D (18) moyennement précise où des vues 2D ou 2D1/2 seraient suffisantes. Il prend alors sa caméra endobuccale (1) ou son porte empreinte optique et commence à effectuer le relevé précis des dents, de la gencive et/ou de la peau. Nous avons un aperçu de cette modélisation précise (24) (figure 5b) en vue vestibulaire 3D (ici avec le soft Mesclat) d'une partie de l'arcade du même patient (7) effectuée à l'aide d'une caméra Condor 3D endobuccale. Ces deux informations permettent à l'unité centrale de faire correspondre les deux nuages de points (21) dans le champ observé par le clinicien (23). Ce dernier voit (figure 5c) apparaître au fur et à mesure de son travail avec la caméra endobuccale (1) se substituer et/ou se sur ajouter la modélisation précise (24) sur la totalité de l'arcade à mesurer (23) avec précision. La réalité de l'arcade réelle est donc augmentée par l'indication des zones mesurées (25) par rapport à celles qui ne le sont pas (26) ce qui lui permet de contrôler l'avancement de son travail.

Grace à la réalité augmentée, et en fonction de la qualité des informations recueillies par la caméra endobuccale, nous pouvons imaginer des surimpressions ou la superposition (25) de différents indices comme, et ceci n'est qu'un exemple, une variation de couleurs monochrome rouge si la prise précise est insuffisante, vert si elle est parfaite, laissant à l'opérateur le choix de continuer son balayage avec sa caméra endobuccale (1) ou revenir sur une zone imprécise. Nous aurions les mêmes indications si nous avions utilisé un porte empreinte optique.

De même peuvent apparaître dans le champ des lunettes à réalité augmentées des signes particuliers, ici une flèche (27) indiquant une zone particulière ou rappelant une action particulière à effectuer. Comme nous le verrons, ces indications non obligatoires pour la mise en œuvre de l'invention mais permise grâce au principe de la réalité augmentée associé à notre double corrélation de modélisation propre à notre invention, sont très intéressantes durant le travail du clinicien dans la mesure où celui-ci n'a plus à quitter le champ opératoire des yeux.

Dans les figures 6a, 6b et 6c nous pouvons mieux comprendre le principe de la superposition de ces deux prises de vue associée à la réalité augmentée, base de notre invention, et voir des réalisations de corrélation à partir d'un model réel (figure 6a). Sur la figure 6b, nous avons la corrélation d'un nuage de point (28) issu de la caméra endobuccale (1) sur les deux dernières molaires, alors que la figure 7c on utilise une modélisation filaire (29) pour appuyer notre corrélation de l'hémi arcade du model visible dans la bouche (figure 7a).

La figure 7 montre une partie des possibilités offertes par les périphériques associés à notre dispositif de double vue en empreinte optique propre à notre invention, dans le domaine de la dentisterie, permettant au clinicien de ne jamais détourner les yeux de sa zone de travail.

Le fait d'avoir une empreinte optique très précise, apportée par la caméra endobuccale (1) ou par le porte empreinte optique

corrélée et venant enrichir la vue imprécise donnée par les caméras (9) présente sur les lunettes du dentiste (6) permet à ce dernier de voir un objet réel relativement imprécis mais de pouvoir travailler sur un nouvel environnement virtuel, d'une manière totalement transparente, en bénéficiant de la haute précision apportée par la caméra endobuccale et ou le porte empreinte optique (1).

En particulier toute information issue des extensions périphériques (4) décrites dans la figure 7, que ce soit des données dynamiques de mouvement (30), des données des couleurs présentes dans la bouche (31) des données issues de caméras externes (13) des données issues de capteurs médicaux analysant les état physiologiques du patient (32), des données radiologiques (11) ou arrivant en temps réel ou différés, des données externes arrivant par les voies de la télémédecine (33 & 34) ou en stockage dans l'unité centrale (5), toutes ces informations seront corrélées, non pas sur une vue générale imprécise sur un écran déporté (14) mais reportées sur une modélisation précise (24) obtenue en haute définition avec la caméra endobuccale (1) et/ou le porte empreinte optique corrélée sur la vision directe moins précise mais directement observée (23) par le clinicien dans son champ de travail en bouche (8).

De même son geste sera d'autant plus libre et sa vision directe que la connexion (35) entre ces différentes unités se fera par un long câble ou sans câble (Wifi, Bluetooth..). Selon l'invention les connexions sans fil sont préférées, mais ceci n'est pas limitatif de l'invention. Si elles se font par câbles, nous utiliserons, par exemple, une connexion USB autoalimentée.

Si nous lui préférons une connexion sans fil, la connexion peut être par exemple en mode Wifi, mais ceci n'est pas limitatif selon l'invention. Dans ce cas, si elle n'est pas présente originellement dans le périphérique, l'antenne sera ajoutée dans la caméra (1), les lunettes à réalité augmentée (3) et les autres périphériques (4). De même, sur l'ordinateur (5) ou éventuellement sur un boîtier intermédiaire sera introduite dans

la connexion USB une antenne d'envoi et de réception des données correspondant aux ordres donnés par le dentiste (8) à l'aide de son micron (15-16), par le programme situé dans la caméra (1), dans l'ordinateur (5) ou le boîtier intermédiaire s'il ne dispose pas de cette fonction de transmission. Cette disposition permettra une communication rapide, conviviale et aisée quelque soient les configurations des cabinets dentaires ou des laboratoires de prothèse.

Comme nous le voyons sur la figure 7, il est possible d'envoyer ou de recevoir d'autres informations (4) importantes pouvant être mises en œuvre grâce à cette invention. Elles permettent au clinicien (6) de travailler dans le confort et la précision. Ceci est rendue possible grâce à la fusion de l'image précise (21) de la caméra endobuccale (1) sur l'image générale (22) donnée par les lunettes (3), sans qu'il quitte des yeux son champ opératoire (8).

Ainsi et Avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, le praticien recevra des informations non seulement statique (figure 3) mais dynamiques (30) en suivant les mouvements dans le temps des variations de la vue enrichie par la caméra endobuccale (1) et visualisée en réalité augmentée au travers de ses lunettes (6).

Sur le diagramme de la figure 8, nous comprendrons mieux ce principe, caractéristique additionnel de notre dispositif, objet de l'invention. Le clinicien peut suivre dans le temps les déplacements du nuage de points de la mandibule par rapport au nuage de points maxillaire obtenu après une lecture complète ou partielle des arcades supérieure (maxillaire) et inférieure (mandibule). Ce sont les mouvements d'occlusion.

En premier lieu, le dentiste fait une empreinte optique du maxillaire supérieur (36) puis de la mandibule (37) de son patient. Cette vue, à la différence de ce qui avait décrit dans le brevet de Duret F 2.525.103 ou US 4.611.288 n'est pas observée sur un écran mais directement dans la bouche du patient selon le

principe même décrit propre à notre invention. Il demande alors à son patient de serrer les dents en occlusion clinique statique thérapeutique ou de convenance, puis il reprend sa caméra endobuccale afin d'avoir une visualisation et une prise d'empreinte optique précise vestibulaire se substituant ou/et s'ajoutant à la vue générale observée au travers des lunettes à réalité augmentée (25). Cela lui permet, selon les principes décrits dans le brevet F 5.525.103 d'avoir une vue (39) réunissant ses deux arcades selon les principes cliniques de l'occlusion clinique.

Ceci permet au clinicien de travailler, non pas sur un modèle de travail, mais directement dans la bouche du patient, limitant ainsi les opérations (plus de model en plâtre) et agissant avec précision en temps réel.

Cela permet aussi de déterminer les contacts occlusaux, c'est-à-dire les zones où les dents du haut et celle du bas se touchent (40). S'il met entre les dents, à ce moment, des jauges de pression ou autres moyens de mesure de pression et de surfaces de pression, grâce à ce périphérique (8) il peut avoir une valeur de la pression exercée et la surface impliquée à chaque niveau des contacts occlusaux. Nous retrouvons dans la figure 8b une vue de ces contacts occlusaux visualisés sur une arcade modélisée avec le logiciel développé spécifiquement par plusieurs sociétés sur les principes du brevet Duret F 5.525.103. Cette valeur peut aussi être trouvée par le très léger mouvement des dents au moment où le patient serre les dents, valeur mesurée grâce à la vue très précise, à quelques microns près, mesurée par la caméra endobuccale au moment où le patient serre les dents selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention.

De la même manière et toujours selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention le praticien demande alors à son patient de déplacer sa mandibule suivant des mouvements connus en dentisterie, nommés mouvements occlusaux (41), afin de déterminer les contacts dits prématurés visibles sur la figure 8c. A la différence de la méthode actuelle où ces

contacts sont visibles seulement sur un écran déporté (figure 8c), grâce à l'utilisation des lunettes à réalité associée à notre lecture précise donnée par la caméra endobuccale, le clinicien peut suivre ces mouvements et l'apparition de ces contacts directement dans la bouche du patient. Il voit en bouche et directement « plaquées » sur dents naturelles les arcades modélisée avec précision grâce à la substitution et/ou l'addition de la mesure précise issue de la caméra endobuccale caractéristique de notre invention. Il voit aussi les mouvements et (42) tous les contacts prématurés, sans avoir à chercher où ils sont où à détourner son regard. Cela facilite son travail d'ajustage de l'occlusion dynamique, tout particulièrement à la suite d'une opération de coronoplastie ou de pose d'une prothèse.

A partir de cet instant, s'il utilise le dispositif d'analyse mandibulaire (30), tel que décrit dans la figure 9 et dans notre brevet d'invention n° US 5.143.086, il peut suivre les mouvements mandibulaires directement dans la bouche de son patient (41), avoir les trajets d'occlusion, les déterminants antérieurs et postérieurs et l'indication des contacts (42) nécessitant d'éventuelles corrections sans jamais détourner son regard sur un écran déporté (figure 8c).

Nous comprenons que pour cela suffit d'indexer en temps réel le facteur temps/mouvement sur le nuage de points ou sur la modélisation. De même ce facteur peut être utilisé par l'unité centrale (5) et sa mémoire en temps différé si l'opérateur souhaite observer ces mouvements plusieurs jours, mois ou années après dans le but de faire une analyse de l'évolution de la pathologie ou de sa thérapeutique occlusale. En effet, pour accrocher cette corrélation dans le temps, il existe toujours des nuages de points communs subsistants comme les sillons sur les dents ou la structure de la gencive comme nous le connaissons dans l'étude des empreintes digitales. Cela permet un suivi précis grâce à la vue de la caméra endobuccale (1) et évolutive si la prise de vue est faite ultérieurement et corroborée à la ou les vues initiales.

Sur la figure 10 , de même manière, avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, il peut voir durant son travail de préparation d'un site de réception d'une reconstitution (43), qu'elle soit partielle (inlay, onlay ...) unitaire (couronne, reconstitution corono-radiculaire, endo-couronne ...) ou pleurale (bridge, implants, support de crochets en prothèse adjointe ...) des indications partielles directement reportées sur la modélisation précise qui se trouve confondue avec les dents naturelles visible dans la bouche du patient (44) au travers des lunettes à réalité augmentées, sans devoir détourner son regard. Ces indications peuvent être de différentes formes (flèches, surimposition colorées pour les contres dépouilles etc ...) mais elles sont toujours visible dans la bouche du patient, objet du traitement.

En particulier, et par exemple suivant la sélection du matériau qu'il utilise, sa préparation doit répondre à des critères précis de formes et d'espace. Le praticien peut contrôler, directement dans la bouche de son patient, si ces critères sont suffisamment respectés. En effet, grâce à notre invention, nous pouvons projeter sur les dents en préparation, vu au travers des lunettes à réalité augmentée mais visible de façon beaucoup plus précise grâce à la caméra endobuccale ou au porte empreinte optique, ce que doit être une bonne préparation (44) ou le bon axe de parallélisme pour un bridge (45) ou un implant par rapport à ce qu'il est en cours du travail (46). Cette information est adaptée très précisément à la dent spécifique du patient qui est travaillée. Avantageusement cela permet au clinicien de contrôler son travail au fur et à mesure qu'il l'effectue. Par exemple en appliquant les principes des brevets de Duret (US 4.611.2888 ou US 5.092.022) que l'on retrouve intégralement dans les logiciels Dentalwings ou HexoCad, nous avons une visualisation de l'intrados idéal et des partie non encore correctement taillée sont, par exemple et ceci n'est pas limitatif, surlignées en rouge ou dans une autre couleur.

Avantageusement comme nous le voyons sur la figure 11, après avoir réalisé la préparation, nous projetons et visualisons directement en bouche sur l'arcade de notre patient (47) la modélisation finale de la prothèse (48), à l'aide de ces logiciels connus et disponibles dans le monde dentaire comme DentalWings et HexoCad sans l'avoir encore réalisée. Ces logiciels, issus des travaux de Duret, sont capables de construire toute forme de prothèse sur toute forme de préparation dentaire dans la mesure où elles sont proprement modélisées. Malheureusement aujourd'hui, cette intégration de forme se fait sur un écran déporté. Il n'existe pas de corrélation directe entre la bouche du patient et la modélisation de l'arcade. Notre invention permet de bâtir cette modélisation de la surface externe de la prothèse, sous forme surfacique ou volumique, directement dans la bouche du patient sans qu'il soit nécessaire d'avoir recours à un écran déporté.

Il est même possible d'agir sur la forme modélisée pour qu'elle soit parfaitement adaptée à l'anatomie, à la physiologie et à l'esthétique de notre patient car elle est réalisée directement dans sa bouche en s'appuyant sur la modélisation issue de la réalité augmentée visible au travers des lunettes et suffisamment précise grâce à la mesure faite avec notre caméra endobuccale ou notre porte empreinte optique.

Comme nous le voyons dans la figure 12, avantageusement et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, le praticien peut avoir une représentation en couleur de sa prothèse en cours ou à la fin de réalisation (49) et ce directement dans la bouche de son patient sur son arcade (47). Depuis les différentes publications de Duret dans les années 1980 et conformément à son brevet (EP 19890402814) correspondant au spectro-colorimètre « Shade master » de la société Bertin, nous savons que la couleur d'une dent et d'une prothèse dentaire doivent être confondue dans une même bouche pour qu'il en ressorte une certaine harmonie. Le plus difficile n'est pas de mesurer cette couleur car il existe pour cela des teintiés mais aussi des appareils colorimètres ou spectro-colorimètres directement issus

du « shade master » de Bertin. Ils font partie des périphériques (31) de notre invention. Le plus complexe est de savoir comment cette couleur mesurée s'adapte dans la bouche du patient.

Grace à notre invention, il nous est possible de voir directement en bouche (47) l'influence de la sélection des couleurs dans son intégration dans la bouche de notre patient. En plus de cela, nous avons la possibilité de colorer notre prothèse directement en bouche. Pour cela nous procédons comme suit :

- a) Nous réalisons la modélisation extérieure de la prothèse (49) en utilisant les principes édictés par Duret en 1985 (ligne de finition, contact, ligne des plus grands contours) et développée par les logiciels connus dans le commerce. Grace à notre invention nous obtenons non pas sur écran mais directement en bouche, sur la modélisation précise non colorée issue de la caméra endobuccale ou le porte empreinte optique et vue directement sur les dents du patient grâce à la réalité augmentée apportée par nos lunettes, la forme extérieure finale avant que celle-ci soit réalisée. (figure 12a)
- b) Cette première étape de l'invention à l'avantage de permettre au clinicien de corriger directement en bouche la forme de sa prothèse (48) en fonction des critères fonctionnels, esthétique et thérapeutiques, bases de toute réalisation prothétique.
- c) Lorsque la forme est convenable, ou avant ce travail, le clinicien analyse la couleur des dents naturelles soit manuellement à l'aide de son teinté, soit à l'aide d'appareil type colorimètres ou spectro-colorimètres soit, enfin, à l'aide de la caméra endobuccale dans la mesure où celle-ci utilise des CCD couleurs ou des CCD noir et blanc mais pouvant en déduire les couleurs grâce à un calibrage approprié. Cette analyse peut se faire localement (collet/centre/bord) (50) ou de manière générale (moyenne couleur obtenue sur toute la surface) (figure 12b).

- d) Le clinicien demande alors à son logiciel de lui projeter, non pas une forme sans couleur, mais une forme à laquelle est associée la teinte mesurée précédemment (49). La réalité augmentée permet au clinicien de voir sa dent dans la bouche du patient au travers de ses lunettes en respectant la précision apportée par la caméra endobuccale mais aussi la teinte choisie ou mesurée.
- e) A l'aide d'un teinté virtuel (51), il peut modifier interactivement cette teinte sur toute la surface ou dans des zones précises et voir les conséquences de ces modifications sur l'intégration de sa prothèse directement dans la bouche du patient. Ainsi sur la figure 12a, il peut voir qu'il existe des zones sombres (52) qu'il lui faut modifier avant de lancer la fabrication.
- f) Il va de soi que, si la (es) caméra (s) des lunettes à réalité augmentée sont suffisamment précises, nous pouvons éviter le balayage de la caméra endobuccale car la précision de la position des couleurs n'est pas aussi importante que celle nécessaire à la réalisation de la forme de la prothèse.

Avantageusement comme le montre la figure 13 et selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, le report de la vue générale enrichie par la vue précise, peut être reportée sur une troisième vue encore plus large grâce à une caméra à large champ comme une caméra exo buccale (13). Cela permet d'intégrer l'ensemble des applications précédentes, en particulier l'arcade du patient modélisé précisément (47) et ses variantes, sur toute ou partie du visage du patient (53). Cela permet au clinicien d'affiner l'esthétique de la future prothèse directement sur son visage, sans avoir recours à un écran déporté. En effet nous pouvons comprendre facilement qu'il y trouve des informations complémentaires nommés classiquement « composantes esthétiques générales » comme, et ceci est un exemple non limitatif, la ligne du sourire, le plan de Camper ou la position des commissures des lèvres (54).

Il est à signaler que ces lignes sont retrouvées automatiquement par notre logiciel et indiquées dans le champ de vision au travers des lunettes à réalité augmentée. Cette analyse, ne nécessitant pas une grande précision elle peut être traitée à partir de vues 2D ou 2D1/2 par un périphérique plus simple et moins cher comme une caméra exo buccale ordinaire (13).

Enfin et avantageusement selon une caractéristique additionnelle du dispositif selon l'invention, l'unité centrale est connectée à des informations extérieures, grâce au réseau de télé-médecine (10) lui permettant d'afficher des informations temps réel sur des images nécessitant certaines expertises (préparation) ou un réseau interne déporté (12) destiné au assistants et/ou aux élèves dans des centre d'enseignement.

Il ressort de la description qui précède que la présente invention, répond parfaitement aux problèmes posés, en ce sens, qu'elle apporte une réelle réponse pour l'optimisation des mesures et des visualisations 3D dentaires diagnostic et thérapeutique sans que l'opérateur et/ou le clinicien soit obligé de quitter des yeux le champ opératoire.

Il en ressort que de multiple application sont disponible grâce aux possibilités de visualiser, avec une grande précision, le travail directement en bouche sans devoir passer par la visualisation sur un écran déporté.

Il ressort aussi de cette description, qu'elle permet, de résoudre les problèmes fondamentaux, comme le contrôle de l'acte clinique, ceci 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 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 qui intéressent les tissus durs et les tissus mous.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de visualisation de l'intérieur d'une bouche d'un patient, le dispositif comprenant une caméra à trois dimensions adaptée à prendre une empreinte optique d'organes de la bouche, caractérisé en ce qu'il comprend une paire de lunettes à réalité
5 augmentée ayant, d'une part, un verre optique au travers duquel un porteur de la paire de lunettes peut voir l'intérieur de la bouche du patient, et, d'autre part, une caméra de visualisation filmant ce que le porteur voit au travers du verre optique, des premières images issues de la caméra de visualisation étant
10 corrélées avec des secondes images issues de la caméra à trois dimensions, au moins les premières ou les secondes images étant projetées sur le verre optique.
2. Dispositif de visualisation selon la revendication 1, caractérisé en ce que la caméra à trois dimensions adaptée à
15 prendre une empreinte optique d'organes de la bouche est une caméra endobuccale.
3. Dispositif de visualisation selon la revendication 1, caractérisé en ce que la caméra à trois dimensions adaptée à prendre une empreinte optique d'organes de la bouche est une
20 caméra portée par la paire de lunettes différente de la caméra de visualisation.
4. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comprend un système d'éclairage adapté à permettre une prise d'empreinte optique d'organes de la bouche.
- 25 5. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que la corrélation des premières images issues de la caméra de visualisation avec les secondes images issues de la caméra à trois dimensions adaptée à prendre une

empreinte optique d'organes de la bouche est réalisée par superposition des premières images avec les secondes images correspondantes.

5 6. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que la corrélation des premières images issues de la caméra de visualisation avec les secondes images issues de la caméra à trois dimensions adaptée à prendre une empreinte optique d'organes de la bouche est réalisée par remplacement des premières images par les secondes images
10 correspondantes.

7. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comprend une unité centrale adaptée à recevoir, mémoriser et traiter les premières images et les secondes images.

15 8. Dispositif de visualisation selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'unité centrale est adaptée à corrélérer progressivement, en fonction de la progression de la prise d'empreinte optique, les premières images issues avec les secondes images.

20 9. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 7 ou 8, caractérisé en ce que l'unité centrale est adaptée à projeter sur le verre optique des informations supplémentaires relatifs au patient.

25 10. Dispositif de visualisation selon la revendication 9, caractérisé en ce que les informations supplémentaires relatifs au patient comprennent des données à respecter pour la réalisation d'une prothèse dentaire.

30 11. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 9 ou 10, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un instrument périphérique relié à l'unité centrale et adapté à capter des informations supplémentaires relatifs au patient.

12. Dispositif de visualisation selon la revendication 11, caractérisé en ce que l'un des instruments périphérique permet soit de capter l'occlusion statique et les mouvements mandibulaires, soit de capter la couleur des dents, soit de capter la forme du visage, soit de capter les données physiologiques du patient.

13. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 9 à 12, caractérisé en ce qu'un instrument périphérique permet d'analyser des images endobuccales du patient préalablement prises par d'autres instruments périphériques.

14. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 7 à 13, caractérisé en ce qu'il comprend un microphone adapté à capter des ordres de commande provenant du porteur de la paire de lunettes et à les transmettre à l'unité centrale.

15. Dispositif de visualisation selon l'une des revendications 1 à 14, caractérisé en ce qu'au moins l'un des deux éléments pris parmi la caméra endobuccale et la paire de lunettes comprend au moins l'un des trois instruments de mesure pris parmi un accéléromètre, un gyromètre et un magnétomètre.

20

1/7

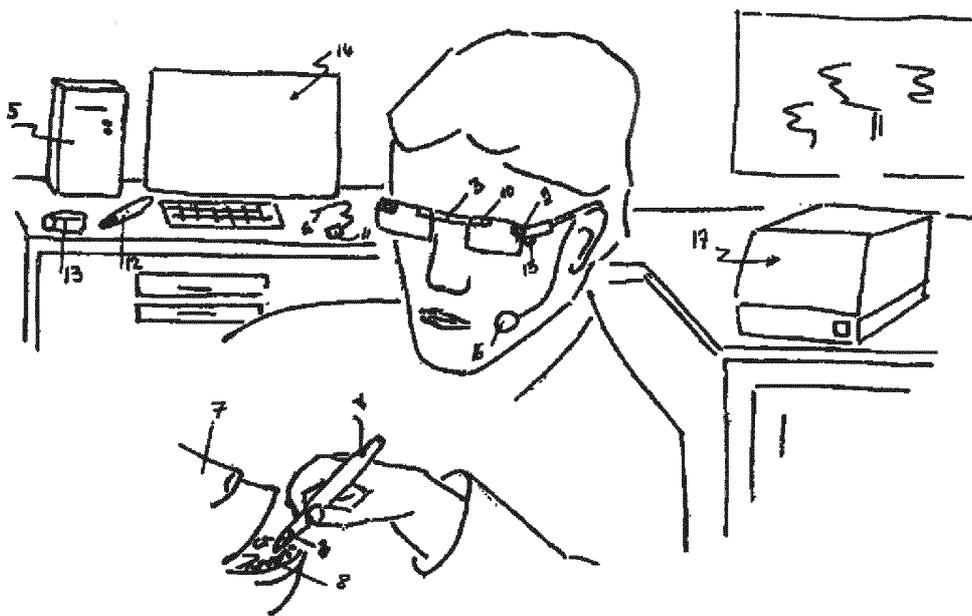


Figure 1



Figure 2

2/7

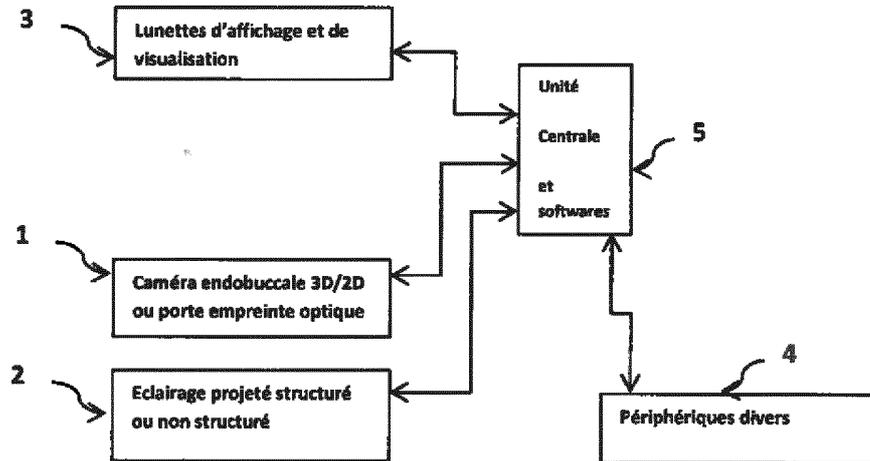


Figure 3

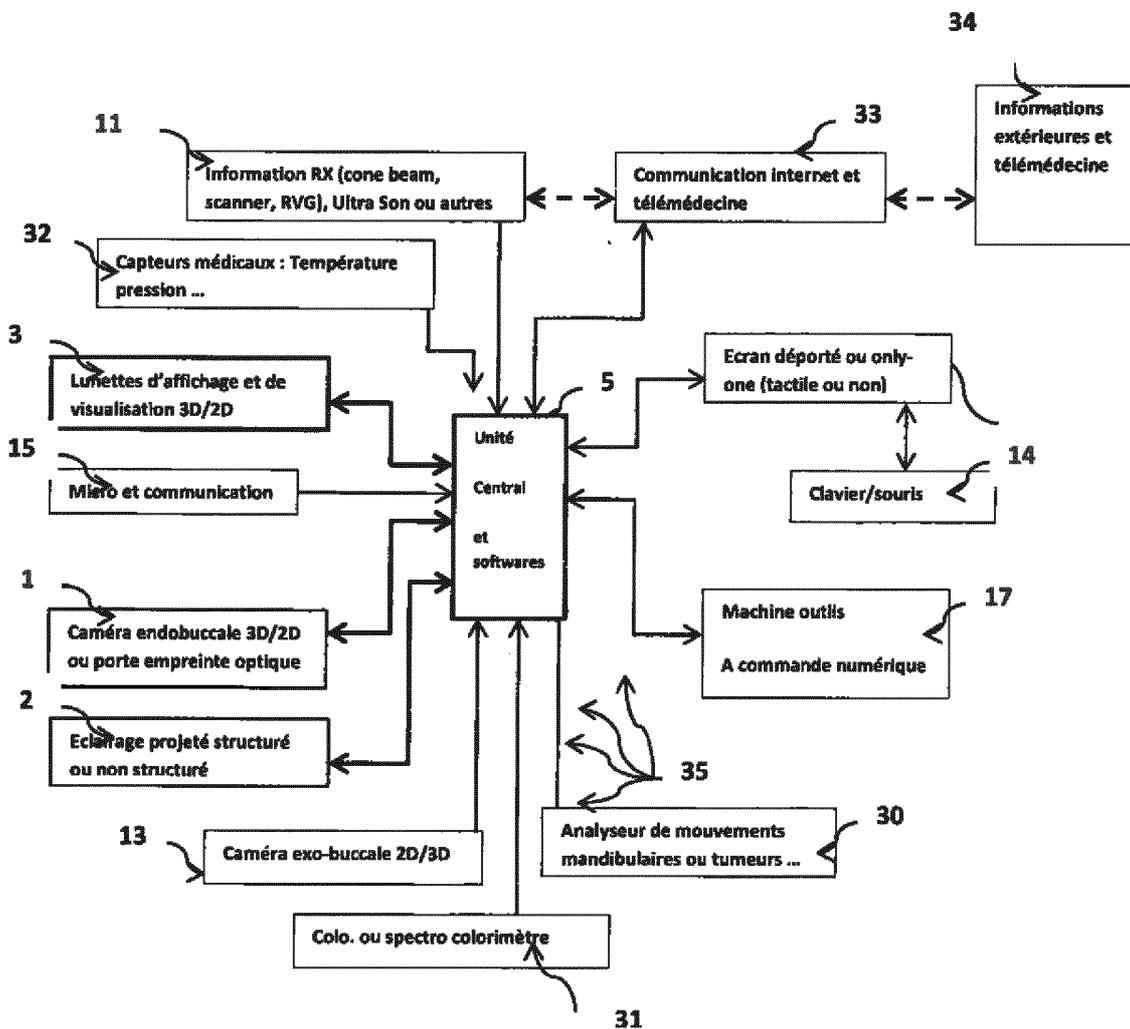
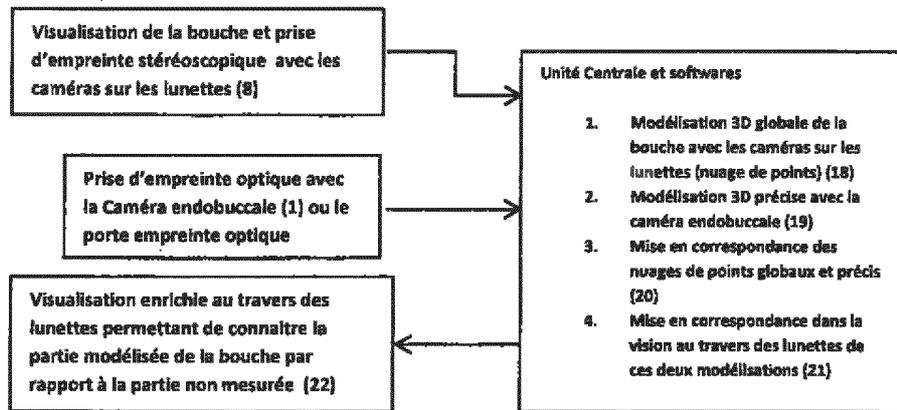
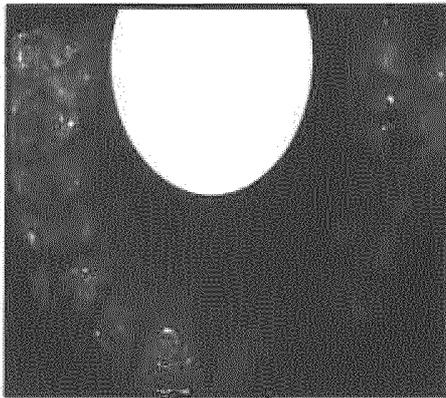
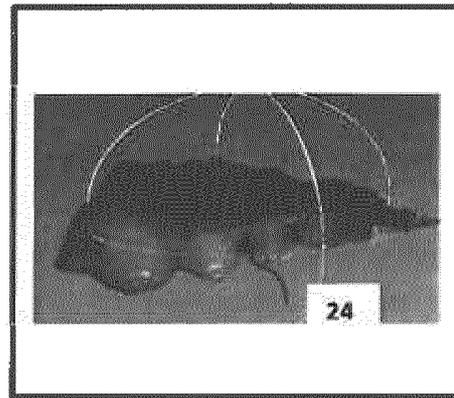
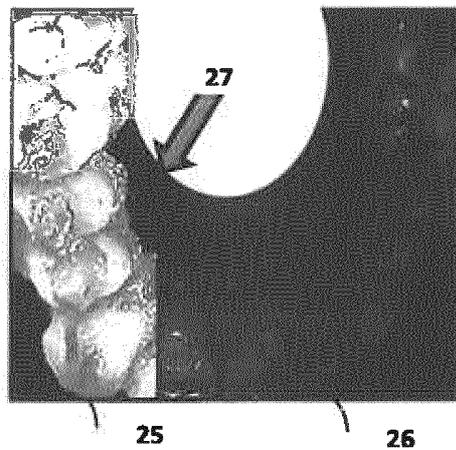


Figure 7

8/7

**Figure 4****Figure 5a****Figure 5b****Figure 5c**

4/7

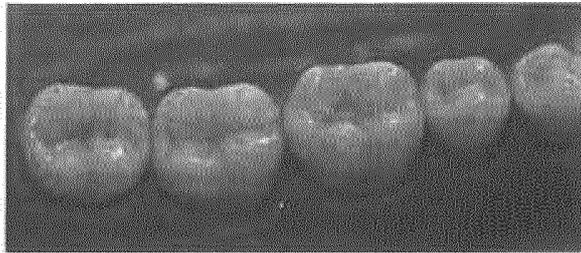
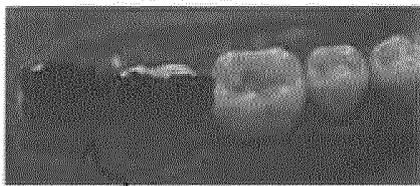
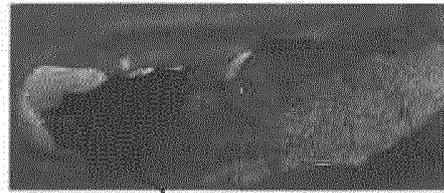


Figure 6a



28

Figure 6b



29

Figure 6c

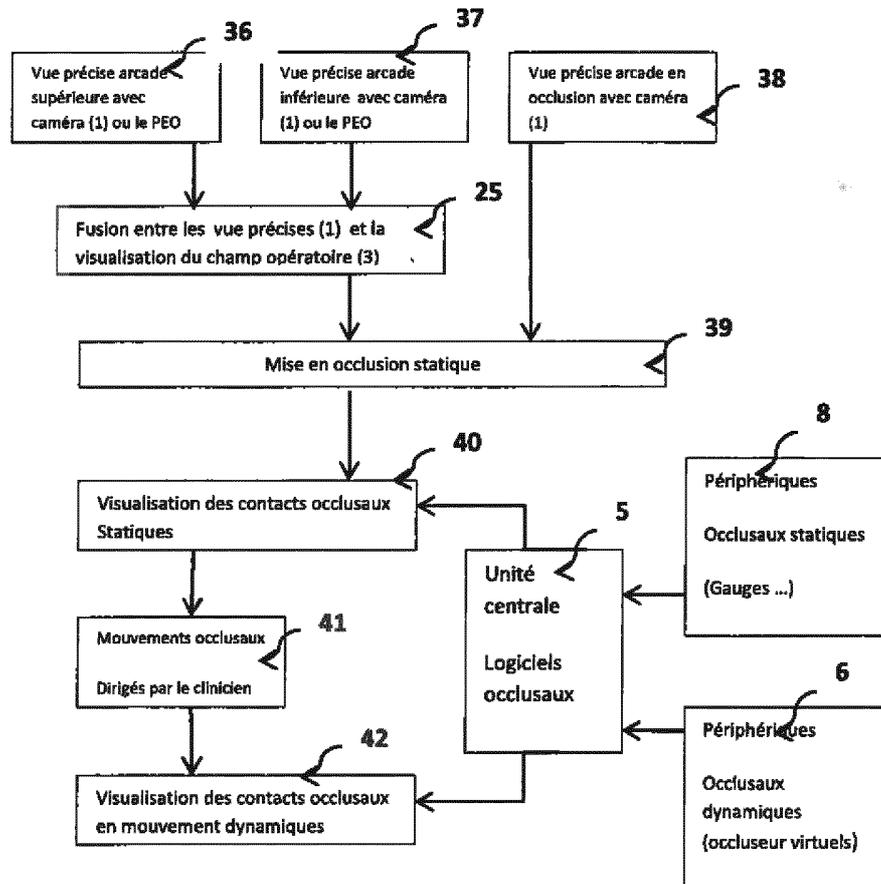


Figure 8a

S/A

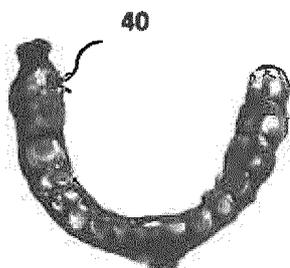


Figure 8b



figure 8c

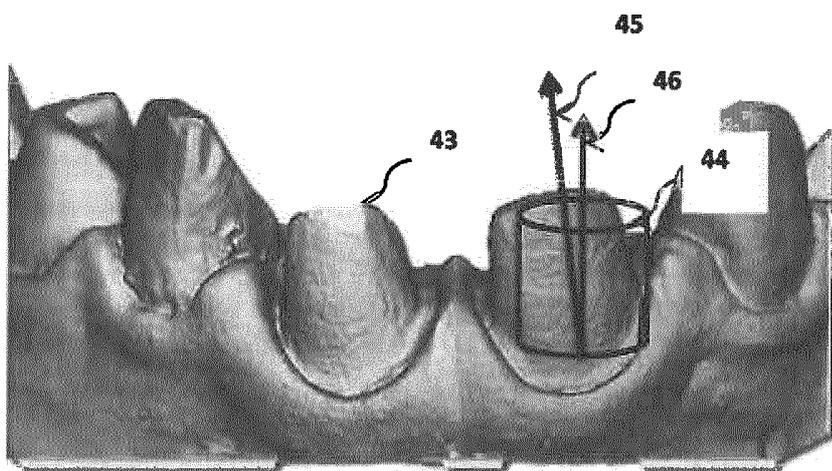


Figure 10

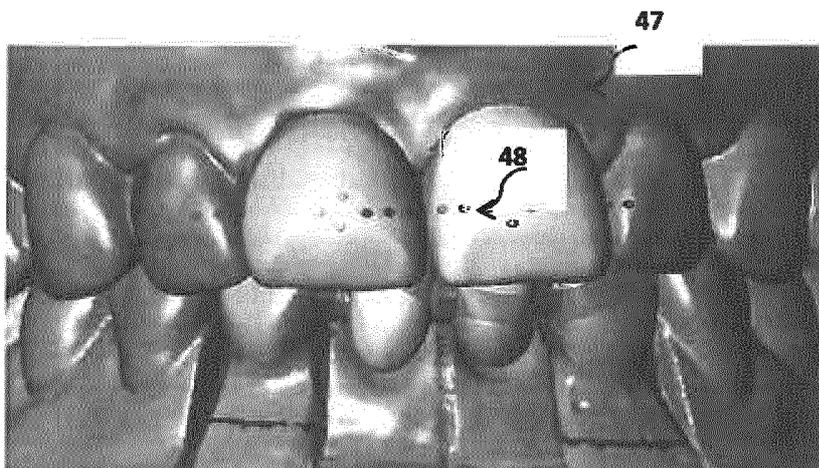


Figure 11

6/7

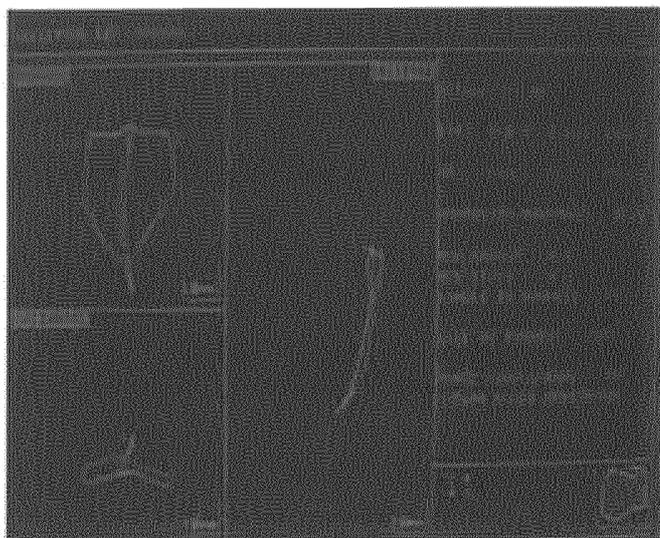


Figure 9

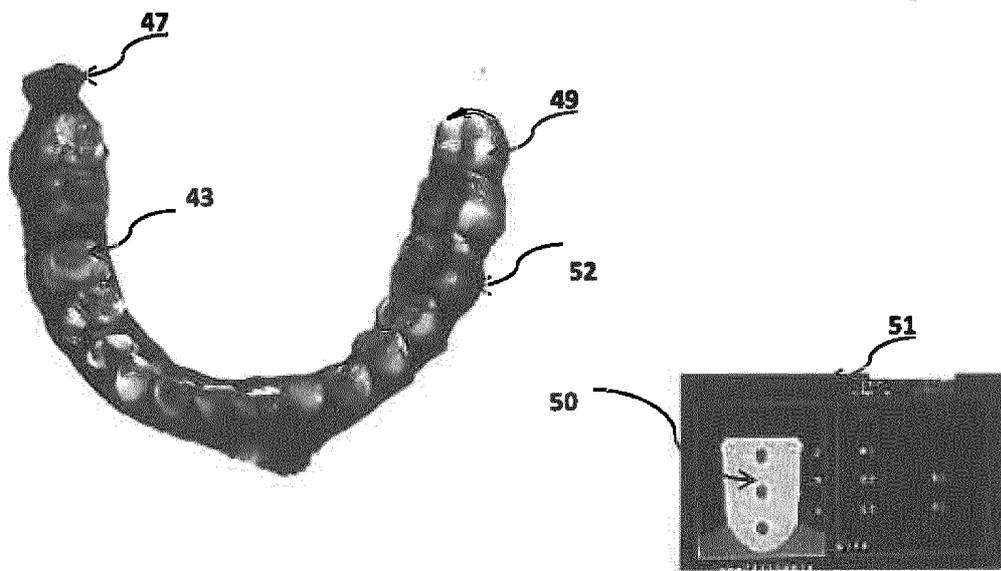


Figure 12a

Figure 12b

Figure 12

7/2

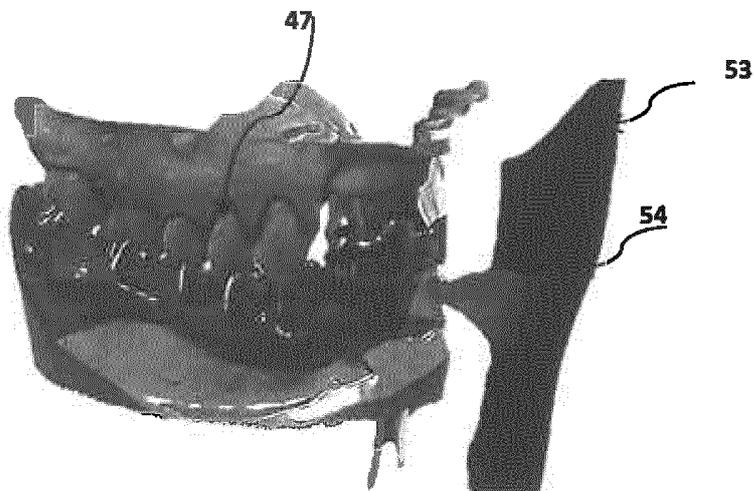


Figure 13