

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 623 150**

51 Int. Cl.:

A61B 1/24	(2006.01)
A61B 5/107	(2006.01)
A61B 5/00	(2006.01)
A61B 1/00	(2006.01)
A61B 1/06	(2006.01)
A61B 1/247	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.06.2011 PCT/FR2011/051300**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.12.2011 WO11154656**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.06.2011 E 11735457 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.12.2016 EP 2579766**

54 Título: **Dispositivo de mediciones tridimensionales y temporales mediante huella óptica en color**

30 Prioridad:

08.06.2010 FR 1054483

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

10.07.2017

73 Titular/es:

**DURET, FRANÇOIS (100.0%)
Château de Tarailhan
11560 Fleury d'Aude, FR**

72 Inventor/es:

DURET, FRANÇOIS

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 623 150 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Dispositivo de mediciones tridimensionales y temporales mediante huella óptica en color

5 La presente invención tiene por objeto un nuevo dispositivo de mediciones tridimensionales y temporales mediante huella óptica en color de un volumen de algunos centímetros cúbicos en la superficie del cuerpo humano, asegurando su integridad estructural, aplicable en el campo dental para tomas de vistas endobucal, pero asegurando también en estos campos, una ayuda al diagnóstico incluyendo, un sistema estereoscópico miniaturizado asociado en uno o varios captadores electrónicos de tipo CCD o CMOS en color una iluminación específica y modulada de LED de una o varias longitudes de onda que permitan medir unas superficies regulares
10 especulares o lambertianas sin depósito de "recubrimientos" en la superficie de los dientes o de la encía, una unidad central de gestión y de conversión de los datos analógicos a digitales, pero también y eventualmente unos programas de análisis de tinciones y movimientos para ayudar en los diagnósticos mediante una reflexión, penetración global o selectiva de los rayos luminosos LED cuidadosamente seleccionados en la iluminación utilizada, sin necesidad de medios de barrido mecánico, óptico o electroóptico.

La toma de la huella mediante unos medios ópticos con vistas a realizar diagnósticos o prótesis se ha descrito por primera vez en 1973 por el presente solicitante en su tesis de segundo ciclo (DDS) bajo el título "Empreinte optique". El presente solicitante ha realizado numerosas publicaciones sobre este asunto. Ha presentado principalmente la primera patente que trata de la interferencia para las tomas de huellas ópticas endobucal en los documentos US 4.663.720 y US 4.742.464, e igualmente US 4.611.288, pero también US 5.092.022. El presente solicitante ha propuesto igualmente la toma de huellas ópticas en odontología y medicina mediante proyección de máscaras, FR 84.05173), mediante barrido en fase perfilométrica en proyección cónica US 4.952.149, o mediante seguimiento dinámico mediante unos LED WO 94/00074.

Desde 1982 numerosos documentos tratan de la toma de huellas ópticas mediante barrido en fase perfilométrica en proyección paralela, del modelizado o de la fabricación de la prótesis apropiada.

Todos estos trabajos e invenciones han conducido a numerosas realizaciones y a más de veinte sistemas comercialmente disponibles.

Desde 2000, se han propuesto unas soluciones diferentes, no en la boca, sino sobre unos modelos en escayola realizados a partir de huellas realizadas en la boca mediante los métodos tradicionales, por ejemplo el documento US 7.399.181, o sobre unos modelos construidos mediante estereolitografía, documento US 10.726.257. Esta solución se ha propuesto también como complemento de los sistemas para dentistas con un escaneado sobre modelo mediante proyección de puntos o de tramas, documento US 7.335.876.

En el campo de la ortodoncia se han realizado otras proposiciones para utilizar la huella óptica como se muestra en el documento US 7.361.018. Estos sistemas han permitido, entre otros, el desarrollo comercial del sistema descrito en los documentos US 7.361.017, US 7.393.208, o US 6.318.994, US 6.802.713, US 11.405.972.

Como se puede ver, en todos estos sistemas, pocos son trasladables a la boca por las razones siguientes:

- el escaneado es muy lento, el barrido pasa de los 2 minutos por diente a 2 segundos para los más rápidos,
- el aparato obliga a tener una cámara en posición constante con relación al objeto, lo que obligaría a fijar la cámara, y la cabeza del paciente,
- el mecanismo de desplazamiento continúa siendo complejo e impreciso.

Además de estos inconvenientes, todos los sistemas denominados de laboratorio, que escanean un modelo, conducen al dentista a realizar una huella tradicional, lo que no elimina las molestias al paciente y la imprecisión del moldeado endobucal y obliga al médico a enviar la pieza al laboratorio. Además de este inconveniente, el protésico, al fundir la huella añadirá otros errores que perjudican considerablemente a la precisión de la huella óptica sobre la que trabajará con su programa de diseño asistido por ordenador (CFAO) después del escaneado.

Hoy en día los sistemas que trabajan en la boca son en este momento poco numerosos. Todos estos sistemas utilizan el barrido mecánico, óptico o electro-óptico para efectuar la medición de la superficie estudiada. Estos métodos pueden clasificarse según tres tipos, uno que utiliza la perfilometría de fases en proyección paralela en luz visible o azul, en proyección cónica, mediante barrido de franjas rojas o infrarrojas en un centenar de milisegundos y finalmente, recientemente, el sistema descrito en el documento US 7.372.642.

Sin embargo, todas estas cámaras endobucal, comprendida la desarrollada por el presente solicitante, presentan varios inconvenientes particularmente insalvables:

65

- estos sistemas son complejos de implementar y exigen muchos cuidados de calibración.
- la electrónica continúa siendo compleja lo que hace difícil cualquier reducción de precio y hace frágil la cámara.
- 5 - el coste de la cámara es particularmente elevado y puede sobrepasar los 30.000 €.
- las cámaras son en general voluminosas y pesadas, lo que incomoda al usuario.

10 En realidad, un análisis más fino muestra que estas cámaras presentan varios inconvenientes muy importantes, en el principio mismo de los métodos utilizados. Estos inconvenientes son inevitables porque están ligados a la elección de estos métodos.

15 a) todos estos sistemas, tanto si son en la boca, sobre la piel o en laboratorio (sobre modelo), tanto si utilizan la OCT (Optical Coherence Tomography) en dermatología u oftalmología, utilizan el barrido de la superficie mediante unos medios mecánicos, ópticos o electroópticos. Incluso si este barrido de franjas o de tramas es muy rápido, no queda otro remedio que obligar a un movimiento de la cámara en sí, movimiento que puede implicar unos desenfoques o unos desplazamientos parásitos que conducen frecuentemente al rechazo de una parte de las vistas.

20 b) este barrido limita significativamente la profundidad de campo ya considerablemente reducida en una vista macroscópica (de algunos centímetros cúbicos).

25 c) no son los puntos de la superficie del objeto los que se miden sino la deformación de una proyección luminosa en la superficie de este objeto. Esta primera característica obliga a los desarrolladores a recubrir los dientes con una capa blanca denominada de "recubrimiento", que degrada por principio, la medida real del objeto. Esto se expresa frecuentemente por otra parte a la vez en una imprecisión y como una molestia en la utilización de las cámaras en la boca.

30 d) esto ha obligado a los fabricantes a utilizar unas radiaciones que conviertan al diente en "opaco" tal como la fuente de los rayos azules o ultravioletas. Esta es la razón por la que el presente solicitante había propuesto un aparato que utiliza un láser de argón. Esto puede ser limitativo para el usuario, incluso peligroso, para el paciente.

35 e) más aún, el hecho de no medir el objeto, sino la deformación de la luz proyectada, tanto si es desde un punto, una línea, una trama o una fase de esta luz, suprime todas las posibilidades de tener una correspondencia perfecta entre el color, el tono del objeto y su medición. El único tono que puede tenerse es el color de la luz proyectada.

40 f) el paso de la lectura 3D a la lectura 2D en color, si se utiliza para diagnósticos, es totalmente imposible en odontología porque es solamente una imagen monocromática que representa la luz de las franjas lo que se recupera.

45 g) finalmente las técnicas de análisis mediante perfilometría o barrido obligan a la toma de varias vistas del mismo entorno para que se pueda extraer la tercera dimensión. Esto se traduce en un riesgo de deformación de los datos entre la primera vista y la última que conducen a grandes errores de correlación y de precisión. La "imagen movida" ha sido siempre el enemigo de este tipo de tecnología.

50 A final de cuentas si es posible medir un diente, es siempre la medida de la luz proyectada la que se realiza y no el objeto en sí mismo y esta medida obliga la utilización de movimientos de la fuente o de las ópticas durante la lectura. Como se ha dicho anteriormente, todos estos sistemas están basados en la medición de la deformación de la luz desplazada y visualizada por la cámara.

55 Se observará que es lo mismo en el campo de la dermatología o la oftalmología. Los métodos utilizados en lectura 3D son recientes costosos y complejos como lo muestran los aparatos en OCT. Esto es por lo que estas disciplinas recurren a unas mediciones 2D menos pesadas para los estudios subcutáneos anatómicos o sus expansiones en la patología (eventual).

Las técnicas utilizadas hoy en día son las siguientes:

60 a) la videodermatoscopia que consiste en una herramienta actualmente muy utilizada, básica, que permite tener una imagen magnificada de la piel (hasta 70x). La tecnología digital permite tomar unas fotografías digitales así como unas grabaciones, facilitando así la comparación con el tiempo y la compartición de las informaciones entre clínicos. Los aparatos ofrecen por otro lado unas funcionalidades anexas, como la posibilidad de utilizar unas fuentes luminosas de diferentes longitudes de onda para iluminar la piel, o incluso tratamientos de la imagen
65 tales como la segmentación automática de las lesiones o incluso la extracción automática de los criterios ABCD. El coste de un aparato de ese tipo, sin embargo, continúa siendo elevado, y no se ha encontrado ningún estudio

clínico que busque mostrar una mejora en el diagnóstico con relación al examen clínico simple. Además, la videodermatoscopia no proporciona información en profundidad.

b) la ecografía, que permite la exploración en profundidad de las lesiones. Gracias a unas frecuencias del orden de 10 - 50 MHz, es posible descender hasta 12 mm con una resolución axial de 150 μm . Esta técnica se utiliza para el estudio de la extensión subcutánea en análisis preoperatorio y la búsqueda de melanomas metastásicos, en donde ha demostrado excelentes capacidades en términos de sensibilidad y de especificidad. Sin embargo, la buena utilización de un aparato de este tipo necesita en cualquier caso adquirir una cierta experiencia en la lectura de imágenes de ecografía; por otro lado, es mucho más difícil añadir unos los tratamientos informativos sobre estas imágenes, contrariamente a las técnicas multispectrales (en comparación con infra).

c) la OCT, que se basa en unas técnicas ópticas interferométricas, que permiten captar imágenes de la piel en profundidad en 3D con una buena resolución lateral (del orden de 15 μm), superior a la de las ecografías. Permite por otro lado realizar la captación de imagen casi en tiempo real, pero está limitada en profundidad (máximo 1,5 - 2 mm). Solo se comercializa actualmente un único aparato, y el estudio de su eficacia en el diagnóstico del melanoma está actualmente en curso de estudio. Aunque tiene una buena resolución en captación de imagen en tiempo real, trabaja sobre una reducida profundidad, no tiene datos clínicos, trabaja en sección, es difícil de implementar y muy cara.

d) la microscopía confocal, que proporcionan unas imágenes 3D de la epidermis y de la dermis papilar con una muy alta resolución (resolución lateral 1-2 μm , resolución axial 3-5 μm). Su principal inconveniente es que está muy limitada en profundidad (200-500 μm). Estos aparatos tienen la ventaja de tener una excelente resolución, una muy buena discriminación melanoma / nevus (mejor que solo el examen clínico), pero aparte de tener un coste muy elevado, tienen una profundidad de análisis muy reducida.

e) la captación de imagen multispectral, que consiste en la técnica que suscita más interés hoy en día por la simplicidad del método y por su buena relación calidad/precio. Es en efecto una técnica de captación de imágenes simple: supone que la piel está organizada en capas, y que cada capa incluye unas proporciones diferentes de sustancias denominadas cromóforos teniendo cada uno un espectro de absorción de la luz relativamente característico. Siendo los principales cromóforos de la piel la melanina, el colágeno y la hemoglobina, se comprende todo el interés de este método en el estudio del melanoma, en la que la proporción de la melanina se va a modificar en un número más o menos importante de capas. Para tener unas informaciones espaciales cuantitativas sobre estos cromóforos, se proyectan sobre la piel diferentes luces monocromáticas (clásicamente diez), y se mide la luz reemitida por el tejido cutáneo para cada longitud de onda. Se obtienen por tanto unas informaciones en profundidad sobre las que se pueden aplicar unos tratamientos automáticos, principalmente segmentar las lesiones, obtener los criterios ABCD en profundidad y cuantificar la proporción en cromóforos. Sin embargo, no se pueden alcanzar unas profundidades más que del orden de 2,5 mm. Las principales ventajas de los aparatos son su técnica simple de implementar, los numerosos tratamientos automáticos posibles y su buena discriminación melanoma/nevus (mejor que el examen clínico solo). Tiene los inconvenientes de no trabajar más que en 2D, de ser aún costoso, y trabajar con una profundidad bastante limitada.

Claramente existen unos métodos en el estudio de las patologías de la piel que utilizan los principios de IRM, de PET - escaneado, de captación de imagen bi-fotónica o de captación de imagen en terahercios pero su implementación será larga y conducirá a unos aparatos demasiado costosos para ser utilizables en consultas privadas, por lo que permanece el objetivo a alcanzar.

Finalmente, ha habido algunos ensayos de mediciones estereográficas en medicina, que utilizan dos o más de dos captadores, que, mediante el método de triangulación, permiten ascender a la tercera dimensión. La utilización de dos captadores permite una visión estereoscópica en los objetos perfectamente definidos pero los métodos de correlaciones matemáticas son complejos y costosos porque los objetos que sirven de referencia son difícilmente identificables. La acción manual es prácticamente siempre necesaria y los ensayos efectuados sobre los dientes se han mostrado inutilizables en las distancias y profundidades de campo buscados.

Igualmente, el desarrollo de las imágenes denominadas en "sistema de triple imagen" (configuración L), que utiliza unas cámaras colocadas en una posición de triangulación equilateral, ha aportado unas informaciones interesantes en la determinación de la tercera dimensión simplificando la triangulación, pero los resultados se han mostrado inutilizables en las condiciones dentales expuestas en el presente documento anteriormente. En efecto, todos los sistemas utilizados obligan a conocer el desplazamiento de la cámara o del objeto entre dos (o n) adquisiciones.

Todos estos inconvenientes han conducido a proponer una solución universal poco costosa que responda a los criterios expuestos más arriba.

Además, se conoce igualmente la solicitud de patente US 2009/0227875 que divulga un dispositivo de toma de vistas adaptado para tomar en tres dimensiones unas huellas ópticas de un objeto a estudiar en el campo dental.

El documento US 2009/259098D1 divulga un endoscopio médico no adaptado al campo dental. Este endoscopio comprende un captador de imágenes y una lente de enfoque deformable.

5 La solicitud de patente US 2008/045789 divulga una cápsula endoscópica que no está adaptada al campo dental y que comprende unos mecanismos para ajustar la distancia focal y el zoom.

Finalmente, la solicitud de patente EP 2 166 303 divulga un dispositivo que está destinado a la determinación de las coordenadas 3D de un diente y que utiliza con este fin la proyección de una luz estructurada.

10 La presente invención tiene por objeto la resolución de los inconvenientes antes mencionados proponiendo un conjunto completo de lectura endobucal que asocia la lectura 3D dinámica muy rápida incluso instantánea, visualización en color, análisis de la cercanía subcutánea y posibilidad de basculamiento, en tiempo real, en visualización 2D, conduciendo todo a una digitalización muy precisa sin añadido de "recubrimiento".

15 De ese modo, el dispositivo de mediciones tridimensionales y temporales mediante huella óptica en color utilizable en el campo dental según la invención esencialmente se caracteriza por que consiste en un dispositivo de toma de vistas dentales en tres dimensiones sin utilizar una proyección de luz estructurada, y que incluye con este fin:

20 - una cámara estereoscópica compuesta por al menos dos captadores en posición predefinida, de tipo CCD o CMOS en color que define, por su velocidad de refresco, la velocidad de lectura por lo tanto la velocidad de toma de huellas sucesivas, y permitiendo una lectura estática o dinámica,

- un sistema óptico, de longitud focal fija y predefinida, que permite transmitir a dichos captadores, sin deformación, los datos visuales sobre el campo operatorio,

25 - un sistema de iluminación por LED, destinado a iluminar la zona de la toma de la huella,

- un sistema electrónico situado por detrás o en la proximidad de cada uno de dichos captadores, que asegura la gestión de estos pero también la de los LED que iluminan la zona de la toma de la huella,

30 y por que dicho sistema electrónico incluye:

- una unidad central de gestión adecuada para recoger, almacenar y ordenar los datos recogidos por dichos captadores,

35 - una tarjeta de control de dichos LED, bajo la dependencia de dicha unidad central,

40 y por que dichos captadores están repartidos sobre toda o parte de una arcada dental con el fin de realizar una huella en una única fotografía, evitando el barrido clínico de la arcada del paciente por el operador, se disponen en una forma de porta-huella óptico que permite la captación completa de la arcada en una única fotografía.

45 El sistema óptico puede ser un endoscopio, si los captadores se colocan fuera de la zona de lectura, o un simple sistema de lentes si los captadores se colocan contra la zona de lectura. El sistema puede ser por tanto muy simple, lo que es totalmente imposible en las técnicas denominadas de luz estructurada en las que es necesario disponer de un conducto para la luz proyectada y otro para la imagen reflejada.

50 La unidad central de gestión es igualmente adecuada, eventualmente, para convertir los datos de valores analógicos en valores digitales. El hecho de no tener que gestionar un sistema de proyección de máscaras o de franjas reduce significativamente la unidad central a su estricto mínimo: la gestión de una cámara de doble visión estereoscópica en color.

55 La tarjeta de control es adecuada para activar preferentemente uno u otro LED en función de los programas puestos en práctica. En efecto, los LED se controlarán alternativamente o en conjunto, o en orden variable en función del programa puesto en práctica.

El sistema electrónico incluye igualmente:

60 - una tarjeta de alimentación de tipo estándar capaz de funcionar bajo USB o con baterías. Según que se utilice un sistema libre (sin conexión por cable) o conectado, la alimentación es moderada teniendo en cuenta el reducido consumo de los componentes implementados. La cámara es por tanto la primera en poder disponer de una conexión inalámbrica,

65 - una tarjeta de memoria miniaturizada incluida en la cámara, que permite almacenar las vistas y transferirlas al ordenador con ayuda de un soporte transportable sin tener necesidad de conexión USB,

El sistema de iluminación es un sistema de iluminación por LED de diferentes longitudes de onda o de colores cuya mezcla puede conducir, por ejemplo, a luz blanca o “de día” con el fin de tener una visualización en color real o estimulada (fluorescencia). La elección cuidadosa de los LED permitirá:

- 5 - o bien visualizar la zona medida con luz de día (LED denominado “blanco”)
- o bien, por activación de los LED, poner en evidencia ciertos tejidos, como los tejidos mineralizados en el azul o los UV, un tejido dental fluorescente por tanto de aspecto particularmente “mate”
- 10 - o bien, también, visualizar ciertas patologías “dérmicas” en función de las longitudes de onda seleccionada. En particular se sabe que las penetraciones de las longitudes de onda pueden correlacionarse con ciertas patologías, la elección cuidadosa del barrido de la zona permitirá visualizar lo que no es visible al ojo, y esto en relieve.
- 15 - o bien pueden permitir tomar referencia de unos puntos de apuntamiento de correlación caracterizados por el color de marcado utilizado en la superficie medida.

Esta misma aplicación permite también penetrar unas zonas de encía más finas, como se sabe en el surco dental, ofreciendo al operador una vista de emergencia del diente. Igualmente en color, por ejemplo en los rojos, permite liberarse de unos efectos salivales nefastos, a diferencia de los métodos actuales.

El dispositivo incluye igualmente un ordenador de tipo estándar, portátil, integrado o de oficina, que incluye un software de gestión y de tratamiento de los programas y de los datos, capaz de representar las informaciones bajo una forma visible en la pantalla, 2D o 3D, pero también dirigir las medidas a unos centros más o menos alejados (Internet, Wi-Fi, Ethernet,...) bajo una forma estándar asimilable a cualquier sistema de CFAO (STL...) o bajo una forma específica, mediante unos programas de traducción de lenguajes. Es en este ordenador, antes de disponer de una unidad de cálculo miniaturizada, donde se colocará el software de representación 3D y de control de la cámara.

La presente invención se refiere también un dispositivo de lectura estereoscópica en color, miniaturizado y dinámico de una pequeña parte del cuerpo humano asociado a una cámara de n CCD o n CMOS, a un sistema de conversión de analógico a digital, a una unidad central de gestión de los datos, a una salida de las informaciones en forma estándar o específica, a una amplificación del mensaje recibido mediante la utilización de unos LED de color blanco o de valores espectrales especialmente diseñados, y una conexión por ondas (por ejemplo Wi-Fi) o mediante puerto USB auto-alimentado, y mediante una alimentación por baterías o mediante conexión eléctrica.

Esta invención permite responder a los problemas expuestos en el presente documento anteriormente, proponiendo una solución modulable, poco onerosa y utilizable en todas las consultas dentales pero también como instrumento disponible en los laboratorios de prótesis, en una forma simplificada y agradable para el paciente.

En particular esta invención responde a numerosos problemas evocados anteriormente:

- 1) por los medios utilizados, el dispositivo es de fabricación simple lo que le hace particularmente resistente,
- 2) esta simplicidad tiene una consecuencia esencial sobre el precio de fabricación, por tanto sobre el precio de venta particularmente desde la democratización de los elementos electrónicos utilizados como los CCD, los CMOS o los LED,
- 3) la alimentación, particularmente simple, puede estar contenida en el enlace USB de conexión con todo tipo de ordenadores capaces de recibir el lenguaje estándar de salida tipo, por ejemplo STL,
- 4) la manipulación de imágenes estereoscópicas, base de esta novedosa invención permite una calibración automática suprimiendo cualquier ajuste en el tiempo, lo que no es el caso de los métodos actuales que utilizan las luces denominadas estructuradas,
- 5) el hecho de trabajar con unos captadores CCD o CMOS en una posición espacial predefinida, inmutable y fijada durante la fabricación, relativamente entre ellos, evita la necesidad de conocer los movimientos del objeto o de las cámaras (relativamente entre ellas), llevando el problema de disparidad a un simple problema de correlación de densidad en la nube de puntos,
- 6) el hecho de no utilizar unas medidas de deformación de la luz estructurada permite trabajar sobre unas imágenes del cuerpo en sí mismas en color,
- 7) el hecho de tener unas imágenes en color permite seleccionar selectivamente manual o automáticamente ciertas partes del cuerpo humano, por ejemplo reconocer los dientes y la encía por separado,

8) el hecho de trabajar sin luz estructurada permite también no tener que recurrir a unas superficies de "recubrimiento", factor de imprecisión notable cuando se está cerca de valores próximos a la micra, lo que es necesario en todas las mediciones que tengan por objeto el ajuste de una prótesis o un diagnóstico,

5 9) la utilización de un diodo emisor de luz permite visualizar ciertas zonas ligeramente subcutáneas o subgingivales con el fin de mejorar la lectura en unas zonas invisibles sin tener que recurrir a los métodos quirúrgicos (retracciones gingivales) o unos métodos más complejos (OCT) para unos diagnósticos simples,

10 10) permite también, mediante marcados voluntarios simples en color, tomar referencia más fácilmente de ciertas zonas naturalmente coloreadas sobre las que se puede apoyar, o facilitar las correlaciones de las vistas seleccionando la iluminación de un LED de color complementario al marcado,

15 11) la auto-correlación que se facilita hoy en día, con las herramientas de software recientes, mediante las informaciones en color, permite grabar de modo dinámico: una superficie compleja (toda la arcada), los movimientos de estas superficies (las arcadas de arriba con relación a las arcadas de abajo),

20 12) la utilización de solo unos captadores de imágenes permite convertir una imagen 3D en imagen 2D para disponer, con la misma herramienta, de análisis plano y un análisis espacial, lo que es la base de muchos aparatos en el mercado hoy en día,

13) una sola vista duplicada o triplicada en el mismo momento, es suficiente para extraer la tercera dimensión, lo que evita toda "imagen movida" en la captación de los datos,

25 14) la representación 3D en la pantalla se hace posible sobre unas pantallas de alta definición 3D estándar lo que no es el caso, sin tratamiento complejo, de los sistemas endobucales actuales,

15) la simplicidad de los tratamientos permite la utilización de un ordenador estándar de gama baja,

30 16) finalmente, el aparato propuesto es universal en su campo de aplicación, y responde a numerosas demandas en materia de coste, de precisión y de procesamiento de imagen diagnóstico.

35 El dispositivo según la invención permite tener una vista dinámica desplazándose sobre la zona de análisis, a diferencia de los sistemas en fase perflométrica que deben hacer un mínimo de cuatro vistas para extraer el relieve, el sistema utilizado en la presente invención, se contenta con una única fotografía doble, evitando cualquier imagen movida en la medida en que la integración de la información sobre el captador es inmediata.

40 La presente invención consiste por tanto en realizar una huella dental con la ayuda de un conjunto de captadores CCD o CMOS en posición predeterminada en el montaje geométrico del sistema óptico asociado a la electrónica de gestión de los datos de hardware (tarjetas de gestión) y de software (programa de gestión de los datos) con el fin de resolver el problema inherente a los sistemas estereoscópicos clásicos (conocimiento de la posición variable de las cámaras relativamente entre ellas).

45 La presente invención consiste también en asociar, de manera obligatoria, un sistema de iluminación por LED de longitud de onda predefinida, con el fin de permitir una colocación en correlación de las vistas estáticas o dinámicas de manera particularmente fácil en el reconocimiento de los puntos de referencia y de los puntos de correlación.

50 Según un primer modo de realización, el dispositivo incluye tres captadores destinados a situarse regularmente, según una geometría conocida, alrededor del objeto a estudiar, unas lentes de enfoque fijas colocadas enfrente de cada captador según un eje óptico central del que se conoce perfectamente la posición y la orientación espacial relativamente entre ellos, formando dichas lentes, en posición colineal con relación al eje de visión del captador, tres recorridos de captación de imagen propias de cada captador.

55 Con el fin de simplificar la correlación de las vistas y ajustar el efecto de zoom entre cada captador, las capturas de imágenes se realizan en el mismo momento, lo que significa que tres imágenes 2D capturadas, en ángulos diferentes, llegan al sistema de tratamiento de imágenes al mismo momento. No existe ningún "time out" entre cada una de las tomas de vistas, lo que tiene la ventaja de simplificar considerablemente el tratamiento de la imagen y la búsqueda de la tercera dimensión. Esto tiene la ventaja de recolocar las nubes de puntos aparecidas en una zona vista por varios captadores y corregir el efecto de zoom que aparece necesariamente debido a la posición variable del objeto con relación al conjunto de los captadores.

60 Al estar basado el cálculo de la tercera dimensión en la búsqueda de puntos similares, facilitado por el posicionamiento predefinido de los captadores pero particularmente difícil para unas superficies uniformes como son las superficies dentales, se asocian a estos tres captadores unos LED en el blanco para revelar el color real del objeto medido. Los puntos de imagen encierran por tanto dos informaciones complementarias, el tiempo (momento de la toma de vista que será común para el conjunto de las tres vistas para simplificar los cálculos), y, sin que sea obligatorio, una quinta dimensión en sí misma divisible en un sistema cromático, y que corresponde a la información

de color.

5 Ventajosamente, estos LED pueden ser también de una longitud de onda (de algunos nanómetros) predefinida permitiendo poner en evidencia unos marcados naturales (fondos de surcos o zonas de colores que diferencian tumores, encías o tinciones de los dientes) o un sobre-marcado realizado antes de la toma de la huella, realizado con ayuda de marcadores de color complementario.

10 Ventajosamente, estos marcados pueden ser unos objetos de diferentes formas, colocados (en la zona medida), adheridos o alojados (en los espacios inter dentales o sobre las cabezas de implante) sobre el objeto analizado.

Ventajosamente, este o estos LED se colocan alrededor de cada lente de enfoque de la imagen colocada antes del captador.

15 Ventajosamente, estos LED pueden ser una asociación entre los LED blancos y de longitud de onda predefinida con el fin de que las medidas se realicen a partir de colores naturales, y no artificiales.

Ventajosamente, para facilitar la búsqueda de la tercera dimensión, y para volver a llevar los cálculos a una geometría de una dimensión, la presente invención utiliza preferentemente unos captadores en posición equilateral.

20 Según un segundo modo de realización, el dispositivo según la invención incluye dos captadores regularmente posicionados alrededor del objeto estudiado según una geometría conocida. Las lentes de enfoque se colocan enfrente de cada captador según un eje óptico central del que se conoce perfectamente la posición y la orientación espacial de unos con relación a otros. Las lentes, en posición colineal con relación al eje de visión del captador forman dos trayectorias de imágenes propias de cada captador.

25 Con el fin de simplificar la correlación de las vistas y ajustar el efecto de zoom entre cada captador, las capturas de imagen se realizan en el mismo momento, lo que significa que las dos imágenes en 2D capturadas, en ángulos diferentes, llegan al sistema de tratamiento de imágenes al mismo momento, no existe ningún "time out" entre cada una de las tomas de vistas, lo que tendrá la ventaja de simplificar considerablemente el tratamiento de la imagen y la búsqueda de la tercera dimensión. Esto tiene la ventaja de recolocar las nubes de puntos aparecidas sobre una zona vista por varios captadores y corregir el efecto de zoom que surge necesariamente debido al hecho de la posición variable del objeto con relación al conjunto de los captadores.

30 Al estar basado el cálculo de la tercera dimensión en la búsqueda de puntos similares, facilitado por el posicionamiento predefinido de los captadores pero particularmente difícil para unas superficies uniformes como son las superficies dentales, se asocian a estos tres captadores unos LED en el blanco para revelar el color real del objeto medido. Los puntos de imagen encierran por tanto dos informaciones complementarias, el tiempo (momento de la toma de vista que será común para el conjunto de las dos vistas para simplificar los cálculos) y, sin que sea obligatorio, una quinta dimensión en sí misma divisible en un sistema cromático, y que corresponderá a la información de color.

35 Ventajosamente, estos LED pueden ser también de una longitud de onda (de algunos nanómetros) predefinida permitiendo poner en evidencia unos marcados naturales (fondos de surcos o zonas de colores que diferencian tumores, encías o tinciones de los dientes) o unos marcados realizados antes de la toma de la huella, realizado con ayuda de marcadores de colores complementarios.

40 Ventajosamente, estos marcados pueden ser unos objetos de diferentes formas, colocados (en la zona medida), adheridos o alojados (en los espacios inter dentales o sobre las cabezas de implantes) sobre el objeto analizado.

50 Ventajosamente, este o estos LED se colocan alrededor de cada lente de enfoque de la imagen colocada antes del captador.

Ventajosamente, estos LED puede ser una asociación entre los LED blancos y de longitud de onda predefinida.

55 Según un tercer modo de realización, los captadores se reparten sobre toda o parte de una arcada dental con el fin de realizar una huella en una única fotografía, evitando el barrido clínico de la arcada del paciente por el operador. Se disponen así en una forma de porta-huella óptica que permite la captación completa de la arcada en una única fotografía. Siendo permitida esta configuración por la simplicidad del dispositivo según la invención.

60 Los LED se reparten a lo largo del porta-huellas y están controlados en conjunto o específicamente según el análisis en curso y tal como se ha definido en el primer modo de realización.

65 Al presentar la boca unas aberturas variables, es posible que las dimensiones de la cabeza de análisis del montaje antes mencionado no permitan su introducción hasta las zonas interdentes profundas (zonas molares). También y ventajosamente, la presente invención propone, según un cuarto modo de realización, una variante compuesta de endoscopios únicamente conductos de imagen, a diferencia de los otros sistemas dentales, en los que la lente de

cabeza se encuentra en la misma posición que en los captadores previamente descritos. En este caso la imagen es:

- o bien reflejada por un espejo o un prisma que reenvía la imagen de la zona medida sobre el captador, pudiendo incluir en sí mismo un sistema de lentes de tal manera que el plano focal de la imagen se encuentre en el plano ocupado por el captador.
- o bien conducido por una fibra óptica "imagen" que reduce y simplifica el montaje óptico del endoscopio.

En los dos casos, los LED pueden encontrarse en el cuerpo de la cámara y la luz se conduce entonces mediante una fibra óptica, o entonces se trasladan alrededor de la lente frontal, en el extremo del endoscopio.

Ventajosamente, estos endoscopios pueden estar en un número superior al número de captadores. En este caso un mismo captador puede encontrarse enfrente de varios endoscopios visualizando diferentes zonas del cuerpo humano analizado. Esto tiene la ventaja de reducir la parte electrónica de la cámara y/o incrementar la cantidad de los puntos de vista de imagen durante la toma de vista.

Para preservar la calidad de cada una de las imágenes es posible:

- o bien desfasar el tiempo, por ejemplo en algunas milésimas de segundo, de la lectura de la imagen de cada endoscopio con la ayuda de un obturador mecánico o electrónico.
- o bien trabajar a unas frecuencias, modulaciones o intensidades de imágenes diferentes evitando un desfase entre cada una de las vistas propias de cada uno de los endoscopios que conciernen a un único captador.

Finalmente, y sin que esto sea limitativo, existe una variante particular a todos los modos de realización, se utiliza un microespejo de tipo "micro mirror DMD Discovery" de Texas Instrument®, que asociado a la tarjeta ODLP permite dirigir las imágenes según un ángulo predefinido. Esta tecnología, utilizada ampliamente en las proyecciones de los video proyectores miniaturizados, sirve, en la presente invención, de captadores de imágenes en ángulos diferentes.

Así, según un sexto modo de realización, el dispositivo según la invención, incluye un microespejo de ese tipo asociado a varios captadores CCD o CMOS y a los LED.

Este microespejo permite tomar x tomas de vistas, bajo ángulos diferentes, y a velocidades extremadamente elevadas, sin mover la cámara. El microespejo, colocado por detrás de la óptica de enfoque reenvía la imagen sobre todo o parte del captador CCD o CMOS, siguiendo una trayectoria óptica de imágenes simple y directa. La primera imagen se refleja por tanto según un ángulo predefinido. Inmediatamente después el microespejo cambia de ángulo y refleja una nueva imagen ligeramente desplazada y bajo un ángulo diferente del de la primera imagen bajo el mismo CCD o CMOS, después del refresco, o en otra parte del mismo CCD o incluso sobre un nuevo CCD o CMOS, posicionado en función de los ángulos predefinidos por la posición angular del microespejo.

Es posible repetir estas operaciones un gran número de veces haciendo variar simplemente el ángulo del microespejo. Este montaje tiene la ventaja de permitir la utilización de un único sistema óptico en la cabeza de la cámara, ofreciendo un único espejo diferentes ángulos de reflexión de las imágenes, y eventualmente un único captador, encontrándose o no antes de un sistema de conducción de imágenes que puede ser una fibra o un sistema de lentes.

Es evidente que cuanto más numerosas son las imágenes bajo unos ángulos diferentes, más precisa es la medida. Es por esta razón por lo que la presente invención no se limita a la utilización de un único microespejo sino eventualmente a varios, lo que tiene la ventaja de multiplicar el número de vistas. De ese modo, si el sistema encierra tres captadores, como se define en el primer modo de realización, y si se eligen cuatro ángulos de visualización de los microespejos (90° , 92° , 94° y 96°) se obtiene en una única vista doce imágenes diferentes en unos ángulos de vista diferentes en algunas milésimas de segundo.

De ese modo la presente invención puede definirse como un dispositivo de toma de vistas dentales en tres dimensiones sin utilizar la proyección de luz estructurada, a diferencia de todos los sistemas existentes, y compuesto por uno o varios sistemas ópticos de enfoque de una o varias vistas, asociado directamente a varios captadores CCD o CMOS, o eventualmente indirectamente con el fin de limitar el volumen del cabezal de la cámara, por medio de un prisma, espejo o unos microespejos conductos imágenes endoscópicas mediante unas lentes o unas fibras, bajo una iluminación de un LED blanco o/y de valores cromáticos definidos.

Naturalmente, el enfoque matemático de lo que se denomina el pequeño b/h , es decir la medición de la tercera dimensión z , en la medida en la que x e y están definidos por su posición sobre los píxeles de los captadores, cuando el espacio entre los dos centros ópticos de las lentes de enfoque son reducidos con relación a la distancia h de la profundidad de campo al centro óptico de estas lentes.

El modelo utilizado para un reducido b/h es:

$$I \text{ derecha } (x) = \lambda (x) \cdot I \text{ izquierda } (x + \varepsilon (x))$$

5

en la que ε es la deformación geométrica.

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

10 sobre estas bases se utiliza el principio de Shannon para resolver los problemas de disparidad de las mediciones debidas a un subpixelado.

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

15

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

en la que

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

20

Surgirán más claramente las ventajas y las características del dispositivo según la invención, de la descripción que sigue y que se refiere a los dibujos adjuntos, en los que se representan varios modos de realización no limitativos.

En los dibujos adjuntos:

25

- la figura 1 es una vista esquemática en perspectiva y en despiece del dispositivo de medidas tridimensionales y temporales según la invención.
- Las figuras 2a, 2b, 2c, 2d y 2e, representan unas vistas esquemáticas en una sección longitudinal de la parte del mismo dispositivo, según unos modos de realización diferentes.
- 30 - La figura 2f representa una vista esquemática en perspectiva de una parte de la figura 2e.
- Las figuras 3a, 3b, 3c, 3d y 3e representan unas vistas en sección transversal de la misma parte, según unos modos de realización diferentes.
- Las figuras 4a, 4b y 4c representan unas vistas de diferentes configuraciones del dispositivo según la invención utilizado en odontología.
- 35 - Las figuras 5a, 5b y 5c representan unas vistas esquemáticas de detalles de las figuras 4a, 4b y 4c.
- La figura 6 representa una realización esquematizada de las diferentes etapas del tratamiento de la medición dental utilizando el dispositivo, objeto de la invención.

40

Como es visible en la figura 1, el dispositivo según la invención comprende una cámara de foco fijo 1 que utiliza la tecnología descrita en la invención, sirviendo una conexión 2 entre la cámara 1 y un cable 3 de alimentación y de transferencia de datos, siendo una conexión 4 entre el cable 3 y un ordenador 5 del tipo USB y pudiendo colocarse una caja 6 entre medias sirviendo para añadir la tarjeta de control del procesador de la cámara y/o de procesamiento de la imagen si estas no están colocadas en la cámara o el ordenador.

45

Esta misma cámara 1 puede utilizar una conexión de transmisión de imágenes, o de datos procedentes de las imágenes, de tipo inalámbrico Wi-Fi y un sistema de recarga para baterías recargables para la energía a aportar a la cámara.

50

Para detallar cada una de las partes de la presente invención, se hará referencia a las figuras 2a, 2b, 2c, 2d y 2e que presentan una opción clínica dental bajo su aspecto funcional.

55

El dispositivo, presentado en estas figuras, incluye una cámara de medida en color tridimensional, que incluye la captación total de una o varias vistas del objeto medido, con un sistema de enfoque fijo, estable, precalibrado e inmóvil, sin ninguna corrección dinámica del enfoque o sin proyección de luces estructuradas proyectadas o barriendo el objeto medido, tipo puntos, líneas, rejillas tanto fijas como desplazadas, disponiendo de LED de iluminación por luz blanca o de longitudes de onda conocidas y definidas previamente que permiten evidenciar los colores que se desea extraer de la imagen medida. Los captadores, a su vez en posición fija, estable, precalibrada e inmóvil se colocan por detrás del sistema óptico, en este caso en un número de dos con el fin de observar el conjunto del objeto medido según un ángulo diferente previamente definido en el momento de la calibración de la cámara durante su fabricación. A diferencia de todos los sistemas existentes, la presente cámara 1 no incluye ninguna división de la imagen captada, ningún movimiento mecánico de enfoque y ninguna proyección de luz estructurada. Es la asociación cuidadosa de las luces deslocalizadas, es decir que no se dirigen a iluminar la escena, la que permite evidenciar los elementos interesantes para el observador y los análisis que desea hacer en términos de medida o de diagnóstico.

60

5 Estas características son consideradas fijas y no modificables por el operador con excepción del tipo de iluminación seleccionado, aunque esta función pueda estar controlada mediante una sucesión de acciones automáticas que conducen al diagnóstico deseado. Para hacer esto, el operador (dentista o protésico) dispone de un ordenador que le indica las operaciones que puede ejecutar la cámara y le permite realizar la elección entre una función y otra.

10 Así en función "medida", después de haber seleccionado este modo de acción, el operador lanzará la medición, con la ayuda de un botón situado sobre la cámara, o de un pedal unido al ordenador o una caja intermedia, después de haber posicionado la cámara sobre la zona a medir y la detendrá cuando juzgue que tiene informaciones suficientes, cesará la presión o presionará una segunda vez. El hecho de tener una imagen coloreada permite al operador disponer de análisis automático de las zonas dentales (blancas en general) y gingivales (rojas en general) lo que es imposible en los métodos actuales que utilizan las proyecciones mediante luces estructuradas. Igualmente mediante el posicionamiento del índice de colores conocidos tiene la posibilidad de hacer unos análisis discriminativos para el reconocimiento de objetos en la imagen y también su posición (cabezales de implantes o de espigas, soportes de ortodoncia...) o incluso para facilitar la correlación de las vistas (referencias, colores trazados sobre el objeto o colores selectivos como los fondos de los surcos...).

20 De ese modo, en la función de diagnóstico seleccionará sobre el ordenador el tipo de diagnóstico deseado, por ejemplo melanoma, y la cámara lanzará un barrido de longitud de onda correspondiente a la muestra de las zonas que interesan a las longitudes de onda preseleccionadas y presentes en una imagen 3D. Además de esto, y gracias al análisis 3D del objeto, la superposición de las mediciones en el tiempo permitirá seguir mejor la evolución de dicha patología. Se admite en efecto por los profesionales que el estudio de una imagen sospechosa puede realizarse en 2D pero es sobre todo la evolución de su volumen y de su color lo que sirve de referencia en el seguimiento en el tiempo de su peligrosidad. El hecho de disponer de un volumen de referencia en un centro matemático (como por ejemplo el baricentro) permite superponer las imágenes sobre un centro que depende del objeto y no del observador con el fin de apreciar objetivamente la evolución del volumen, llegando a referirse el análisis del color sobre una forma 3D, lo que no es el caso hoy en día en los métodos practicados sobre unas superficies 2D o las que utilizan unas luces o unas ondas estructuradas (OCT, escáner o IRM).

25 De ese modo en la función análisis de color, después de haber seleccionado esta función, el análisis del color del volumen medido y referido sobre este podrá hacerse sobre unas bases que no dependen del meta-reparto dependiente de la iluminación presente en la pieza del operador. El hecho de disponer de varias longitudes de onda permitirá acercarse a un espectro continuo y disponer de un análisis espectro-colorimétrico. Para simplificar esta operación, será posible no referirse más que a los tres colores RGB complementarios y efectuar un simple análisis colorimétrico.

30 Finalmente, y esto no es limitativo, el hecho de disponer de dos imágenes 2D para construir la imagen 3D permite, en tiempo real, cambiar la visión sin modificación de la cámara a unas visualizaciones 2D en color como el conjunto de las cámaras disponibles en el mercado de la odontología hoy en día. Esta cámara permite por tanto, debido al hecho de que no utiliza proyección de luces estructuradas, efectuar todas las funciones conocidas hoy en día incluyendo los efectos de zoom, pero también las aplicaciones de diagnósticos en color sobre las imágenes 2D, las detecciones de caries por fluorescencia en los verdes, azules o ultravioleta (de 500 a 300 nm) o las visualizaciones en las radiaciones rojas e infrarrojas (de 600 a 900 nm), según los LED que se hayan emulado en el análisis.

45 Este mismo efecto de zoom en la imagen en color o las emulaciones podrá hacerse sobre las imágenes 3D. Es evidente que el paso del color a nivel de gris no será más que una función de desplazamiento presente en el software que controla los tratamientos de imágenes procedentes del funcionamiento de la cámara.

50 La conexión entre la cámara y el ordenador puede hacerse con o sin cable.

Según la invención la conexión por cable 3 será preferentemente por medio de una conexión USB 4 autoalimentada con un puerto específico 2 en el lado de la cámara 1. Esta conexión específica 2 se concebirá de tal manera que será adaptable a todas las formas de cámaras que, como como se verá más adelante, pueden revestir diferentes aspectos.

55 De la misma manera, y según la invención, la conexión podrá ser inalámbrica, en modo, por ejemplo, y esto no es limitativo, Wi-Fi. En este caso la antena estará incluida en la cámara o conectada en el lugar de la conexión específica 2. Igualmente, el ordenador se introducirá en la conexión USB una antena de envío y recepción de los datos que corresponden a las órdenes dadas por el programa situado en la cámara o en el ordenador. Esta disposición permitirá una comunicación rápida, fácil de usar y sencilla cualesquiera que sean las configuraciones de las consultas médicas, dentales o de los laboratorios de prótesis.

60 Según la invención, el ordenador 5 es de tipo estándar con una pantalla, incluida o separada. Este ordenador utiliza unas tarjetas estándar especialmente programadas para controlar la cámara o unas tarjetas específicas de control que se colocan sobre el bus.

65

En el caso de que el ordenador no pueda estar equipado o que esté previamente presente en la unidad de cuidado, se posiciona una caja intermedia 6 entre la cámara y el ordenador para suplir esta carencia. De la misma manera y para la misma función, esta caja se posicionará con posterioridad del ordenador, y la conexión USB 4 de la conexión se conectará directamente sobre el puerto USB del ordenador sin intermediario.

5 En la configuración representada en la figura 2a, una sección presenta el cabezal 7 de la cámara 1, un brazo 8 permite su introducción en la boca y un cuerpo 9, frecuentemente en el exterior de la boca. El cabezal presenta la sección del conjunto óptico de una lente central 10 del sistema óptico que comprende tres conjuntos (lentes de enfoque fijas, es decir sin regulación de enfoque antes de la toma de vista, y captadores CCD o CMOS) conectados a la tarjeta de conexión de imágenes 12 mediante un cable 11 preferentemente apantallado para evitar todas las interferencias nefastas para la calidad de la información transmitida. Esta tarjeta está a su vez conectada al ordenador 5 o a la caja específica 6 gracias a un conector específico 13 que sale de la cámara 1. Esta misma sección longitudinal permite distinguir los LED colocados hacia el sistema óptico 14 en el interior del cabezal protegido por el vidrio de protección y/o en la periferia del sistema óptico, separado de este 15. Un botón 18 permite accionar la toma de vista, si no se utiliza un pedal de control. El hecho de utilizar un sistema de toma de vistas sin desfase permite tomar esta imagen 3D con el botón sin riesgo de difuminados que pueden crearse por un movimiento involuntario.

20 La concepción de esta cámara tiene por objeto superponer un campo de lectura relativamente estrecho (un volumen de 15 x 15 x 15 cm) con una precisión de algunos micrómetros. Para ello el campo barrido por los sistemas de visión son idénticos pero los puntos de vista tienen un ángulo ligeramente diferente.

25 En la configuración representada en la figura 2b, se ve una sección longitudinal solamente con dos sistemas ópticos de los que no se ve en este caso más que la sección de uno de los dos sistemas 19 y de los LED 14 y 15 pudiendo ocupar las mismas posiciones que se han descrito anteriormente. Esta configuración permite reducir significativamente el volumen del cabezal de la cámara pero obliga a un desarrollo de software más significativo.

30 En la configuración representada en la figura 2c los captadores CCD o CMOS 20, y los sistemas de enfoque fijo 21 colocados esta vez en el cuerpo de la cámara, se sitúan enfrente de espejos reflectores de imágenes. Estos espejos, que pueden estar en un número de dos o más, de los que se ve una parte de uno de ellos 22 tienen un ángulo tal que pueden cubrir la misma zona de lectura bajo unos ángulos ligeramente diferentes que permiten al captador registrar la misma escena con un ligero desplazamiento espacial.

35 En la configuración representada en la figura 2d los captadores CCD o CMOS 20, y los sistemas de enfoque fijo 21 se colocan siempre en el cuerpo de la cámara, pero los espejos se sitúan enfrentados a unos microespejos 24 controlados por la tarjeta del procesador, por ejemplo del tipo FPGA situada en la cámara 1, en el ordenador 5 o en la caja intermedia 6. Se sabe que los microespejos, muy utilizados para la proyección de imágenes en los proyectores de video, lo son raramente en las técnicas de visualización. Estos microespejos pueden estar orientados en las tres direcciones del espacio y esto, muy rápidamente, un único espejo puede reemplazar una decena de espejos, e incluso más, permitiendo ver una escena ligeramente diferente, de la que una parte común lo será bajo unos ángulos diferentes. Los DMMD (o Digital Micro Mirror Device) denominados también DLP (Digital Light Processing), por ejemplo de Texas Instrument, utilizan unos microespejos (por ejemplo 10 μm x 10 μm) en el que el ángulo cambia rápidamente bajo el efecto de la variación del voltaje o de la tensión. Siendo su número superior a 1024 x 1280, es posible la precisión anunciada. El voltaje de modificación del ángulo se envía a la dirección de los electrodos que indican la torsión a aplicar a la rótula que soporta y orienta el espejo. Es suficiente una inversión de la polaridad para poner al espejo en otra posición. Los espejos son tan pequeños que el cambio se realiza en menos de 15 μs .

50 Esta solución es particularmente interesante porque permite sectorizar las vistas y grabarlas facilitando así las correlaciones de las imágenes durante la fase de tratamiento de imágenes.

55 Por supuesto que esta misma configuración puede concebirse, según la invención, con el captador situado en el cabezal o en el brazo de la cámara, evitando de ese modo una pérdida de la imagen o un brazo demasiado grande con el riesgo de dañar las inserciones en las zonas estrechas. Igualmente puede sectorizarse un único captador en la superficie con el fin de que esté en condiciones de recibir varias vistas al mismo tiempo.

60 Finalmente en la configuración representada en la figura 2e se sitúan unos captadores CCD o CMOS 20 y su sistema óptico 21 colocados en el cuerpo de la cámara, enfrente de fibras ópticas de transmisión de imágenes 26 cuya orientación de la sección de salida o la tensión aplicada al extremo, visible en la figura 2f, 30 y 31, permite superponer un campo idéntico bajo unos ángulos diferentes 32. Estas fibras pueden estar en número múltiple permitiendo así una captura bajo varios ángulos, y los sistemas ópticos y captadores pueden situarse en el cabezal o en el mango para evitar las reducciones de la señal de imagen.

65 Se observará que, para todas las configuraciones representadas en estas figuras, los LED pueden situarse en el cabezal de la cámara 14 o en el cuerpo 27 de esta. En este último caso, se colocan enfrente de una fibra transmisora de la luz 28 que tiene su extremo, de proyección de la luz, situado en el cabezal de la cámara 29.

5 Con referencia ahora a la figura 3a, se puede ver una representación del dispositivo según la invención que utiliza, en el cabezal de la cámara 7, tres sistemas ópticos fijos 10 y equilaterales 34 de enfoque de la imagen 21 situados alrededor del objeto medido 35 y colocados a una distancia fija y predeterminada mediante calibración delante de los
 10 captadores CCD o CMOS 20 colocados en el extremo de la caja, sin recurrir a unos endoscopios o unos espejos de reflexión y según la configuración de tres captadores que dejan ver la posición posible de los LED de iluminación específica 14 o de luz de longitudes de onda específica 33. Como se ve en esta sección, estos mismos LED 15 pueden colocarse también alrededor de la ventana 17 lo que permite iluminar mejor la escena medida.

10 Con referencia ahora a la figura 3b, se puede ver una sección frontal de la configuración de la figura 2b, los dos sistemas ópticos fijos de enfoque de la imagen 21 se sitúan alrededor del objeto medido y colocados a una distancia fija y predeterminada por calibración delante de los captadores CCD o CMOS 20 colocados en el extremo de la caja, sin recurrir a endoscopios o espejos de reflexión. Se encuentran los LED a su vez en posición central lo mismo para
 15 los LED de luz blanca 14 que para los LED de longitud de onda específica 33. Estos LED 15 y 37 pueden colocarse también alrededor del vidrio que protege el conjunto óptico 17. La posición en este caso está en la forma particular de un triángulo isósceles 38 pero esto no es limitativo. Se pueden concebir todas las posiciones de los sistemas ópticos 10 en la medida en que la configuración se fija en el software de medición y de correlación de las vistas. En esta misma figura, debido a la reducción del volumen de los elementos ópticos, se puede colocar un sistema de
 20 tratamiento de imágenes 36 (image processing), en la proximidad de los captadores lo que evita las pérdidas de información a lo largo de los hilos de conexión.

25 Con referencia ahora a la figura 3c, se puede ver que se colocan unos espejos de reflexión de la imagen 39, que pueden estar en número de dos o más, en el cabezal de la cámara según unos ángulos diferentes y que permiten la captura de la imagen sobre uno o varios captadores CCD o CMOS 20 colocados por detrás de los sistemas de enfoque 21 en el cuerpo de la cámara 1, —incluso colocados enfrente de los espejos de conducción de imagen concernidos—. Se encuentran diferentes LED 14-17-33 y 37 así como eventualmente el sistema de procesamiento de la imagen 36.

30 Se propone una variante en la figura 3d. Se trata en este caso de no utilizar más que un único espejo 40 de cambiar el ángulo ligeramente de los sistemas ópticos 10 incluyendo los sistemas de enfoque 21 y los captadores 20. Se encuentra esta disposición muy particular en el diseño complementario en el que se ve a través del vidrio de protección el único espejo 40 situado en el cabezal de la cámara y la posición de los dos captadores 42 que forman un ángulo relativo reducido, de algunos grados, de tal manera que la superficie del espejo sea necesaria y suficiente para reflejar una imagen, correspondiendo los dos ángulos diferentes a la posición de los dos captadores.
 35

Por supuesto, y según la invención, este montaje es un caso particular y puede estar compuesto de más de 1 espejo y de más de dos captadores.

40 Por referencia ahora a la figura 3e, que corresponde a la configuración de la figura 2d, se ven los microespejos 43 dispuestos en lugar del único espejo estático 40. Se podrían utilizar varios componentes DMMD pero uno solo es suficiente. La multiplicación permite multiplicar las imágenes y aumentar la precisión de la medición en tanto que se simplifican los algoritmos de búsqueda de la tercera dimensión.

45 En este montaje, se encuentra un único conjunto de sistema de enfoque 21 y de CCD o CMOS 20, sin que sea limitativo, en el cuerpo de la cámara 44 o en posición directamente próxima a los microespejos, en el cabezal de la cámara 45.

50 Se puede también, en los montajes descritos en las figuras 3c y 3e, conducir la imagen con ayuda de fibras ópticas transmisoras de imágenes tal como se muestra en la configuración de la figura 2e. En este caso se colocan una o varias fibras ópticas delante de los espejos, los microespejos o directamente en dirección al objeto medido (figura 2f), eventualmente por detrás del sistema óptico y en el eje del o de los captadores CCD o CMOS colocados en el cuerpo de la cámara, a su vez situada enfrente del otro extremo de las fibras ópticas de transmisión de imagen. Es posible también utilizar unas fibras muy cortas y colocar los sistemas óptico + captador 10 en el cabezal de la cámara, lo que limita significativamente el montaje y la regulación del sistema.
 55

Las figuras 4a, 4b y 4c demuestran hasta qué punto la presente invención responde a unas necesidades clínicas hasta entonces sin respuesta en odontología y oftalmología.

60 En odontología, el médico que desea hacer un diagnóstico o una huella con el objetivo de realizar una prótesis o un implante tiene necesidad de dos tipos de enfoque, uno rápido que le da solamente las informaciones necesarias (en términos de superficie medida y de precisión aportada) y el otro completo y preciso. Por ejemplo, la realización de una corona sobre un molar mandibular es realizable mediante CFAO dental si la huella óptica de la zona de preparación es precisa, completa y cuidada si la huella óptica de los dientes antagonistas da al menos las medidas de los puntos de contacto (cúspides, surcos) y unas formas de arcadas lo que no necesita la misma atención.
 65 Igualmente una huella para un aparato de rectificación de los dientes (ortodoncias) no necesitará tanta precisión como la que se refiere a la realización de un puente cerámico sobre unos cabezales de implantes.

Esta la razón por la que el dispositivo según la invención se convierte en tres tipos de cámaras dentales.

5 El tipo 1, esquematizado en la figura 4a representa el dispositivo de la invención en odontología que permite la toma de varias vistas pero que obliga al desplazamiento del cabezal de medida. Se trata de una cámara que graba en 3D y en color las arcadas dentales utilizando el principio de la invención a saber sin modificación o ajuste del enfoque y sin utilización de luz estructurada pero utilizando la proyección de luces LED con el fin de favorecer el reconocimiento de los tejidos y de las patologías. Puede ser de una única pieza, o dividirse en dos partes, una denominada "cabezal de medición" 46 que incluye el sistema óptico (lentes + captadores CCD o CMOS) asociada a los LED, y una segunda parte 47 denominada "cuerpo de tratamiento" que contiene las tarjetas de control y de tratamiento de imágenes disponibles para, eventualmente, otras formas de "cabezal de huella óptica" conectable sobre una toma específica 48 que reúne sobre un cuerpo universal 47 varios tipos de "cabezal de huella" como el cabezal de la cámara 46.

15 El tipo 2 está compuesto del mismo montaje de unidades de base, presente en el cabezal de la cámara pero multiplicado y repartido en una clase de porta-huella óptico 49 para una semi-arcada. Este montaje se hace posible por el hecho de que al no tener más que un único conducto de imagen, sin conducto para la luz estructurada, se puede multiplicar la longitud de la semi-arcada, detrás del vidrio de protección 17 encontrándose el montaje en el extremo de la cámara y debido a esto no está obligado a recorrer la arcada para tener la información. Una única fotografía permite recoger toda la superficie dental que se encuentra en el eje de la toma de vista, que no comprende los socavados. Esta toma de vista es rápida y suficiente para tener una medida o una información completa sin provocar molestias para el paciente.

20 Puede incorporarse una parte de tratamiento de imágenes al porta-huella 50, o puede ser desconectable según una toma 48 análoga a la del tipo 1, lo que permite a este porta-huella ser poco costoso, más simple y utilizar el mismo "cuerpo de tratamiento" que contiene las tarjetas de control y de tratamiento de imágenes 47 que el tipo 1.

25 La conexión se puede hacer por medio de un cable complementario o un sistema inalámbrico por ejemplo Wi-Fi, que reúne el conector 48 y la caja de la cámara 47, no presente en el dibujo, con el fin de facilitar la manipulación del pequeño sistema de lectura y de toma de la huella.

30 El tipo 3 es una extensión del tipo 2 para el conjunto de la arcada, teniendo un vidrio de protección con la forma de la arcada completa 51, que protege los sistemas ópticos previamente situados como en el sistema de las figuras 2a y 2b.

35 Como el tipo 2, se realiza en una única pieza con un sistema de tratamiento de imágenes situado en el mango 50 o aparato desconectable gracias a una toma específica 48 que le permite aprovecharse del sistema de tratamiento de imágenes intercambiable 47.

40 Este tipo 3 será muy útil para las grandes reconstituciones oclusales que corresponden a una prótesis sobre la arcada opuesta o para ciertos diagnósticos que no necesitan una vista de las zonas en socavado. Se encontrará también una aplicación principal al ser utilizado ventajosamente para la correlación de las vistas radiológicas o de haz cónico y de ese modo facilitar el reagrupamiento de las informaciones procedentes de la huella óptica y de la huella radiológica. Técnica y petición muy importantes en el campo de la implantología, este tipo 3 simplificará considerablemente el procedimiento y asegurará el enlace tan esperado entre la radioclínica y el ejercicio del protésico en CFAO en su laboratorio.

45 Se sabe en efecto que en las huellas radiológicas en 2D de tipo escáner o de haz cónico, o 3D tipo IRM, la información de la superficie exterior de la encía y de los dientes existe pero no es precisa. El conocimiento de esta misma superficie con ayuda de la huella óptica resultado de nuestra invención, permite reunir los dos archivos con el fin de disponer de un conjunto completo, coherente y preciso que permite la realización de los implantes con total seguridad, y disponer de los programas de CFAO dentales existentes.

50 Una sección 52 de la figura 4a, tipo 2 o 3, permite ver dos variantes de la disposición descrita en las figuras 3a y 3b. Es posible, cada vez más, reducir los volúmenes de los sistemas ópticos asociando captadores y lentes de enfoque, como se muestra en las cámaras web incluidas en las pantallas de los ordenadores portátiles. Como el sistema de enfoque presente es fijo y preciso con relación a un volumen y una profundidad de campo definida, se propone por lo tanto, según la invención, miniaturizar y multiplicar los captadores con el fin de aprovechar un análisis de toda la superficie estudiada, comprendida en ella los socavados distribuyendo estos conjuntos a lo largo de la huella óptica a realizar.

55 La figura 4b representa por tanto una variante de estos sistemas tipo 1, 2 y 3 con unos cabezales de lectura (lentes de enfoque y captadores) miniaturizados 53 rodeados de LED no visibles en el dibujo y protegidos por un vidrio 17. Esta variante envuelve toda o parte de la arcada, y permite tomar unas vistas de las superficies vestibulares 54, oclusales 55 y linguales 56 en una única fotografía. Se trata por tanto de un tipo de cámara especial más envolvente, más voluminosa pero capaz de tomar una vista completa y precisa de las zonas con y sin socavados. Es utilizable

según la configuración tipo 1 localizada en una zona de la arcada, tipo 2 para una semi-arcada o tipo 3 para toda la arcada. La toma de vista es completa, total y rápida. Las correlaciones y las mediciones se facilitan por el conocimiento a priori por los algoritmos de tratamiento de imágenes de la disposición y la fijeza de los sistemas ópticos y de los sistemas de enfoque, objeto de la invención. Este tipo 4b es un montaje utilizable en la boca pero sobre todo en su aplicación sobre los modelos de trabajo en escayola que encontrará toda su aplicación, en las consultas dentales y en los laboratorios. La toma de la huella se denomina huella óptica centrífuga porque converge hacia el centro de la imagen.

La figura 4c muestra otra variante de forma convexa para la toma de la huella en los porta-huellas tradicionales 57, evitando así al dentista efectuar la colada de su modelo pero le permite hacer una huella clásica, si lo prefiere y transmitirlo al laboratorio bajo una forma digital (soporte sólido o Internet). La toma de la huella se denomina huella óptica centrípeta porque converge hacia el exterior de la imagen.

Las figuras 5a, 5b y 5c representan unas vistas detalladas de la ventana óptica del sistema de visualización en odontología para una cámara con dos sistemas ópticos 64 en la figura 5a, con tres sistemas ópticos 65 en la figura 5b y para una semi-arcada en la figura 5c. En estas figuras se visualiza un modo de posicionamiento, pero esto no es más que un ejemplo, detallándose para poder ver la posición de los conductos de imágenes 58, que pueden ser unas lentes o unos espejos y la posición posible de los LED "blancos" 59 y de los LED de longitudes de onda específica, como, por ejemplo y esto no es limitativo, unos LED en el rojo y/o infrarrojo 60, en el naranja 61, en el verde 62, en el azul y/o ultravioleta 63.

Como se ve en la figura 5b, los LED blancos 66 pueden colocarse en la periferia de la ventana de protección 17.

Cada uno de estos LED tiene un papel específico que se describirá más completamente en lo que sigue del documento. El LED denominado "blanco o de luz de día" tiene por objeto revelar los colores "verdaderos" percibidos por el ojo humano con exactitud favoreciendo la relación señal/ruido mientras que los LED con unos valores de longitud de onda predeterminada tiene como función evidenciar unas zonas interesantes en los planos matemático (zonas de correlación...), patológico (reacciones de patología, de fluorescencia...) o anatómico (la encía es roja y los dientes son blancos).

Con referencia ahora a la figura 6, se pueden ver las diferentes etapas del tratamiento de la medición dental y del análisis de los tejidos utilizando el dispositivo, objeto de la invención.

Con el fin de que se comprenda bien la función del dispositivo objeto de la presente invención en odontología, se han presentado en esta figura 6, los diferentes estados de su implementación. Se observará a título de ejemplo que pueden existir, y esto no es limitativo, unos tiempos complementarios como el análisis espectro colorimétrico.

En un primer tiempo, el operador, tanto si es el dentista en su puesto, el asistente o el técnico de laboratorio, agarra la cámara lo que tiene como efecto emular los programas gracias a un pequeño trinquete de encendido que existe sobre el soporte de la cámara o incluido en la cámara sí. Introduce la cámara en la boca del paciente 78, sobre la huella o sobre el modelo duplicado de la vista bucal (y visualiza su posición con ayuda de la pantalla, no visible en el diagrama pero que corresponde a la pantalla 5) de la figura 1, la vista que capta la cámara). Pulsa sobre el botón 18 que hace iniciar la lectura y el registro de los sistemas de captura de las vistas dinámicas, es decir una película de vistas sucesivas y que no se detendrán más que con la liberación del botón 18 o después de una segunda pulsación. Es posible una función de simple lectura sin grabación por simple selección en el menú general seleccionado en el momento del agarre de la cámara que plantea la cuestión 1: "toma de la huella 3, "simple visualización 3D" o "simple visualización 2D" en el ordenador 5.

La huella se completará de imagen en imagen mediante el refresco rápido del captador y el envío de las imágenes sucesivas en la memoria 80 de la cámara 1 y/o el ordenador 5 y/o de la caja intermedia 6. Se realizará un tratamiento algorítmico 81 en cada dato para extraer de ellos las características que permitan conocer la posición espacial del color de cada punto medido en un marco de referencia. Esto permitirá generar una nube de puntos 82 en el marco de referencia. Estas nubes de puntos se reunirán 83 con el fin de ponerlas en un marco de referencia común 84 y posteriormente se correlacionarán 85 en una nube de puntos única y con el mismo marco de referencia. Por supuesto este procedimiento puede ser ligeramente diferente según el tipo de configuración adoptado tal como los definidos en las figuras 2a a 2e. Al ser las vistas ricas en puntos, se filtrarán 86 con el fin de extraer los datos necesarios y suficientes y/o presentarlos bajo forma de algoritmos o de simples valores matriciales punto por punto. Será posible, por ejemplo a este nivel sin que se imponga porque es posible hacer esta etapa en una vista de video en el momento de la toma de la imagen o totalmente con posterioridad sobre las funciones logarítmicas, verificar la densidad de la información en función de las superficies medias 87. Esta operación es evidentemente importante porque la buena elección de un grado de presencia de un número de puntos por unidad de superficie o la elección de un desplazamiento cuidadoso permite saber si la medida es suficiente para dar una huella óptica precisa. Esta verificación de los datos se realizará 87 y conducirá, o bien a una validación de la huella o bien a un complemento de toma de vistas 89 y 90. Esta decisión se puede tomar gracias a una presentación sobre la pantalla 5 de las zonas medias 88 en color rojo (por ejemplo) para las zonas a completar y mediante una visualización verde (por ejemplo) para las zonas suficientemente ricas.

Las vistas complementarias seguirán el mismo camino que las vistas iniciales y vendrán a completar, por ejemplo en 83 la nube de puntos insuficiente.

5 No quedará ya más que reunir los datos validados 94 de cada punto de la nube y hacer, eventualmente, una visualización definitiva 95. El total conducirá a la concepción de un primer tipo de archivo denominado "archivo de toma de huella óptica" 96.

10 Como se ha dicho, durante la toma de vista 78 se activa la iluminación de los LED 79. A las cuestiones de elección de tipos de vistas se añaden otras tres cuestiones en el menú "huella óptica" o "análisis espectral" o "análisis patológico". Esta segunda elección permite definir el tipo de iluminación elegido. Si se opta por una huella óptica, serán los LED denominados "luz de día" 14 o compuestos de LED que por sus complementariedades dan una luz de espectro conocido 33, los que se activarán. La huella será por tanto en color lo que permitirá generar la información solicitada 91. Esta información vendrá o bien a completar la nube de puntos 83 o bien a rellenar un archivo específico en color 92 que, comparado con los archivos memorizados 93 permitirá una identificación gruesa del tono. Si se desea conocer mejor el tono, se efectuará un barrido espectral del IR al UV activando los LED específicos 60-61-62-64 y sucesivos eligiendo la función "análisis espectral". Estos dos archivos permitirán generar un segundo tipo de archivo 96 específico "colores en vistas tridimensionales" y resultado de un análisis espectro-colorimétrico. Finalmente activando la función "análisis patológico" se activarán específicamente y/o sucesivamente estos mismos LED con una intensidad penetrante propia para cada patología buscada lo que nos permitirá generar un tercer tipo de archivo denominado "patológico" 96 con una vista tridimensional coloreada que muestra las detecciones efectuadas.

20 Estos archivos, de primer, segundo y/o tercer tipo, se añadirán al archivo del paciente (97) preestablecido, y transmitido localmente (Wi-Fi, cables USB, Ethernet, etc.) o exteriormente (Internet, etc.) bajo un formato específico o estándar (STL, etc.).

30 Se ve por tanto, que a diferencia de todos los sistemas conocidos, la presente invención permite generar unos archivos de huellas ópticas dinámicas en color con los datos espectrales que corresponden a unas mediciones de espectro-colorimetría.

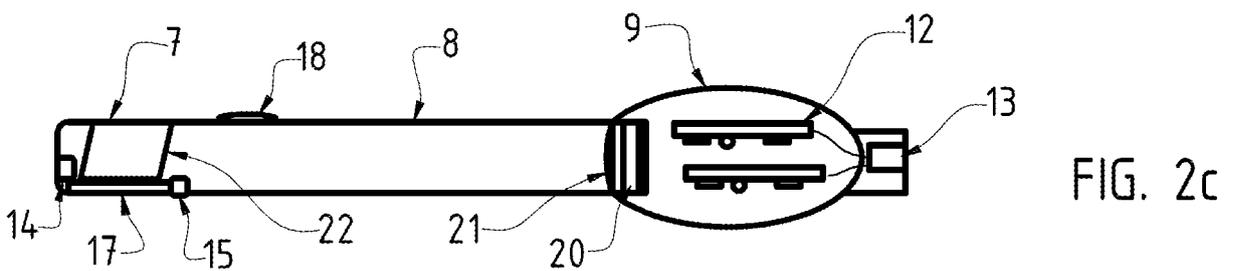
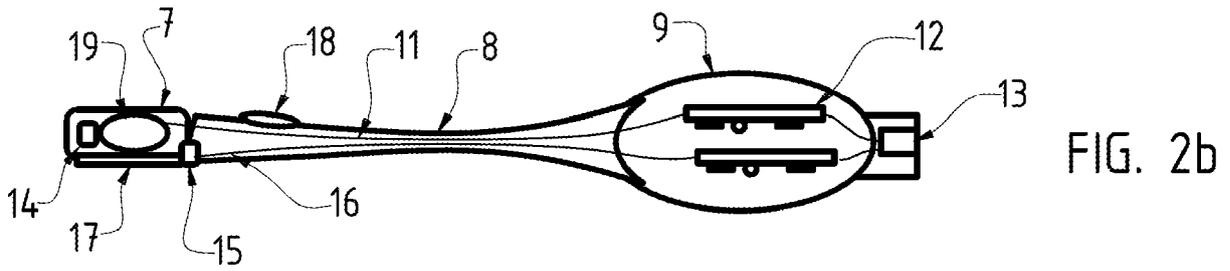
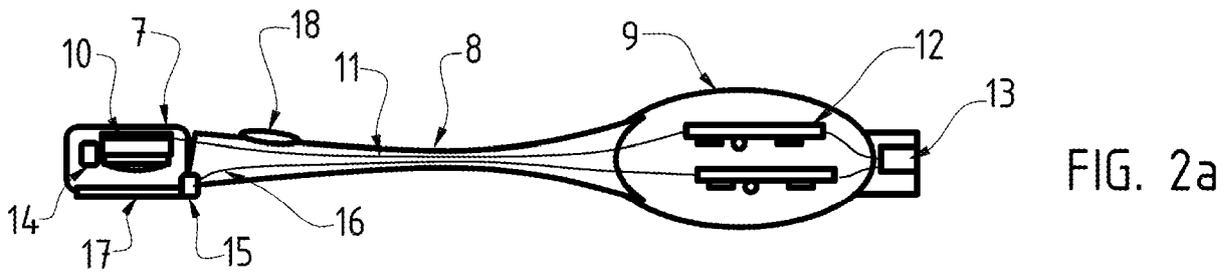
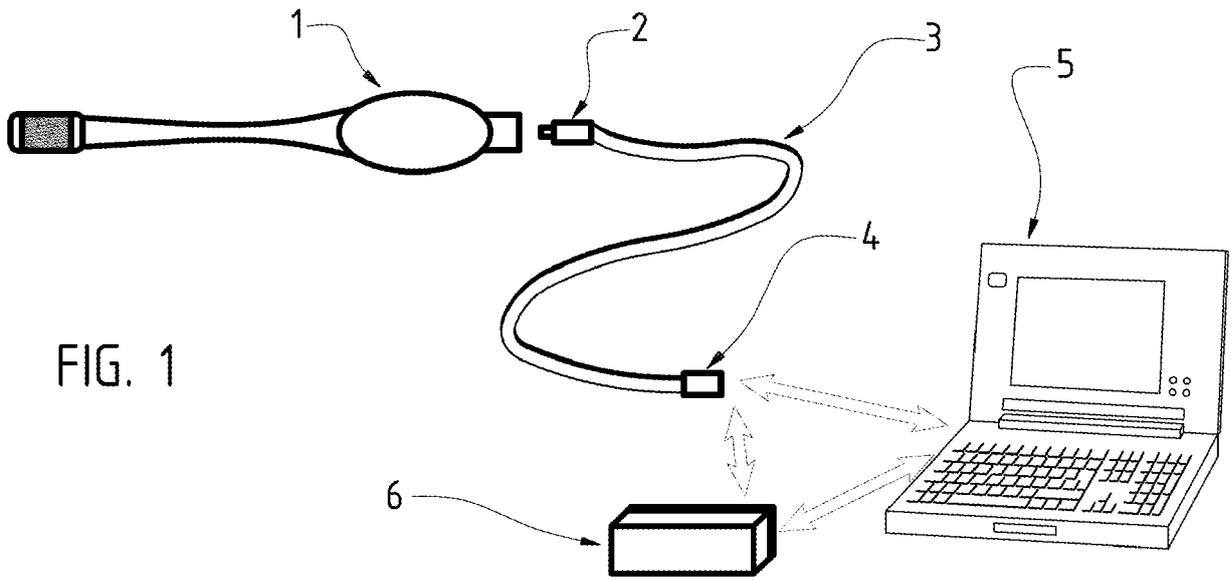
35 Ventajosamente según la invención, es posible seguir los movimientos mandibulares colocando la cámara en la zona vestibular de las mandíbulas de la boca. Se trazan unos trayectos de color rojo, y esto no es más que un ejemplo no limitativo, sobre el maxilar superior y sobre el maxilar inferior puesto que los movimientos de los dos maxilares son registrados en vista vestibular, desde el punto de partida hasta el final del movimiento. La cámara toma unas vistas en las que se desplaza una nube de puntos (el maxilar inferior) con relación a otra nube de puntos (el maxilar superior considerado por principio inmóvil). Debido a que el marcado pertenece, de manera independiente, a cada uno de los maxilares, el sistema no seguirá más que el desplazamiento de los marcados coloreados, valorados en el momento de la iluminación del LED rojo. Este mismo marcado existente en el momento en que la huella óptica hecha separadamente del maxilar superior y el maxilar inferior, el programa de correlación utilizará esta referencia coloreada no solamente para correlacionar las imágenes de cada uno de los maxilares sino también para visualizar los movimientos en función de la cuarta dimensión, el tiempo.

45 Ventajosamente, y esto sigue siendo un punto muy interesante de la invención, es posible trabajar en 2D en color a partir de las vistas 3D. Esto puede hacerse de dos maneras diferentes.

- 50 - Como se utiliza una luz de día 79, sin proyección de tramas u otras luces estructuradas, la pantalla de visualización 5 en nuestro proceso de control durante la toma de las vistas 78, se permite utilizar esta cámara de huella óptica como una simple cámara 2D limitando significativamente el coste de inversión de los médicos.
- Se puede efectuar también esta visualización 2D, después del tratamiento digital y evidenciado de las zonas patológicas resaltadas por el barrido de los LED de longitudes de onda específicas. Esa técnica no es posible evidentemente más que partir de imágenes 3D.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo de toma de vistas adaptado para tomar en tres dimensiones unas huellas ópticas de un objeto a estudiar en el campo dental, comprendiendo el dispositivo, por un lado, un sistema de iluminación de diodos emisores de luz (14, 15, 27, 33, 37, 59, 60, 61, 62, 63, 66) adaptados para iluminar el objeto y, por otro lado, una cámara (1) que incluye un juego de al menos dos captadores (20) adaptados para captar una imagen del objeto, caracterizado por que comprende un sistema óptico de enfoque (10, 19, 21, 53, 64, 65) inmóvil y de foco fijo que está adaptado para transmitir sin deformación la imagen del objeto a los captadores (20), siendo la cámara (1) una cámara estereoscópica en la que los captadores (20) son inmóviles, estando colocados los captadores (20) de cada juego por detrás del sistema óptico de enfoque (10, 19, 21, 53, 64, 65) con el fin de observar el conjunto del objeto según un ángulo diferente, de manera que la cámara (1) está adaptada para tomar la huella óptica tridimensional en color del objeto en una única fotografía que se realiza simultáneamente sobre el conjunto de los captadores (20) del juego, sin tener que proyectar sobre el objeto una luz estructurada o depositar sobre este una capa blanca.
- 10 2. Dispositivo de toma de vistas según la reivindicación 1, caracterizado por que a cada captador (20) está asociado un sistema óptico de enfoque (10, 19, 21, 53, 64, 65).
- 15 3. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 1 y 2, caracterizado por que la cámara (1) comprende un cabezal (7) adaptado para disponerse en una boca de un paciente.
- 20 4. Dispositivo de toma de vistas según la reivindicación 3, caracterizado por que la cámara (1) comprende unos medios de transmisión de imagen (22, 24, 26, 39, 40, 43) que están adaptados para transmitir la imagen del objeto al sistema óptico de enfoque (10, 19, 21, 53, 64, 65) dispuesto fuera del cabezal (7).
- 25 5. Dispositivo de toma de vistas según la reivindicación 4, caracterizado por que los medios de transmisión de imagen comprenden un espejo (22, 24, 39, 40, 43).
- 30 6. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 4 y 5, caracterizado por que los medios de transmisión de imagen comprenden una fibra óptica de transmisión de imagen (26).
- 35 7. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 4 a 6, caracterizado por que la cámara (1) comprende una fibra óptica de transmisión de luz (28) adaptada para transmitir al objeto la luz emitida por un diodo emisor de luz (27) que se dispone fuera del cabezal (7).
- 40 8. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que los diodos emisores de luz (14, 15, 27, 33, 37, 59, 60, 61, 62, 63, 66) emiten luz en diferentes longitudes de onda.
- 45 9. Dispositivo de toma de vistas según la reivindicación 8, caracterizado por que se configura de manera que permite la activación de una selección de diodos emisores de luz (14, 15, 27, 33, 37, 59, 60, 61, 62, 63, 66) permitiendo obtener una iluminación particular del objeto.
- 50 10. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizado por que se configura de manera que tome unas imágenes en dos dimensiones del objeto no utilizando más que un único captador (20) por juego de captadores.
- 55 11. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizado por que la cámara (1) comprende, por un lado, una primera parte (46) con el sistema de iluminación, los captadores (20) y el sistema óptico de enfoque (10, 19, 21, 53, 64, 65) y, por otro lado, una segunda parte (47) que comprende un sistema de tratamiento de imágenes (36) y que es separable de la primera parte (46).
12. Dispositivo de toma de vistas según una de las reivindicaciones 1 a 11, caracterizado por que la cámara (1) comprende varios juegos de captadores (20) dispuestos unos con relación a los otros de manera que puedan tomar en tres dimensiones una huella dental de al menos una semi-arcada dental en una única fotografía realizada simultáneamente sobre el conjunto de los captadores (20) de la cámara (1).



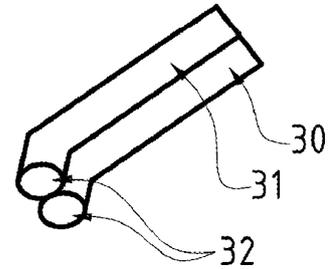
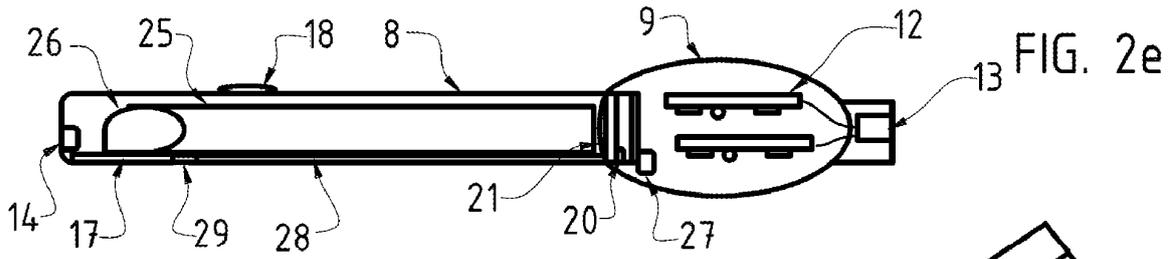
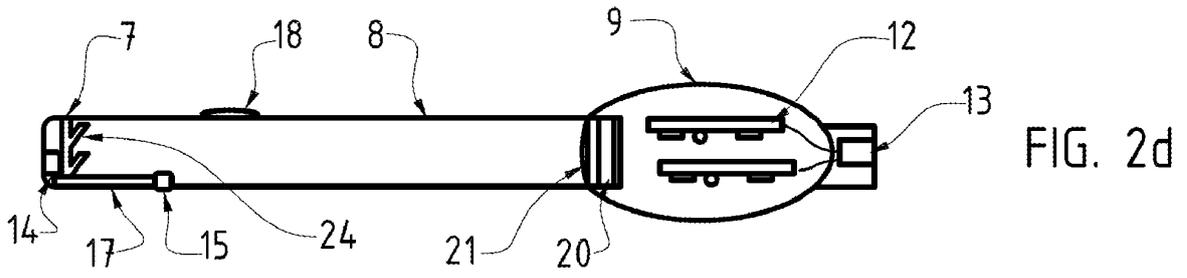


FIG. 3a

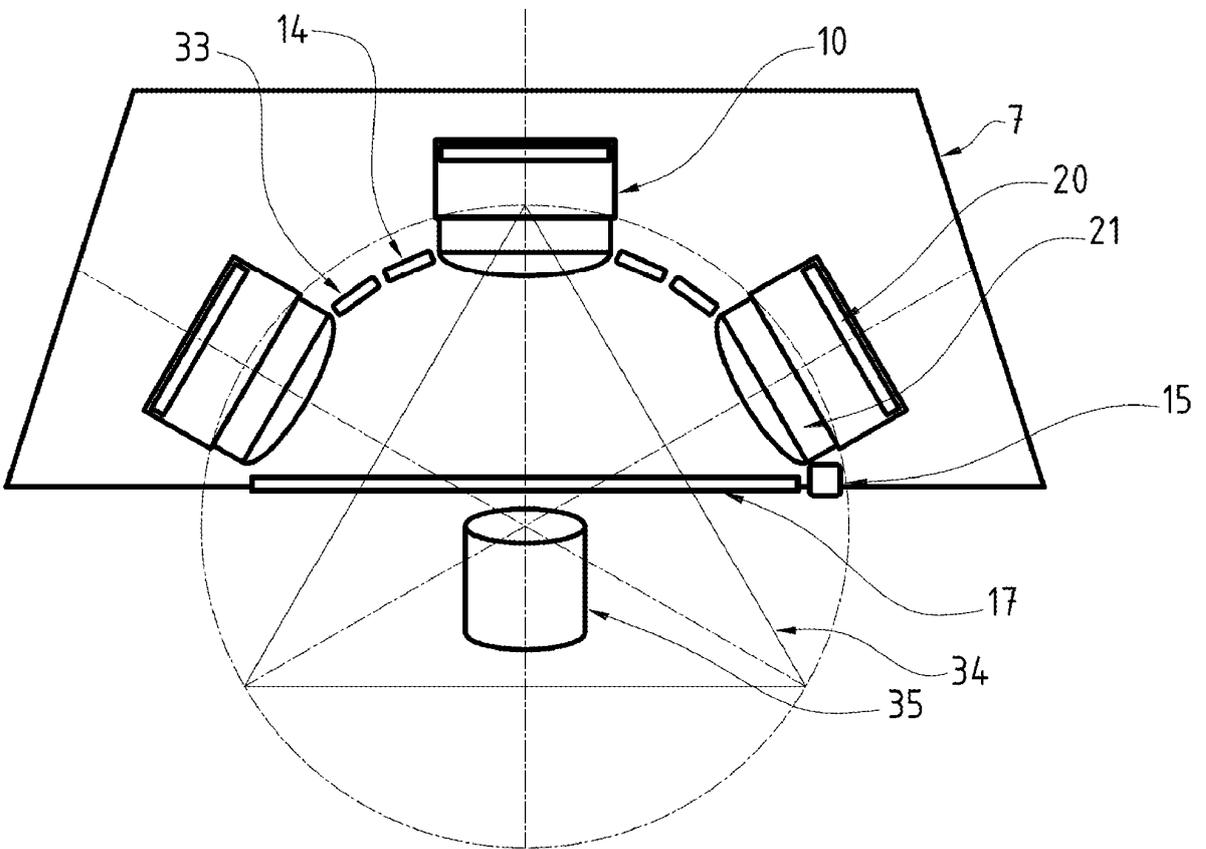


FIG. 3b

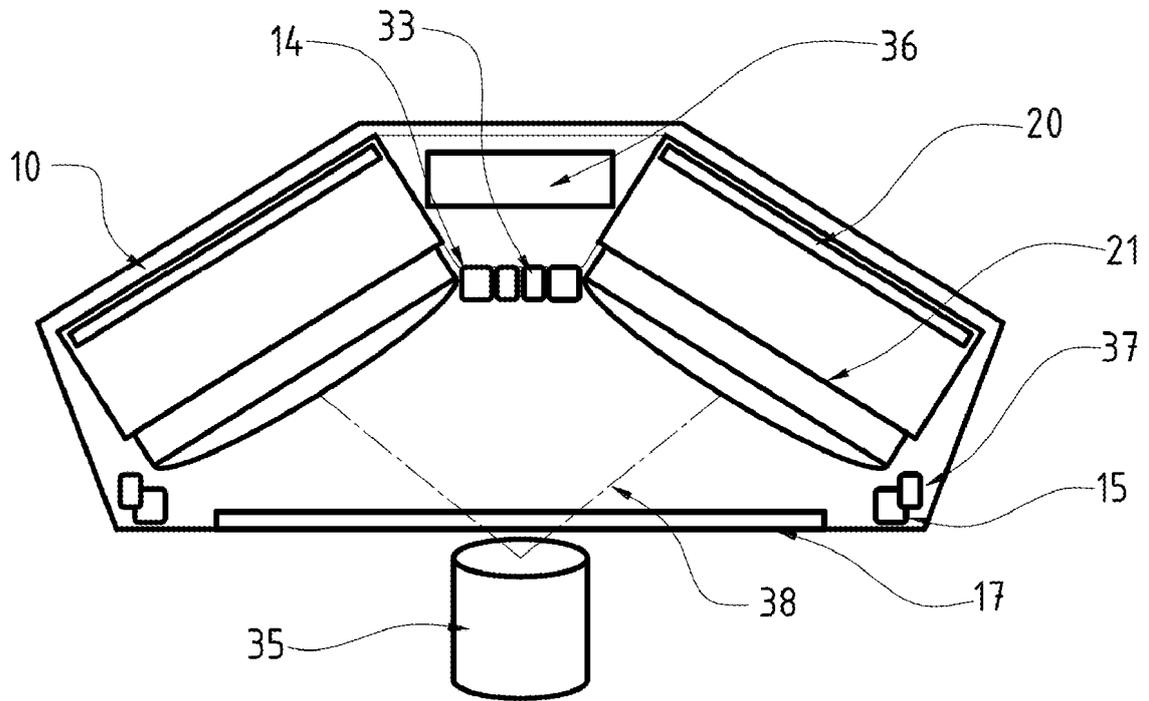


FIG. 3c

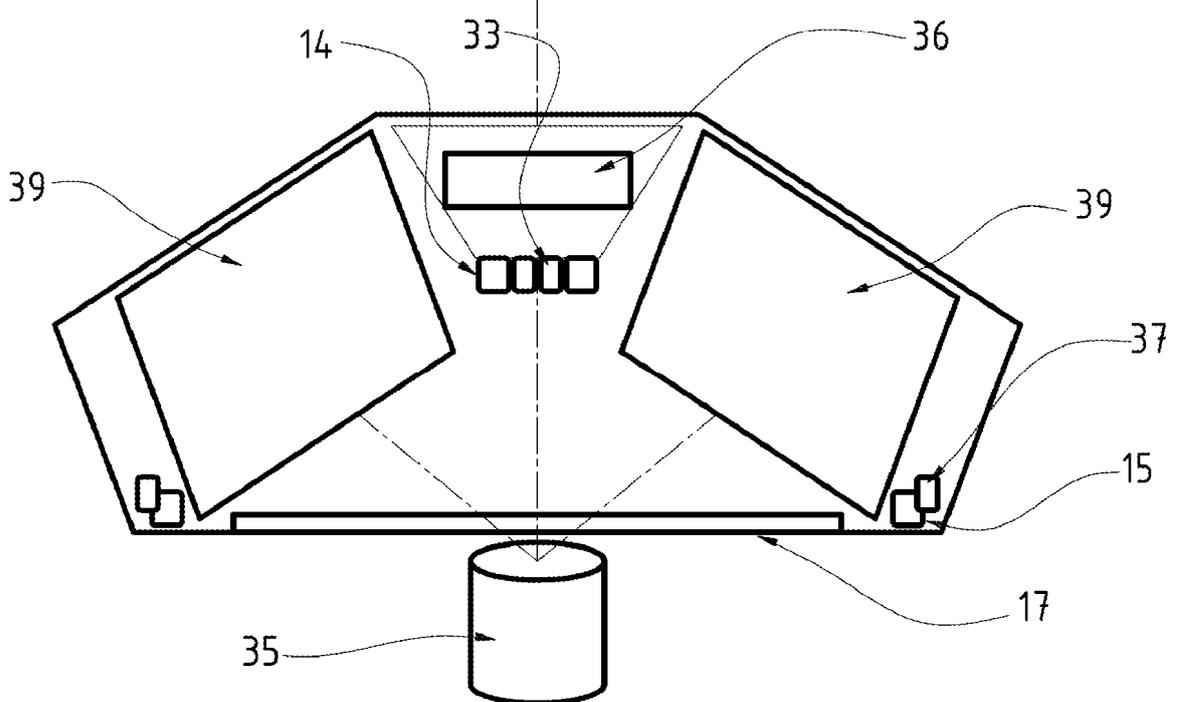


FIG. 3d

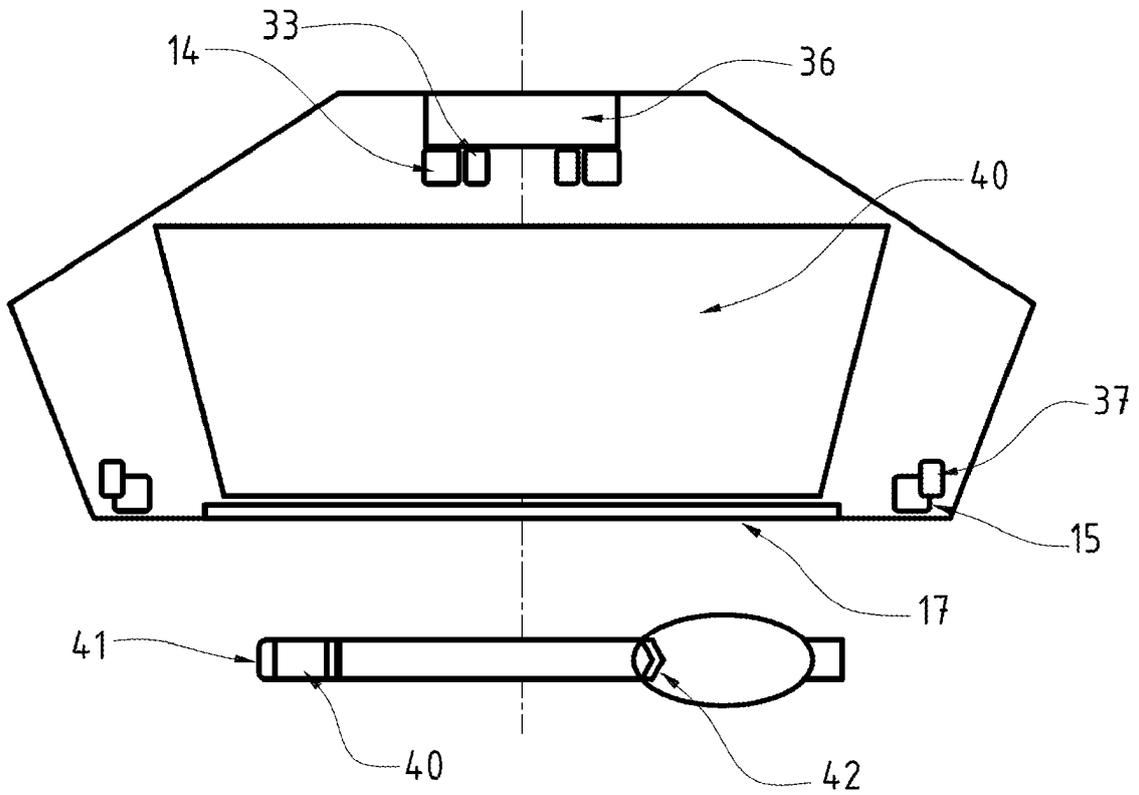


FIG. 3e

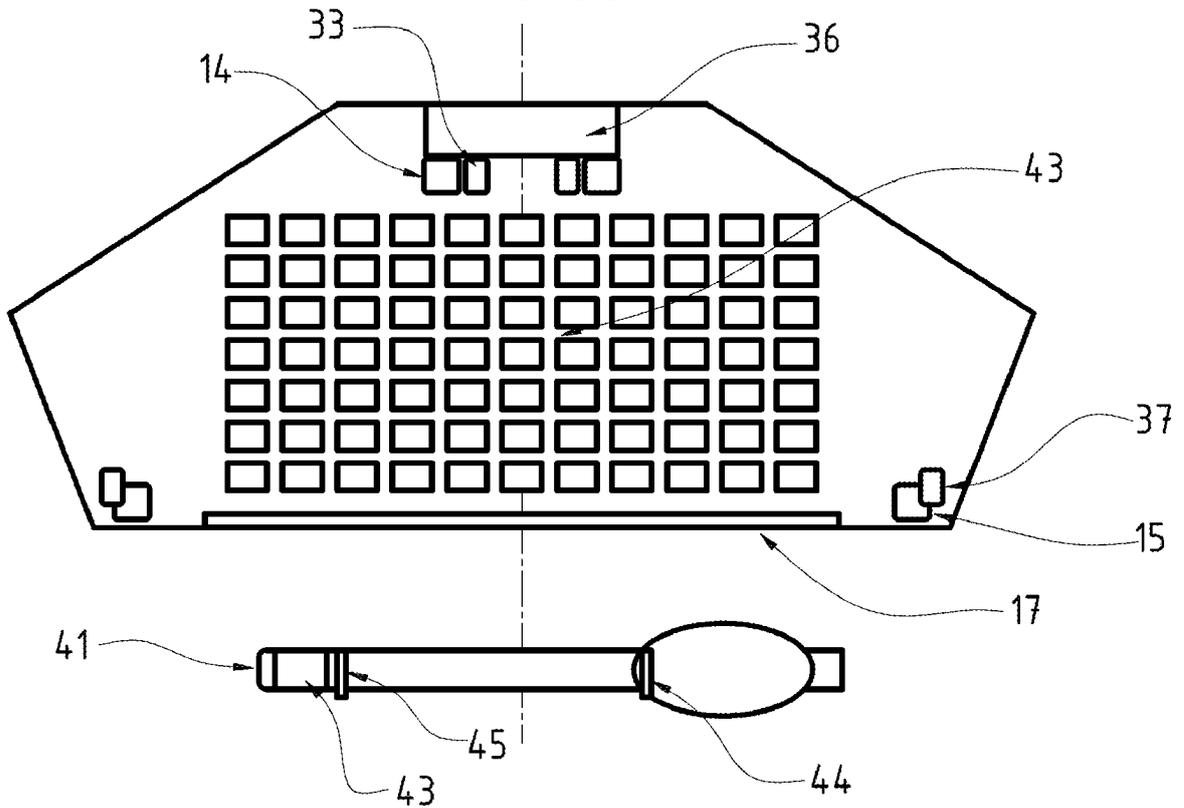
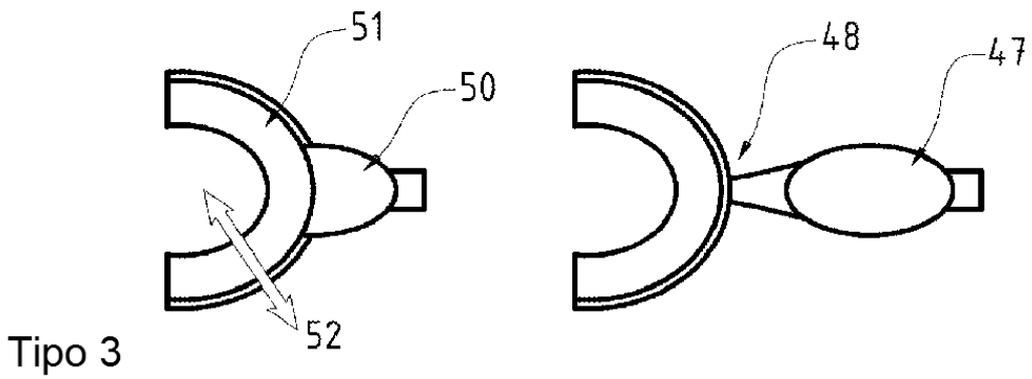
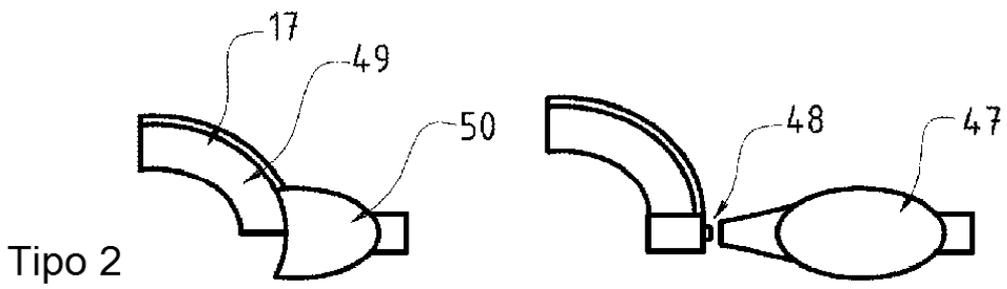
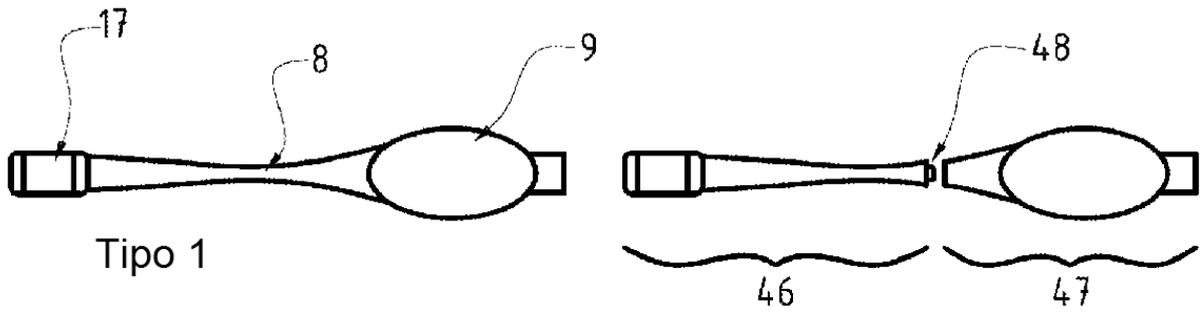


FIG. 4a



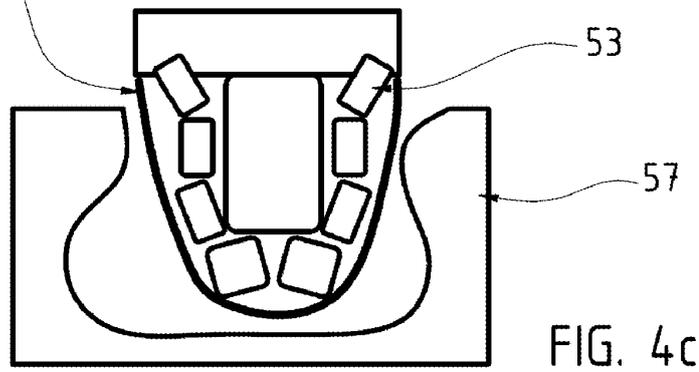
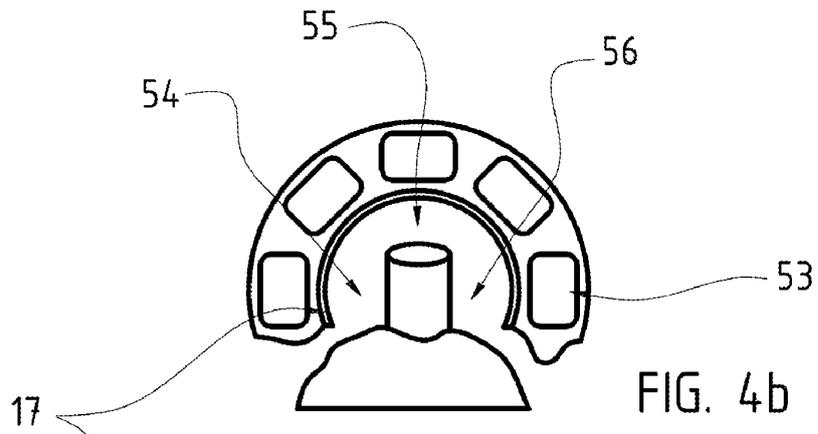


FIG. 5a

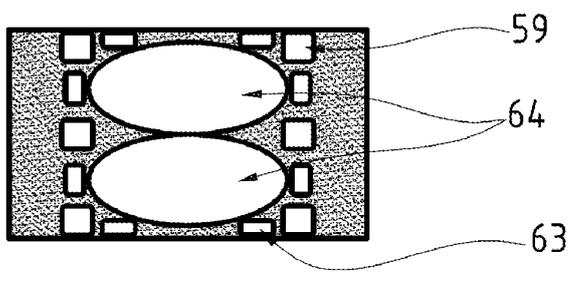


FIG. 5b

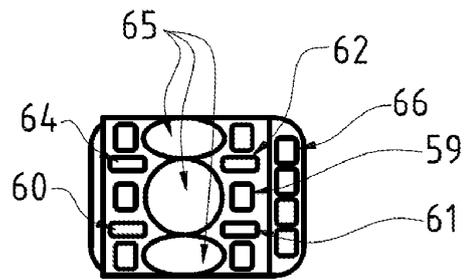
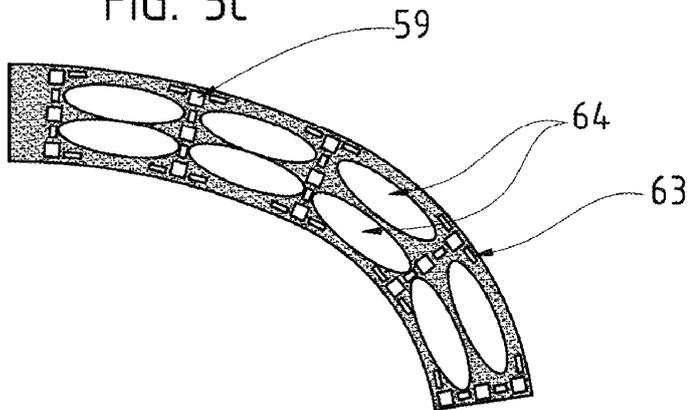


FIG. 5c



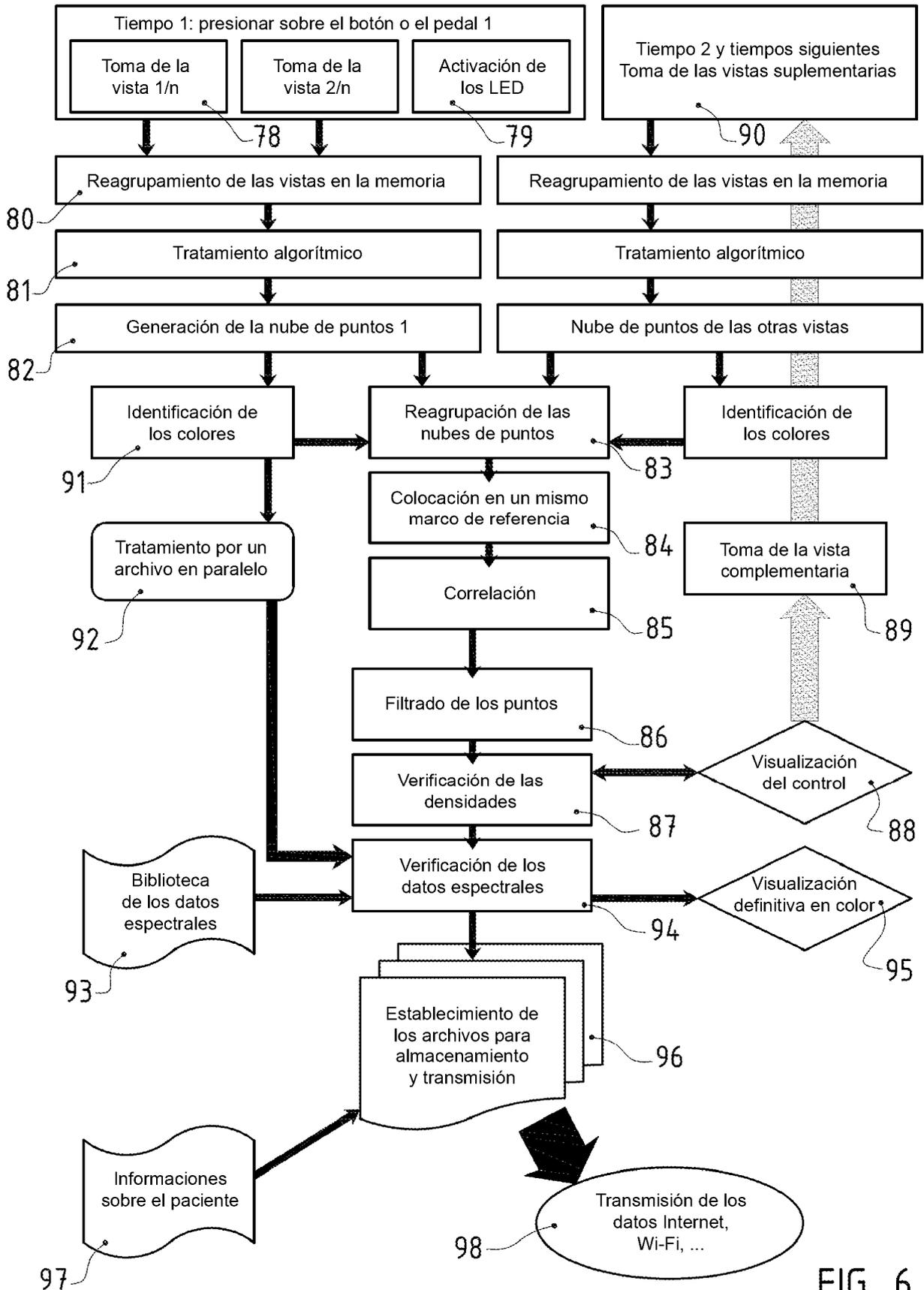


FIG. 6