

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 967 677**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61C 13/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.06.2013** **PCT/DK2013/050213**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.01.2014** **WO14000745**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.06.2013** **E 13809950 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.11.2023** **EP 2866644**

54 Título: **Escáner intraoral 3D que mide fluorescencia**

30 Prioridad:

27.06.2012 US 201261665015 P
29.06.2012 DK 201270382

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
03.05.2024

73 Titular/es:

3SHAPE A/S (100.0%)
Holmens Kanal 7, 4
1060 Copenhagen, DK

72 Inventor/es:

VAN DER POEL, MIKE y
HOLLENBECK, KARL-JOSEF

74 Agente/Representante:

LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

ES 2 967 677 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

Escáner intraoral 3D que mide fluorescencia

5 Campo de la invención

La invención se refiere a escaneo intraoral 3D. En particular, la invención se refiere a un sistema de escáner 3D en el que la fluorescencia grabada en los dientes de un paciente se utiliza para detectar regiones cariogénicas en los dientes. En particular, la invención se refiere a un sistema de escáner 3D en el que se utiliza la fluorescencia grabada de la cavidad intraoral al generar una representación digital 3D de la cavidad intraoral.

Antecedentes de la invención

El documento US20080063998 describe una técnica en la que una imagen de fluorescencia y una imagen de reflectancia se combinan para formar una imagen en la que el contraste entre una región cariogénica y una estructura sana de diente se intensifica en la imagen 2D.

El documento US2008094631 describe un sistema con cámara intraoral y dispositivo de medición. El dispositivo de medición es capaz de recoger color, translucidez, fluorescencia, lustre, textura de superficie y/u otros datos para un diente particular del dispositivo de medición que se pueden luego combinar con imágenes capturadas por la cámara intraoral.

En la técnica anterior (por ejemplo, en el documento WO2010145669) se conocen escáneres ópticos 3D para grabar las características topográficas de superficies dentro de la cavidad intraoral, particularmente de la dentición. Ejemplos de escáneres intraorales 3D disponibles comercialmente son 3Shape TRIOS, Cadent iTero, Sirona Cerec y 3M Lava C.O.S.

El tamaño de cualquier elemento de sonda en los escáneres intraorales está limitado porque tiene que encajar en la boca humana. En consecuencia, el campo de visión de tales escáneres es menor que el objeto de interés en muchas aplicaciones, que pueden ser múltiples dientes en vecindad o una arcada dental completa. Por consiguiente, los escáneres intraorales 3D se basan en "coser" varios escaneos secundarios, cada uno representativo de un campo de visión, pero obtenidos en múltiples posiciones, por ejemplo, moviendo el escáner 3D a lo largo del arco dental. El escáner 3D graba una serie de escaneos secundarios que se coserán para producir una representación digital 3D general de la topografía de superficie de la parte escaneada de la cavidad intraoral. Un escaneo secundario representa un mapa de profundidad para una posición y una orientación relativas dadas del escáner 3D y de la cavidad intraoral del paciente. Para obtener múltiples escaneos secundarios, el escáner 3D se mueve a lo largo de la cavidad intraoral o de alguna región de ésta y, potencialmente, se coloca en ángulo también de manera diferente. El escáner 3D tiene que moverse y colocarse en ángulo de tal manera que al menos algunos conjuntos de escaneos secundarios se superpongan, al menos en parte, con el fin de permitir la sutura. El resultado de la sutura es una representación digital 3D de una superficie más grande que la que puede capturarse con un único escaneo secundario, es decir, que es más grande que el campo de visión del escáner 3D. La sutura, también conocida como registro, funciona identificando regiones superpuestas de superficie 3D en diversos escaneos secundarios y transformando escaneos secundarios en un sistema de coordenadas común de tal manera que las regiones superpuestas coincidan, dando lugar finalmente al escaneo global. El algoritmo del punto más cercano iterativo (ICP) se utiliza ampliamente para este fin.

Sumario

Un objeto de la invención es proporcionar un sistema de escáner 3D que sea capaz de mapear la fluorescencia y/o una representación de una región cariogénica en una representación digital 3D de los dientes.

Un objeto de la invención es proporcionar un sistema de escáner 3D en el que se utilice el mismo sensor de imagen para grabar la luz de sonda reflejada por los dientes y la fluorescencia emitida por los materiales fluorescentes de los dientes, tales como materiales fluorescentes en regiones cariogénicas de un diente.

Un objeto de la invención es proporcionar un sistema de escáner 3D en el que la luz de sonda reflejada desde los dientes y la fluorescencia emitida por los materiales fluorescentes de los dientes, tales como materiales fluorescentes en regiones cariogénicas de un diente, puedan leerse a partir de la misma imagen grabada.

Se divulga un sistema de escáner 3D para detectar y/o visualizar regiones cariogénicas en dientes en base a la fluorescencia emitida por dichos dientes, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

- una unidad de iluminación capaz de proporcionar luz de sonda para iluminar los dientes, en el que dicha luz de sonda comprende luz en una primera longitud de onda que es capaz de excitar el material fluorescente de los dientes;

- un sensor de imagen para grabar imágenes de luz recibidas de los dientes iluminados, en el que dicho sensor de imagen es capaz de detectar la fluorescencia emitida por dicho material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda;

5 - medios de procesamiento de datos configurados para:

i. crear una representación digital 3D de la topografía 3D de los dientes en base a imágenes grabadas que comprenden luz de sonda reflejada desde los dientes;

10 ii. crear una representación de la fluorescencia emitida desde el material fluorescente de los dientes en base a imágenes grabadas que comprenden la fluorescencia emitida, y

iii. mapear la representación de la fluorescencia emitida en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes para proporcionar una representación digital 3D combinada; y

15 - una unidad de exhibición visual en la que se visualiza la representación digital 3D combinada.

En la visualización de la representación digital 3D combinada, las regiones fluorescentes y/o cariogénicas están dispuestas de acuerdo con su verdadera posición en los dientes. En algunos casos, la caries se puede detectar directamente a partir de la fluorescencia emitida desde la región cariogénica cuando se ilumina con luz en la primera longitud de onda, de tal manera que la representación de la fluorescencia emitida sea una representación directa de la región cariogénica.

25 La representación mapeada de regiones cariogénicas identificadas puede proporcionar una visibilidad mejorada en relación con la superficie de diente en comparación con cuán visibles sean en el diente las regiones cariogénicas identificadas, de tal manera que la visualización de la representación digital 3D combinada puede proporcionarle una valiosa asistencia al dentista al examinar el conjunto de dientes de un paciente. Esto puede, por ejemplo, ser el caso cuando la región cariogénica se representa con un color y/o con un brillo distintos en la representación digital 3D combinada.

30 En el contexto de la presente invención, la expresión "grabar fluorescencia" puede referirse al caso en el que se graban imágenes de fluorescencia que muestran fluorescencia emitida desde el material fluorescente.

35 El sistema de escáner 3D de acuerdo con la presente invención tiene una unidad de iluminación con al menos una primera fuente de luz que puede emitir luz en una primera longitud de onda destinada a excitar materiales fluorescentes en partes de la cavidad intraoral, y un sensor de imagen que puede medir la fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando se ilumina con luz en dicha primera longitud de onda. En algunas realizaciones, la primera fuente de luz proporciona luz UV, y la fluorescencia emitida desde el material fluorescente en el tejido dental duro tiene una longitud de onda correspondiente a la luz visible, de tal manera que se pueden usar sensores de imagen estándar en la invención. Las fuentes de luz útiles en esta invención pueden ser láseres o LED, u otras.

45 Se puede generar una representación digital 3D de la topografía de superficie 3D de una cavidad intraoral en base a la luz reflejada desde las superficies de la cavidad intraoral. Cuando una superficie de la cavidad intraoral se ilumina con luz procedente de una fuente de luz del sistema de escáner 3D, la luz reflejada desde la superficie dentro de un campo de visión es detectada por un sensor de imagen del sistema de escáner 3D. En base a la luz reflejada, los medios de procesamiento de datos pueden calcular un escaneo secundario para la región de la superficie dispuesta dentro del campo de visión. Se puede calcular una serie de escaneos secundarios cuando, por ejemplo, una parte portátil del sistema de escáner 3D se mueve con respecto a la cavidad intraoral de tal manera que diferentes regiones de la superficie queden dispuestas en el campo de visión.

50 La fluorescencia emitida por el tejido dental duro puede tener una distribución espectral que depende de la longitud de onda de la luz utilizada para excitar el material fluorescente, de tal manera que la fluorescencia esté predominantemente dentro de un intervalo de longitud de onda para un valor de la primera longitud de onda y dentro de otro intervalo de longitud de onda para otro valor de la primera longitud de onda. La fluorescencia puede emitirse sobre un intervalo de longitudes de onda de fluorescencia en el que el material fluorescente emita fluorescencia cuando se excite con luz en dicha primera longitud de onda.

55 Para medir las características topográficas 3D de una o más superficies de la cavidad intraoral, el escáner 3D puede emplear cualquiera de los principios ópticos conocidos en la técnica, por ejemplo, escaneo de enfoque, escaneo confocal, triangulación u otros. Todos estos principios requieren al menos una fuente de luz y miden alguna característica de la luz reflejada desde la superficie intraoral.

60 El sensor de imagen está configurado para grabar la fluorescencia emitida desde el tejido dental duro cuando se ilumina por luz en la primera longitud de onda, es decir, que el sensor de imagen permite la detección de luz al menos en una longitud de onda que es mayor que la primera longitud de onda.

En algunas realizaciones, la grabación de las características topográficas 3D utiliza reflejos de la luz en dicha primera longitud de onda desde las superficies de la cavidad intraoral. Parte de la luz en la primera longitud de onda se refleja desde las superficies de la cavidad intraoral, mientras que otra parte es absorbida por materiales fluorescentes en el tejido dental duro.

En algunas realizaciones, el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha primera longitud de onda, de tal manera que el sensor de imagen puede detectar tanto la fluorescencia como la luz en la primera longitud de onda. En este caso, el sensor de imagen, además de grabar la fluorescencia del tejido dental duro, puede también utilizarse para grabar luz en la primera longitud de onda reflejada desde las superficies de la cavidad intraoral. Luego, se pueden calcular los escaneos secundarios de la superficie en base a la luz grabada en la primera longitud de onda. La fluorescencia y la luz reflejada pueden distinguirse o bien mediante medios de procesamiento de datos o bien mediante un filtro óptico. En los medios de procesamiento de datos de un sistema de escáner 3D que utiliza un escáner de enfoque configurado para proyectar un patrón de luz sobre la superficie de cavidad intraoral, la fluorescencia y la luz reflejada se pueden distinguir mediante una descomposición de las intensidades grabadas por el sensor de imagen dentro de los componentes correspondientes.

En algunas realizaciones, la fluorescencia y la luz reflejada se distinguen usando un sensor de imagen que comprende una matriz de filtro de color, tal como una matriz de filtro de color Bayer, y seleccionando la unidad de iluminación de tal manera que proporcione sólo luz de sonda en una primera longitud de onda de la parte azul del espectro óptico (por ejemplo, en 405 nm). Los píxeles azules del filtro Bayer permiten entonces que se grabe la luz de sonda reflejada, mientras que los píxeles rojos y/o verdes permiten que se grabe la fluorescencia emitida, de tal manera que la luz de sonda reflejada y la fluorescencia pueden grabarse en la misma imagen. Los medios de procesamiento de datos se configuran entonces para leer los píxeles azules en la imagen grabada sólo para crear la representación digital 3D de los dientes, y para leer los píxeles rojos/verdes sólo para crear la representación de fluorescencia.

En algunas realizaciones, la grabación de las características topográficas 3D de la superficie implica luz en una segunda longitud de onda. La segunda longitud de onda puede ser tal que la luz en la segunda longitud de onda se refleje principalmente desde las superficies de la cavidad intraoral, siendo sólo una pequeña fracción absorbida por los materiales fluorescentes en el tejido dental duro.

En algunas realizaciones, la luz de sonda comprende luz en una segunda longitud de onda y el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha segunda longitud de onda, y, en ellas, la representación digital 3D de los dientes se crea en base a la luz en la segunda longitud de onda en dichas imágenes que comprenden la luz de sonda reflejada desde los dientes.

El coeficiente de absorción de la luz de sonda en el material de dientes puede ser 10 veces más débil en la segunda longitud de onda que en la primera longitud de onda, tal como 100 veces más débil, tal como 500 veces más débil.

En algunas realizaciones, la unidad de iluminación está configurada para proporcionar luz en la segunda longitud de onda para su uso en la grabación de características topográficas 3D de la superficie.

En algunas realizaciones, el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha segunda longitud de onda, de tal manera que el sensor de imagen puede detectar tanto la fluorescencia como la luz en la segunda longitud de onda. En este caso, el sensor de imagen, además de grabar la fluorescencia del tejido dental duro, puede también utilizarse para grabar luz en la segunda longitud de onda reflejada desde las superficies de la cavidad intraoral. Luego, se pueden calcular los escaneos secundarios de la superficie en base a la luz grabada en la segunda longitud de onda.

En algunas realizaciones, la longitud de onda de la fluorescencia emitida es similar o idéntica a la utilizada para grabar las características topográficas 3D, tal como similar o idéntica a la segunda longitud de onda. Esto resulta ventajoso porque el diseño óptico puede ser sencillo, con poca o ninguna necesidad de compensar la aberración cromática.

Se puede realizar un sensor de imagen, que es capaz de detectar luz en dos longitudes de onda diferentes y de distinguir entre las dos longitudes de onda, disponiendo un filtro delante de los fotodetectores del sensor de imagen, en el que algunas regiones del filtro permiten que pase luz en una longitud de onda mientras que otras regiones permiten que pase luz en la otra longitud de onda. Una configuración de dicho filtro podría ser un filtro Bayer modificado, adaptado para permitir, por ejemplo, que pase luz en la primera longitud de onda a un grupo conocido de fotodetectores, y que pase la fluorescencia a otro grupo conocido de fotodetectores en el sensor de imagen.

En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D comprende un sensor de imagen adicional.

En algunas realizaciones, el sensor de imagen adicional está configurado para detectar luz en dicha primera longitud de onda.

En algunas realizaciones, el sensor de imagen adicional está configurado para detectar luz en una segunda longitud de onda.

- 5 El sensor o los sensores de imagen está/n dispuestos para capturar la luz recibida del tejido de la cavidad intraoral dispuesta dentro de un campo de visión. El campo de visión está en cierta medida determinado por el sensor de imagen y por el sistema óptico del sistema de escáner 3D.

- 10 En algunas realizaciones, el sensor de imagen está configurado para detectar luz en un intervalo de longitud de onda de 400 nm a 850 nm, tal como en un intervalo de 500 nm a 750 nm.

En algunas realizaciones, el sensor de imagen adicional está configurado para detectar luz dentro de un intervalo de longitud de onda de 500 nm a 850 nm.

- 15 En algunas realizaciones, el sensor de imagen comprende una matriz de elementos de sensor, en el que al menos una parte de los elementos de sensor son capaces de detectar la fluorescencia emitida.

Esto puede, por ejemplo, realizarse utilizando un sensor de imagen en color con una matriz de filtros de color, tal como un filtro Bayer.

- 20 En algunas realizaciones, el sensor de imagen comprende un detector bidimensional, tal como una matriz 2D de elementos de sensor.

- 25 En algunas realizaciones, el sensor de imagen comprende un detector unidimensional, tal como una matriz 1D de elementos de sensor, y una óptica de barrido configurada para formar imágenes de diferentes porciones de una superficie en este elemento de sensor substancialmente unidimensional.

- 30 En algunas realizaciones, el sensor de imagen comprende un único elemento de sensor y una óptica de barrido configurada para formar imágenes de diferentes porciones de una superficie en este elemento de sensor substancialmente de dimensión 0.

- 35 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación está dispuesta para iluminar superficies dentro del campo de visión, de tal manera que se ilumine el tejido dental blando y el tejido dental duro de la cavidad intraoral dispuesta dentro de al menos parte del campo de visión. La unidad de iluminación puede configurarse para iluminar superficies que cubren un área que es parte del campo de visión, para iluminar superficies que cubren un área substancialmente idéntica al campo de visión, o para iluminar superficies que cubren un área que se extiende más allá del campo de visión.

- 40 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación proporciona luz en un primer intervalo de longitud de onda, estando dicha primera longitud de onda dentro de dicho primer intervalo de longitud de onda.

En algunas realizaciones, la unidad de iluminación proporciona adicionalmente luz en un segundo intervalo de longitud de onda, estando dicha segunda longitud de onda dentro de dicho segundo intervalo de longitud de onda.

- 45 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación comprende una primera fuente de luz configurada para proporcionar dicha luz en la primera longitud de onda, tal como configurada para proporcionarla en un primer intervalo de longitud de onda.

- 50 En algunas realizaciones, el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha primera longitud de onda, y en las que la representación digital 3D de los dientes se crea en base a la luz en la primera longitud de onda en dichas imágenes que comprenden la luz de sonda reflejada desde los dientes. En tales casos, el sistema óptico del sistema de escáner 3D está diseñado para permitir que la luz en la primera longitud de onda reflejada por los dientes sea recogida y guíe hasta el sensor de imagen.

- 55 En algunas realizaciones, el sensor de imagen en color comprende una matriz de filtros de color que comprende un cierto número de filtros que permiten que pase la luz en dicha primera longitud de onda, y un cierto número de filtros que permiten que pase la fluorescencia emitida, y en las que los medios de procesamiento de datos basan, en las mismas imágenes grabadas, al menos parte de la creación de la representación digital 3D de los dientes y al menos parte de la creación de la representación de la fluorescencia.

- 60 En algunas realizaciones, la fuente de luz multicromática comprende un LED de múltiples moldes con una matriz de diodos que emiten luz de sonda a diferentes longitudes de onda, tal como una matriz de diodos rojos, verdes y azules.

- 65 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación es capaz de activar selectivamente sólo el subconjunto de los diodos LED del LED de múltiples moldes correspondiente a la primera longitud de onda, mientras que el sensor de

imagen lee sólo o preferiblemente aquellos píxeles en el sensor de imagen que tienen filtros de color que coincidan al menos aproximadamente con el color de la fluorescencia emitida.

- 5 El subconjunto de los moldes comprende preferiblemente uno o más diodos LED que emiten luz en la primera longitud de onda, que está dentro del espectro de excitación del material de dientes fluorescente, tal como un diodo LED ultravioleta, azul, verde o amarillo, dependiendo del espectro de excitación del material fluorescente.

10 En un sistema de escáner 3D que comprende una unidad de iluminación que comprende una matriz de diodos rojos, verdes y azules, y un sensor de imagen que comprende un filtro Bayer, los diodos azules de la unidad de iluminación pueden activarse selectivamente durante la medición de la fluorescencia, mientras que el sensor de imagen lee sólo los píxeles que tienen filtros de color relacionados con la luz verde y/o roja. La luz emitida por el subconjunto de moldes LED puede entonces excitar los materiales fluorescentes de los dientes y el escáner puede grabar la fluorescencia emitida por estos materiales fluorescentes.

- 15 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación es una unidad de fuente de luz única con sólo la primera fuente de luz dispuesta para iluminar una superficie de una cavidad intraoral. En tales casos, la primera fuente de luz está configurada para proporcionar luz que puede excitar material fluorescente en el tejido dental duro y que puede reflejarse desde las superficies de la cavidad intraoral de tal manera que se puedan calcular escaneos secundarios en base a la luz reflejada. El espectro de emisión de la primera fuente de luz en tal unidad de fuente de luz única
20 puede estar predominantemente por debajo de 500 nm.

25 En algunas realizaciones, el espectro de emisión de la primera fuente de luz está predominantemente por debajo de 500 nm; el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha primera longitud de onda, y los medios de procesamiento de datos están configurados para calcular dichos escaneos secundarios de la superficie de cavidad intraoral/del conjunto de dientes a partir de la luz detectada con dicha primera longitud de onda, y para crear una representación digital 3D de la superficie de cavidad intraoral/del conjunto de dientes cosiendo dichos escaneos secundarios. Esto permite una configuración de fuente de luz única en la que la primera fuente de luz se utiliza tanto para grabar la topografía de superficie 3D como la fluorescencia.

- 30 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación del sistema de escáner 3D tiene sólo una única fuente de luz, es decir, la primera fuente de luz, y un filtro configurado para filtrar la primera longitud de onda utilizada para excitar la fluorescencia. Este filtro está dispuesto de tal manera que la luz recibida desde el campo de visión tiene que pasar a través del filtro cuando se propaga al sensor de imagen. Una forma de realizar un medio de filtrado es con un filtro óptico dedicado, posiblemente uno que pueda moverse adentro y afuera de la trayectoria del haz.

35 En algunas realizaciones, la primera fuente de luz es capaz de proporcionar luz tanto en dicha primera longitud de onda como en dicha segunda longitud de onda.

- 40 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación comprende una segunda fuente de luz configurada para proporcionar dicha luz en la segunda longitud de onda, tal como configurada para proporcionar en un segundo intervalo de longitud de onda. En realizaciones con dos fuentes de luz, con diferentes longitudes de onda dominantes, la segunda fuente de luz se usa preferiblemente para grabar las características topográficas 3D, y la primera fuente de luz se usa para excitar el material fluorescente en el tejido dental duro.

45 En tal configuración de dos fuentes de luz, las fuentes primera y segunda de luz pueden disponerse en posiciones separadas en el sistema de escáner 3D. Es decir, que los componentes de la unidad de iluminación pueden disponerse por separado en el sistema de escáner 3D, tal como por separado en una parte portátil del sistema de escáner 3D.

- 50 En algunas realizaciones, la primera fuente de luz es capaz de proporcionar luz tanto en dicha primera longitud de onda como en una segunda longitud de onda, o la unidad de iluminación comprende una segunda fuente de luz configurada para proporcionar dicha luz en la segunda longitud de onda, de tal manera que la unidad de iluminación está configurada para proporcionar luz tanto en la primera longitud de onda como en la segunda longitud de onda, mientras que el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha segunda longitud de onda. Los medios de procesamiento de datos pueden entonces configurarse para calcular dichos escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral/el conjunto de dientes a partir de la luz detectada con dicha segunda longitud de onda y para
55 crear una representación digital 3D del conjunto de dientes cosiendo dichos escaneos secundarios.

60 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación está configurada para proporcionar luz sólo en la primera longitud de onda o sólo en la segunda longitud de onda en cualquier momento.

En algunas realizaciones, el escáner 3D cambia entre las dos fuentes de luz repetidamente de tal manera que la superficie de la cavidad intraoral se ilumina sucesivamente por la luz de la primera y de la segunda fuente de luz.

- 65 El tejido en el campo de visión del sistema de escáner 3D sólo se ilumina entonces en cualquier momento mediante como máximo una luz de entre la primera fuente de luz y la segunda fuente de luz.

5 Esto se puede realizar encendiendo y apagando secuencialmente las fuentes de luz primera y segunda, proporcionando que una primera fuente de luz emita luz secuencialmente en longitudes de onda que se alternan, o bloqueando, dirigiendo o seleccionando cuáles de las longitudes de onda primera y segunda están dirigidas hacia un punto de salida del sistema de escáner 3D.

En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D está configurado de tal manera que sólo como máximo una luz de entre la primera fuente de luz y la segunda fuente de luz proporciona luz en cualquier momento.

10 En algunas realizaciones, el espectro de emisión de dicha unidad de iluminación y/o de dicha primera fuente de luz está predominantemente por debajo de 500 nm. Esto puede realizarse mediante una unidad de iluminación que comprenda sólo una fuente de luz cuyo espectro de emisión se encuentre predominantemente por debajo de 500 nm.

15 En el contexto de la presente invención, se dice que un espectro de emisión está por debajo o por encima de una determinada longitud de onda o dentro de un determinado intervalo de longitudes de onda si una parte importante de la luz emitida desde la unidad de iluminación y/o desde la primera fuente de luz, tal como más del 90%, tal como más del 99%, o tal como más del 99,9% de la luz está por debajo o por encima de esta longitud de onda o dentro de este intervalo de longitud de onda.

20 En algunas realizaciones, la primera longitud de onda está en el intervalo de 250 nm a 500 nm, tal como en el intervalo de 350 nm a 450 nm.

25 En algunas realizaciones, la primera fuente de luz es un LED que emite luz de color azul o violeta que puede usarse para excitar materiales fluorescentes de los dientes.

30 En algunas realizaciones, la segunda longitud de onda está dentro de un intervalo de 500 nm a 850 nm. Esto se puede realizar mediante una realización que comprende una segunda fuente de luz configurada para proporcionar luz dentro de este intervalo. También se puede realizar mediante una realización en la que la primera fuente de luz sea también capaz de emitir luz en dicha segunda longitud de onda.

35 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D comprende un espejo dicróico configurado para tener un coeficiente de reflexión mayor en dicha segunda longitud de onda que en longitudes de onda correspondientes a la primera longitud de onda y a la fluorescencia, en las que el espejo dicróico está dispuesto de tal manera que guía la luz desde la segunda fuente de luz hacia superficies dispuestas dentro del campo de visión y permite que la fluorescencia recibida desde el campo de visión pase hacia el sensor de imagen.

En algunas realizaciones, el espejo dicróico está dispuesto en la parte portátil del sistema de escáner 3D.

40 En algunas realizaciones, el campo de visión para la grabación de la topografía de superficie 3D de los dientes y el campo de visión para el grabación de la fluorescencia, respectivamente, son substancialmente idénticos.

45 En algunas realizaciones, el campo de visión para la grabación de imágenes que comprenden luz de sonda reflejada y el campo de visión para el grabación de fluorescencia, respectivamente, son substancialmente idénticos. Esto permite un mapeo simple y directo de la representación de fluorescencia en la representación digital 3D de los dientes creada a partir de las imágenes que comprenden la luz de sonda reflejada.

50 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D está configurado para proporcionar que se use un tiempo de integración más largo al grabar la fluorescencia en comparación con el tiempo de integración usado para grabar la luz reflejada desde las superficies de la cavidad intraoral.

55 En algunas realizaciones, la unidad de iluminación, el sensor de imagen y al menos una unidad de los medios de procesamiento de datos son partes integradas de una parte portátil del sistema de escáner 3D, tal como un dispositivo portátil de escáner 3D. En realizaciones que comprenden unas fuentes de luz primera y segunda, ambas fuentes de luz pueden ser partes integradas de la parte portátil del sistema de escáner 3D.

60 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D comprende ópticas de formación de imágenes para transmitir luz recibida desde una o más superficies de la cavidad intraoral al sensor de imagen cuando el escáner 3D está dispuesto en relación con la cavidad intraoral.

65 En el contexto de la presente invención, la frase "el escáner 3D está dispuesto en relación con la cavidad intraoral" describe una situación en la que el sistema de escaneo 3D está dispuesto de tal manera que puede iluminar al menos una superficie de la cavidad intraoral y/o está dispuesto de tal manera que la luz procedente de la cavidad intraoral puede ser recibida y grabada por el sensor de imagen.

En las realizaciones en las que el sistema de escáner 3D comprende un escáner intraoral 3D portátil configurado

para aplicarse a la cavidad intraoral, la frase describe una situación en la que el escáner intraoral 3D portátil está dispuesto de tal manera que puede recibir luz de las superficies intraorales.

5 En algunas realizaciones, la óptica de imágenes está también configurada para transmitir luz desde la unidad de iluminación hacia la superficie de la cavidad intraoral.

En realizaciones, en las que el sensor de imagen y la unidad de iluminación están dispuestos en una parte portátil del sistema de escáner 3D, la óptica de imágenes puede ser una parte integrada de la parte portátil.

10 Una forma de realizar un medio de filtrado es aprovechar que muchos materiales ópticos tienen una transmisividad más baja para algunas longitudes de onda o una dependencia inherente de sensibilidad con la longitud de onda del sensor de imagen. Ambos efectos son particularmente notables cuando la fuente de luz emite luz ultravioleta o luz azul profunda.

15 En algunas realizaciones, los medios de filtrado están definidos por las propiedades espectrales de los elementos ópticos de la óptica de formación de imágenes, de tal manera que la óptica de formación de imágenes proporciona la función de filtrado.

20 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D comprende una unidad de control configurada para controlar dicha unidad de iluminación.

En algunas realizaciones, la unidad de control está configurada para controlar a qué longitud de onda la primera fuente de luz proporciona luz en un tiempo dado.

25 En algunas realizaciones, la unidad de control está configurada para controlar la primera fuente de luz de tal manera que la primera fuente de luz emita luz alternativamente en la primera longitud de onda y en la segunda longitud de onda.

30 Puede resultar ventajoso utilizar una intensidad de la luz de sonda significativamente más alta para la excitación del material dental fluorescente que al grabar las imágenes para la topografía de superficie 3D. Normalmente, la intensidad de la fluorescencia emitida es mucho más débil que la intensidad de la luz reflejada desde la superficie de diente. Al iluminar el diente alternativamente con la luz utilizada para grabar la topografía de superficie 3D y con la luz utilizada para excitar los materiales fluorescentes, estos últimos pueden hacerse más intensos sin saturar el sensor de imagen con la luz reflejada desde la superficie de diente.

35 En algunas realizaciones, la unidad de control está configurada para activar dichas fuentes de luz primera y segunda de tal manera que la unidad de iluminación emita secuencialmente luz en dichas longitudes de onda primera y segunda.

40 En algunas realizaciones, la unidad de control está configurada para controlar cuál de las fuentes de luz primera y segunda proporciona luz en un tiempo dado. La unidad de control puede estar, por ejemplo, configurada para encender/apagar secuencialmente las fuentes de luz primera y segunda de tal manera que sólo una de estas fuentes de luz proporcione luz al campo de visión en cualquier momento.

45 En algunas realizaciones, la unidad de control está configurada para controlar componentes ópticos del sistema de escáner 3D de tal manera que la luz en las longitudes de onda primera y segunda se bloquee alternativamente, se dirija hacia el campo de visión del sistema de escáner 3D, o se seleccione para pasar para iluminar una superficie de una cavidad intraoral.

50 Los medios de procesamiento de datos pueden consistir en una única unidad de procesamiento o en dos o más subunidades, de tal manera que la función de los medios de procesamiento de datos esté dividida por estas subunidades.

55 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos son una única unidad de procesamiento de datos configurada para calcular dichos escaneos secundarios, para asignar dicha puntuación de clasificación y para dicha sutura.

60 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos comprenden un cierto número de subunidades, en las que una subunidad es una unidad de procesamiento de datos configurada para calcular dichos escaneos secundarios, y otra subunidad es una unidad de procesamiento de datos configurada para asignar dicha puntuación de clasificación y para dicha sutura.

65 Tal unidad de procesamiento de datos única o tal subunidad puede comprender un medio de almacenamiento, en el que se almacenan algoritmos apropiados, y una CPU, configurada para ejecutar estos algoritmos.

En algunas realizaciones, una subunidad está dispuesta en una parte portátil del sistema de escáner 3D y una o

más subunidades están dispuestas en una parte remota del sistema de escáner 3D, tal como en un ordenador personal o un carrito que comprende una pantalla para visualizar la topografía de superficie 3D grabada.

5 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos son capaces de aplicar algoritmos implantados por ordenador configurados para realizar el cálculo de una serie de escaneos secundarios, la asignación de una puntuación de clasificación y la sutura de escaneos secundarios. Los medios de procesamiento de datos pueden comprender uno o más microprocesadores capaces de implantar tales algoritmos.

10 Los medios de procesamiento de datos pueden ser capaces de aplicar algoritmos implantados por ordenador configurados para calcular una serie de escaneos secundarios.

Los medios de procesamiento de datos pueden ser capaces de aplicar algoritmos implantados por ordenador configurados para asignar puntuaciones de clasificación.

15 Los medios de procesamiento de datos pueden ser capaces de aplicar algoritmos implantados por ordenador configurados para coser los escaneos secundarios.

20 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para calcular dichos escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral a partir de la luz detectada con dicha primera longitud de onda. Luego se puede calcular una serie de escaneos secundarios para superficies de la cavidad intraoral en base a la luz en la primera longitud de onda reflejada desde las superficies y detectada por el sensor de imagen o por el sensor de imagen adicional.

25 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para calcular dichos escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral a partir de la luz detectada con dicha segunda longitud de onda. Luego, se puede calcular una serie de escaneos secundarios para superficies de la cavidad intraoral en base a la luz en la segunda longitud de onda detectada por el sensor de imagen o por el sensor de imagen adicional.

30 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos comprenden un medio legible por ordenador no transitorio que tiene una o más instrucciones informáticas almacenadas en el mismo, en las que dichas instrucciones informáticas comprenden instrucciones para realizar dichos algoritmos.

35 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D comprende medios para filtrar la luz reflejada por las superficies en la cavidad intraoral a partir de la fluorescencia emitida por el tejido dental duro.

Los medios de filtrado pueden proporcionar un filtrado de luz en la primera longitud de onda a partir de la fluorescencia emitida por el tejido dental duro cuando se ilumina con luz en la primera longitud de onda.

40 Los medios de filtrado pueden proporcionar un filtrado de luz en la segunda longitud de onda a partir de la fluorescencia emitida por el tejido dental duro cuando se ilumina con luz en la primera longitud de onda.

45 Un filtrado tal puede ser ventajoso en los casos en los que la fluorescencia emitida por los dientes es pequeña en comparación con la intensidad de la luz de sonda. El filtrado puede entonces impedir la saturación del sensor de imagen, la cual, de otro modo, podría suceder antes de que el sensor de imagen grabara una señal de fluorescencia suficientemente fuerte.

50 En algunas realizaciones, los medios para filtrar comprenden un filtro óptico que suprime la luz en la primera longitud de onda y/o la luz en la segunda longitud de onda más de lo que suprime la fluorescencia emitida desde el tejido dental duro cuando éste es iluminado por la luz en dicha primera longitud de onda. Un filtrado tal puede resultar ventajoso en los casos en los que la fluorescencia emitida por los dientes es pequeña en comparación con la intensidad de la luz de sonda. El filtrado puede entonces impedir la saturación del sensor de imagen, la cual, de otro modo, podría suceder antes de que el sensor de imagen grabara una señal de fluorescencia suficientemente fuerte.

55 En algunas realizaciones, los medios de filtrado proporcionan una supresión de la luz en la primera longitud de onda en más de aproximadamente 3 dB, tal como en más de aproximadamente 10 dB, tal como en más de aproximadamente 20 dB, tal como en más de aproximadamente 30 dB.

60 Debido a la dispersión y/o a la pérdida de transmisión en los filtros ópticos puede también producirse una ligera supresión de la fluorescencia en el filtro óptico. El filtro óptico puede configurarse para proporcionar una función de filtrado en la que la relación entre la supresión de la luz en dicha longitud de onda primera o segunda y la supresión de la fluorescencia es de al menos 5, tal como al menos 10, tal como al menos 50, tal como como al menos 50, tal como al menos 100, tal como al menos 1000 o más.

65 En algunas realizaciones, los medios de filtrado se implantan en los medios de procesamiento de datos.

En algunas realizaciones, los medios de filtrado están configurados para descomponer digitalmente la intensidad de

la señal detectada por el sensor de imagen en un componente relacionado con la fluorescencia y en uno o más componentes relacionados con la reflexión especular, la reflexión difusa y la luz dispersa.

5 En algunas realizaciones, el componente relacionado con la reflexión especular se utiliza para grabar la topografía de superficie 3D o para crear la representación digital 3D del conjunto de dientes.

En algunas realizaciones, la puntuación de clasificación para una porción dada de la cavidad intraoral se determina al menos a partir de la fluorescencia grabada de esta porción.

10 En general, puede ser ventajoso utilizar escaneos secundarios que cubran áreas grandes y sin filtrado restrictivo de subconjuntos de datos dentro de un escaneo secundario, porque, cuanto menor sea el área de superficie cubierta en escaneos secundarios, más pobre será la sutura. Esto es particularmente cierto cuando la superficie tiene poca estructura 3D.

15 Cuando la fluorescencia se excita con luz de longitudes de onda a las que es sensible el sensor de imagen del sistema de escáner 3D, por ejemplo, de cerca de 400 nm, y cuando no se aplica ningún filtrado óptico que discrimine la longitud de onda o este no es perfecto, el sensor de imagen grabará efectivamente una suma de al menos algo de emisión y de al menos algo de reflexión. De este modo, se obtendrá una señal relativamente más fuerte del tejido dental duro, pero también algo de señal del tejido dental blando.

20 En algunas realizaciones, la representación de la fluorescencia emitida se crea analizando imágenes grabadas para identificar secciones de estas imágenes que corresponden a fluorescencia emitida por los dientes. Esto se puede realizar leyendo selectivamente píxeles del sensor de imagen que corresponden a la fluorescencia emitida por el material de dientes fluorescente cuando éste se ilumina con una luz de sonda en dicha primera longitud de onda.

25 En algunas realizaciones, la representación de la fluorescencia es una representación 2D, y dicho mapeo comprende plegar la representación de la fluorescencia 2D en la representación digital 3D de los dientes.

30 Mapear la representación de la fluorescencia emitida en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes puede definirse como el ajuste de la representación de fluorescencia en relación con la representación digital 3D de los dientes, de tal manera que las estructuras de las representaciones digitales coincidan. De este modo se alinean estructuras comunes o similares de la representación digital 3D que comprende datos geométricos de los dientes y la representación digital de fluorescencia de los dientes.

35 El mapeo para combinar las representaciones digitales puede mejorar la visualización de una región cariogénica. En algunas realizaciones, esto se hace perfeccionando la visibilidad de la representación de fluorescencia encadenando su color o brillo, de tal manera que la representación de fluorescencia destaque más claramente en la representación digital 3D combinada visualizada.

40 En el contexto de la presente invención, la frase "visualizar la representación 3D combinada" puede referirse a una visualización de todos los datos proporcionados por la representación 3D combinada o a una visualización de una parte de los datos proporcionados por la representación 3D combinada. Por consiguiente, la representación 3D combinada visualizada puede proporcionar una visualización de la información extraída en lugar de todos los datos que pueden proporcionarse a partir de la representación digital 2D.

45 Para una geometría conocida del sistema óptico del sistema de escáner 3D, tal como la óptica de formación de imágenes y la unidad de iluminación, y asumiendo que no hay movimiento relativo entre el sistema de escáner 3D y la cavidad intraoral durante la toma de imágenes, de las cuales se calcula el escaneo secundario y se graba la fluorescencia, se puede mapear/plegar una imagen 2D de fluorescencia, que en esencia es una textura, en la
50 representación digital 3D de la topografía de superficie.

El mapeo de datos de imágenes 2D de fluorescencia a la superficie 3D en un escaneo secundario es particularmente simple si ambas partes se obtienen desde el mismo punto de vista y ángulo. En otras palabras, es beneficioso que la "imagen de profundidad" 3D y la imagen de fluorescencia 2D coincidan en diseño. Una manera de
55 implantar dicho diseño es emplear el mismo sensor de imagen y la misma óptica de formación de imágenes para grabar las imágenes en las que se basa la reconstrucción 3D y las imágenes de fluorescencia.

Como la emisión de fluorescencia entre escaneos secundarios puede diferir, por ejemplo debido a diferentes distancias a los dientes o debido a diferentes ángulos de iluminación, es posible que sea necesario ajustar la
60 intensidad de las imágenes de fluorescencia para la textura combinada que representa fluorescencia en toda la superficie 3D después de coser. Por ejemplo, se puede emplear tejido de texturas para suavizar las diferencias de intensidad entre diferentes escaneos secundarios (Callieri et al, 2002).

En la práctica, la asunción de que no hay movimiento relativo entre el escáner 3D y la cavidad intraoral durante las grabaciones de fluorescencia y de superficie 3D no se cumplirá, en general, perfectamente. En realizaciones de esta
65 invención que cambien entre fluorescencia y grabaciones de superficie 3D puede haber un movimiento relativo

adicional entre esas dos fases.

En algunas realizaciones, la representación de la fluorescencia es una representación 3D, y dicho mapeo comprende registrar la representación de fluorescencia 3D en la representación digital 3D de los dientes.

5 La ventaja de esto es que, en la representación digital 3D combinada, la representación de la fluorescencia emitida se dispone de acuerdo con su verdadera posición 3D en la representación digital 3D de los dientes que se proporcionan. Por consiguiente, la visualización de la representación digital 3D combinada es fiel y permite, por ejemplo, que un dentista identifique con precisión qué regiones de los dientes son cariogénicas.

10 De acuerdo con la invención, los medios de procesamiento de datos son capaces de mapear la fluorescencia grabada en la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, tal como al mapear una representación digital 3D de la fluorescencia en la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D.

15 Los medios de procesamiento de datos pueden comprender un medio de almacenamiento, en el que se almacenan algoritmos para mapear la fluorescencia grabada en la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, y una CPU configurada para ejecutar estos algoritmos.

20 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D es capaz de visualizar la fluorescencia mapeada en la representación digital 3D de la topografía de superficie 3D. El sistema de escáner 3D puede comprender una unidad de exhibición visual para visualizar y un código informático para manipular la presentación gráfica en la unidad de exhibición visual.

25 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para detectar diferencias en la fluorescencia natural de la dentina y del esmalte. Esto se puede detectar utilizando filtros ópticos diseñados para distinguir entre la fluorescencia de la dentina y del esmalte, grabando la distribución espectral de la fluorescencia o distinguiendo digitalmente entre la fluorescencia de la dentina y la fluorescencia del esmalte.

30 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D es capaz de visualizar las diferencias en la dentina y el esmalte en la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D. El sistema de escáner 3D puede ser capaz de proporcionar una presentación visual de la representación digital 3D en la que se puedan distinguir la dentina y el esmalte, utilizando, por ejemplo, diferentes colores, texturas u opacidades en la presentación, o permitiendo que se controlen, de manera independiente, visualizaciones separadas de la dentina y del esmalte, variando, por ejemplo, la transparencia de los dos de manera independiente.

En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para detectar diferencias entre la fluorescencia emitida por el tejido dental, tal como tejido dental duro o blando, y la emitida por el equipo dental, tal como un cordón de retracción.

40 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D es capaz de visualizar las diferencias entre el tejido dental y el equipo dental en la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D. El sistema de escáner 3D puede ser capaz de proporcionar una presentación visual de la representación digital 3D en la que se pueden distinguir el tejido dental y el equipo dental, utilizando, por ejemplo, diferentes colores, texturas u opacidades en la presentación, o permitiendo que las visualizaciones separadas del tejido dental y del equipo dental se controlen de manera independiente, variando, por ejemplo, la transparencia de los dos de manera independiente.

En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para extraer información de la fluorescencia grabada y para combinar la información extraída con la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D.

En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D es capaz de visualizar una combinación de la información extraída de la fluorescencia grabada y de la representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D.

55 La fluorescencia se puede también aprovechar para el diagnóstico de algunas enfermedades dentales. La desmineralización del esmalte, y, de este modo, las caries tempranas pueden detectarse mediante fluorescencia cuantitativa inducida por luz (QLF), que utiliza luz con longitudes de onda de alrededor de 405 nm para excitar la fluorescencia amarilla en longitudes de onda superiores a 520 nm (Angmar-Månsson y ten Bosch 2001). La QLF también se ha utilizado para controlar el blanqueamiento dental (Amaechi y Higham 2001). También la microflora patógena puede exhibir visualmente fluorescencia, y, de este modo, detectarse (Sinyeva et al 2004).

60 Algunas realizaciones del sistema de escáner 3D de esta invención son capaces de combinar el beneficio de una sutura más precisa con el de una función de diagnóstico. Para el dentista resulta especialmente ventajoso que cualquier región cariogénica diagnosticada pueda mapearse en la representación 3D de los dientes y visualizarse como tal.

En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para identificar regiones cariogénicas en las que las caries están presentes en etapas más o menos desarrolladas en base a la fluorescencia detectada en estas áreas.

- 5 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D está configurado para mapear una región cariogénica de un diente sobre la porción de la representación digital 3D de la topografía de superficie 3D correspondiente a dicho diente.

- 10 Los medios de procesamiento de datos pueden configurarse para proporcionar una representación de la región cariogénica y para mapear esta representación en la representación digital 3D de la topografía de superficie 3D. La representación puede implicar una coloración de la región cariogénica de tal manera que la región cariogénica sea claramente visible en una visualización de la representación digital 3D de la topografía de superficie 3D con la región cariogénica mapeada.

- 15 Si los dientes se iluminan con luz violeta en el espectro de aproximadamente 405 nm, esto hace que la dentina emita fluorescencia. La bacteria cariogénica *Streptococcus mutans* produce metabolitos especiales llamados porfirinas. Estas porfirinas emiten fluorescencia en longitudes de onda rojas, tal como luz en el intervalo de longitud de onda de 620-740 nm, cuando se exponen a una luz de 405 nm, mientras que el tejido dental duro sano emite fluorescencia en longitudes de onda verdes, tal como luz en el intervalo de longitud de onda de 520-570 nm.

- 20 En algunas realizaciones, la primera longitud de onda está dentro del intervalo de 375 nm a 435 nm, tal como en el intervalo de 385 nm a 425 nm, tal como en el intervalo de 395 nm a 415 nm, tal como en el intervalo de 400 nm a 410 nm.

- 25 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D está configurado para decidir si la fluorescencia recibida de una porción iluminada de un diente tiene una intensidad máxima de alrededor de 455 nm o está dentro del intervalo de 600 nm a 700 nm. Esto se puede realizar usando un sensor de imagen en color que comprende una matriz de filtros de color, tal como la matriz de filtros RGB de un filtro Bayer, y configurando los medios de procesamiento de datos para comparar las lecturas en una imagen grabada de tal manera que la intensidad de los píxeles azules sea comparada con la intensidad de los píxeles rojos.

- 30 En general, se puede realizar una medida aproximada de la distribución espectral de la fluorescencia emitida utilizando un sensor de imagen en color que comprende una matriz de filtros de color, tal como la matriz de filtros RGB de un filtro Bayer. Los píxeles de la imagen grabada pertenecen, cada uno, a uno de los colores del filtro. Los medios de procesamiento de datos se configuran luego para comparar las lecturas en los diferentes píxeles de una imagen grabada y a partir de ahí determinar la relación entre, por ejemplo, los componentes azul, verde y rojo de la fluorescencia emitida.

- 40 Cuando los dientes sanos se iluminan con luz con una longitud de onda de 405 nm, los dientes emiten fluorescencia con una emisión amplia a 500 nm que es típica del esmalte natural, mientras que en los dientes con caries se observan picos adicionales a 635 y 680 nm debido a la emisión de compuestos de porfirina de bacterias orales.

- 45 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D está configurado para decidir si la fluorescencia recibida de una porción iluminada de un diente tiene picos en el intervalo de 600 nm a 700 nm.

- En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D está configurado para decidir si la fluorescencia recibida de una porción iluminada de un diente tiene una intensidad máxima de alrededor de 455 nm o de alrededor de 500 nm.

- 50 La decisión se puede realizar mediante componentes ópticos dispuestos para separar la luz en las longitudes de onda.

- La decisión se puede realizar utilizando un sensor de imagen en color con una matriz de filtro de color Bayer como sensor de imagen del sistema de escáner 3D y leyendo la relación entre las señales de los píxeles azules y verdes de la imagen. En tal diseño, la proporción de verde a azul es significativamente mayor para la fluorescencia de 500 nm que para la de 455 nm.

- En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos son capaces de detectar una disminución local en la fluorescencia natural de un diente causada por la dispersión debido a una lesión de caries.

- 60 En algunas realizaciones, un medio de procesamiento de datos es capaz de implantar un análisis de datos en el que se tienen en cuenta las propiedades espectrales de las imágenes grabadas.

- 65 Un problema particular con la sutura de escaneos secundarios intraorales es el tejido blando de la cavidad oral que se mueve entre escaneos secundarios e incluso dentro de un escaneo secundario. Por lo tanto, es posible que las regiones superpuestas en múltiples escaneos secundarios no se identifiquen correctamente, lo que deteriora la calidad del resultado del algoritmo de sutura. Por el contrario, las partes de los escaneos secundarios que

representan objetos rígidos tales como dientes o prótesis, pero también rugosidades en el paladar anterior, permiten potencialmente una mejor sutura.

Sólo el tejido dental duro emite fluorescencia cuando se ilumina con una fuente de luz (Hartles 1953). La presente invención utiliza este hecho para diferenciar entre tejidos dentales duro y blando en una cavidad intraoral, de tal manera que a los tejidos dentales blandos y duros se les pueden asignar diferentes ponderaciones en la sutura de escaneos secundarios para proporcionar una representación digital 3D de la cavidad intraoral. La diferenciación entre tejidos duro y blando puede ser tal que al tejido dental duro se le asigne un peso mayor que al tejido dental blando, de tal manera que se mitiguen posibles errores en la sutura debidos, por ejemplo, a movimiento o a deformación del tejido blando.

El escáner 3D de la presente invención, por consiguiente, está configurado para medir la fluorescencia natural del tejido dental duro además de las características topográficas 3D de una o más superficies de la cavidad intraoral, y para diferenciar entre el tejido dental blando y el duro en la sutura de escaneos secundarios en base a esta fluorescencia.

Por consiguiente, se divulga un sistema de escáner 3D para grabar una topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios, comprendiendo la cavidad intraoral tejido dental blando y tejido dental duro, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

- una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en una primera longitud de onda, en el que la luz en dicha primera longitud de onda puede excitar material fluorescente del tejido dental duro;
- un sensor de imagen configurado para grabar fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda; y

- medios de procesamiento de datos para:

i. calcular escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral, representando cada escaneo secundario un mapa de profundidad de una región de dicha topografía de superficie de cavidad intraoral como visto desde una posición y orientación dadas con relación a dicha superficie;

ii. asignar puntuaciones de clasificación a porciones de dichos escaneos secundarios relacionadas con el tejido dental duro y con el tejido dental blando, en el que dicha puntuación de clasificación diferencia entre el tejido dental duro y el tejido dental blando, y en el que dicha puntuación de clasificación se basa, al menos en parte, en la fluorescencia grabada; y

iii. coser dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, en el que los tejidos dentales duros y blandos se ponderan de manera diferente en la sutura en base a dichas puntuaciones de clasificación.

Se divulga un método para grabar una topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios, comprendiendo la cavidad intraoral tejido dental blando y tejido dental duro, comprendiendo dicho método:

- obtener un sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las realizaciones;

- escanear al menos una parte de la cavidad intraoral usando dicho sistema de escáner 3D y calcular escaneos secundarios con relación a un cierto número de regiones escaneadas de la cavidad intraoral, representando cada escaneo secundario un mapa de profundidad de una región de dicha topografía de superficie de cavidad intraoral como visto desde una posición y una orientación dadas con respecto a dicha superficie;

- asignar puntuaciones de clasificación a porciones de dichos escaneos secundarios relacionadas con el tejido dental duro y con el tejido dental blando, en el que dicha puntuación de clasificación diferencia entre el tejido dental duro y el tejido dental blando, y en el que dicha puntuación de clasificación se basa, al menos en parte, en fluorescencia grabada usando dicho sistema de escáner 3D;

- unir dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, en el que los tejidos dentales duros y blandos se ponderan de manera diferente en la sutura en base a dichas puntuaciones de clasificación.

Se ha observado que la fluorescencia de la dentina y del esmalte difiere en intensidad al menos para algunas longitudes de onda de excitación u observación (Hartles 1953). Por el mismo principio que la diferenciación entre tejidos dentales duro y blando, este fenómeno puede aprovecharse para diferenciar los dos materiales. En particular, se puede aprovechar para detectar una línea de preparación, lo cual es particularmente importante para saber cuándo se deben diseñar y fabricar las restauraciones dentales.

- El dentista prepara a menudo el diente debajo de la encía. Esto da como resultado que el tejido blando se enrolle alrededor de la línea de preparación subgingival y oculte el escaneo. Para remediar esto y permitir una visión clara de la línea de preparación, el dentista puede rodear el diente preparado con un cordón de retracción. Se puede hacer que tal cordón de retracción tenga una fluorescencia mucho más brillante que el tejido duro de la cavidad bucal mediante la adición de fluoróforos. Tal fluorescencia brillante se puede aprovechar para detectar líneas de preparación, lo cual es particularmente importante para saber cuándo se van a diseñar y fabricar restauraciones dentales.
- El tejido dental blando de la cavidad intraoral puede comprender encía, tejido bucal, lengua o el tejido de la paleta anterior.
- El tejido dental duro de la cavidad intraoral puede comprender dientes naturales, la dentina o el esmalte de un diente, o una restauración dental.
- Si bien la función de grabación de superficies 3D del sistema de escáner 3D se basa en la reflexión de la superficie que graba tejidos tanto duros como blandos, sólo los tejidos dentales duros emiten fluorescencia (Hartles 1953). También se ha observado que algunas restauraciones dentales emiten fluorescencia cuando se iluminan. Esto es ventajoso porque también representan estructuras rígidas, y, de este modo, un valioso aporte para la operación de cosido. En el sentido de esta invención, las restauraciones dentales fluorescentes pueden, de este modo, considerarse equivalentes al tejido dental duro.
- En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para proporcionar que la diferenciación entre tejidos dentales duro y blando y/o la asignación de puntuaciones de clasificación a los tejidos dentales duro y blando se base también en las características topográficas 3D de la superficie.
- En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos aplican algoritmos implantados por ordenador configurados para coser dichos escaneos secundarios, en las que dichos algoritmos están configurados para tener en cuenta tanto la información derivada de la luz reflejada desde la superficie de las regiones iluminadas de la superficie de la cavidad intraoral como la información derivada de la fluorescencia emitida por los materiales fluorescentes excitados en el tejido dental duro en estas porciones.
- Algunos tejidos blandos en la cavidad bucal, particularmente en el paladar anterior, son de hecho bastante rígidos, y aún más ventajosamente para el fin de sutura, tienen una estructura tridimensional clara, las rugosidades. De este modo, puede resultar ventajoso no sólo diferenciar los tipos de tejido por fluorescencia (o, como en el documento US7698068, por color), sino también por estructura. Las rugosidades se pueden detectar, por ejemplo, gracias a su aproximadamente conocida estructura de superficie 3D. Para algunos aparatos de ortodoncia, el conocimiento de la geometría 3D del paladar es importante, por lo que preferiblemente un escáner intraoral 3D debería poder grabarlo.
- En algunas realizaciones, la puntuación de clasificación se relaciona con una probabilidad de pertenecer a una clase de tejido dental blando o a una clase de tejido dental duro.
- En algunas realizaciones, la puntuación de clasificación divide adicionalmente el tejido dental blando en subclases de tejido blando, tales como encía, tejido bucal, lengua y rugosidades en el paladar anterior duro.
- Una ventaja de dividir adicionalmente el tejido blando es que la posición de algunos tipos de tejido blando con respecto a las otras partes de la cavidad intraoral es relativamente fija. La paleta anterior, por ejemplo, no puede moverse tanto como la lengua.
- En algunas realizaciones, la puntuación de clasificación divide adicionalmente el tejido dental duro en subclases de tejido duro, tales como dientes naturales, restauraciones dentales, la dentina o el esmalte de un diente.
- Los medios de procesamiento de datos pueden configurarse entonces para asignar una probabilidad para una porción de los escaneos secundarios de pertenecer a una subclase de tejido blando dada.
- La unidad de procesamiento de datos puede configurarse entonces para asignar una probabilidad para una porción del escaneo secundario de pertenecer a una subclase de tejido duro dada.
- En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para asignar una puntuación de clasificación al equipo utilizado en un procedimiento dental, tal como un cordón de retracción colocado en la cavidad intraoral por, por ejemplo, un dentista durante un procedimiento dental.
- En algunas realizaciones, la puntuación de clasificación comprende un valor numérico. La puntuación de clasificación y la ponderación de escaneos secundarios en base a esta puntuación de clasificación pueden ser tales que un valor numérico relativamente más alto indique que la porción correspondiente tiene una ponderación más alta en la sutura.

La puntuación de clasificación y la ponderación de los escaneos secundarios en base a esta puntuación de clasificación pueden ser tales que un valor numérico relativamente más bajo indique que la porción correspondiente tiene una mayor ponderación en la sutura. En algunas realizaciones, el valor relativo de las puntuaciones de clasificación para dos porciones de un escaneo secundario relacionado con diferentes clases o subclases de tejido dental determina la ponderación relativa que tienen estas dos porciones en la sutura.

En algunas realizaciones, las puntuaciones de clasificación para tejidos dentales duro y blando son tales que el tejido dental duro pesa más que el tejido dental blando en la sutura.

En algunas realizaciones, las puntuaciones de clasificación para las rugosidades de la paleta anterior y para otros tipos de tejido dental blando, tales como el tejido bucal y la lengua, son tales que dichas rugosidades tienen un peso mayor que los otros tipos de tejido dental blando en la sutura.

Esto proporciona la ventaja de que la sutura de los escaneos secundarios se puede mejorar en comparación con cuando todo el tejido blando tiene la misma ponderación.

En algunas realizaciones, la ponderación es tal que el tejido dental duro tiene un peso que es 5 veces mayor que el tejido dental blando, tal como 10 veces mayor, tal como 15 veces mayor, tal como 25 veces mayor, tal como 50 veces mayor, tal como 75 veces mayor, tal como 100 veces mayor, o incluso más.

En algunas realizaciones, utilizando un procedimiento iterativo de punto más cercano, la distancia local entre porciones correspondientes de dos nubes de puntos se multiplica por la puntuación de clasificación de tal manera que una distancia tenga una ponderación alta para una puntuación de clasificación alta y una distancia tenga una ponderación baja para una puntuación de clasificación baja.

En algunas realizaciones, la ponderación relativa de las diferentes regiones viene dada por una relación lineal:

$$w_{n,m} = k_1 c_{n,m} + k_2$$

donde n es una etiqueta que identifica un elemento de superficie escaneado, m es la etiqueta de escaneo secundario, $w_{n,m}$ es la ponderación utilizada para el elemento n de superficie en la sutura del escaneo secundario m para crear la representación 3D de la superficie 3D intraoral, $c_{n,m}$ es la señal dependiente de fluorescencia grabada para el elemento n de superficie en el escaneo secundario m , y k_1 y k_2 son constantes determinadas antes del escaneo.

En algunas realizaciones, la ponderación relativa de las diferentes regiones viene dada por un polinomio de segundo orden al que se añade un término de segundo orden:

$$w_{n,m} = k_1 (c_{n,m})^2 + k_2 c_{n,m} + k_3$$

donde las constantes k_1 , k_2 y k_3 se determinan antes del escaneo.

En algunas realizaciones, la ponderación relativa de las diferentes regiones viene dada por una expresión más general:

$$w_{n,m} = f(n, c_m)$$

donde c_m es la colección de todas las señales dependientes de fluorescencia grabadas para el escaneo secundario m . Esta expresión más general incluye esquemas en los que se utilizan los bordes o gradientes en la señal dependiente de fluorescencia para asignar clasificación de tejido blando/duro en el elemento n de superficie.

La ponderación relativa puede describirse mediante una función escalonada en la que se tienen en cuenta las diferentes clases de tejido si su puntuación de clasificación está por encima de un cierto valor umbral.

Debido a todas las incertidumbres descritas anteriormente con la diferenciación de los tejidos blando y duro, y debido a los beneficios de grabar al menos parte del tejido blando, no es aconsejable ignorar por completo el supuesto, pero en realidad clasificado erróneamente, tejido blando en la sutura. El documento US7698068 de acuerdo con su reivindicación 1, por el contrario, enseña a coser escaneos secundarios en base a "sólo una primera porción" de él, es decir, a realizar una segmentación completa y totalmente discriminatoria de los datos de la superficie 3D por color antes de coser. Esta invención, por el contrario, sostiene que es ventajoso asignar a los supuestos tejidos blandos un peso menor, pero distinto de cero, en el algoritmo de sutura. Muchos de tales algoritmos estándar, por ejemplo, el ICP, se basan en la suma de alguna norma de desviaciones de distancia entre regiones de escaneos secundarios, y pueden extenderse simplemente a sumas ponderadas, por ejemplo, a una suma ponderada de distancias al cuadrado.

En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para tener en cuenta el riesgo de asignar una puntuación de clasificación falsa de una porción de la cavidad intraoral.

- 5 También puede ser ventajoso detectar tejido duro no sólo a partir de fluorescencia, sino, al menos en parte, también en base a la estructura de superficie 3D. Por ejemplo, los dientes caninos, premolares y molares tienen una al menos aproximadamente conocida superficie oclusal con un cierto número de cúspides.

- 10 En algunas realizaciones, la puntuación de clasificación para una porción determinada de la cavidad intraoral se determina, al menos en parte, a partir de una identificación de la porción en base a la topografía de superficie de esta porción. La porción identificada de la cavidad intraoral puede estar relacionada con un canino, un premolar o un molar. Un ejemplo de un algoritmo adecuado para realizar tal identificación se describe en Kronfeld et al 2010. Las rugosidades de la paleta anterior con su característica modulación de superficie se pueden también utilizar para este fin.

- 15 Para algunas aplicaciones de un sistema de escáner 3D es ventajoso proporcionar una mayor precisión y/o resolución espacial para una región de interés particular. La región de interés particular se puede marcar en la cavidad intraoral usando equipo dental, tal como un cordón de retracción dispuesto para rodear, al menos en parte, la región. En base a la fluorescencia que emite, el equipo dental se puede identificar en un escaneo secundario o en la representación digital 3D cosida de la topografía de superficie 3D intraoral, de tal manera que se puede determinar su ubicación con respecto al tejido dental. Cuando el equipo dental marca un límite entre la región de particular interés y las regiones restantes de la cavidad intraoral, el conocimiento de su ubicación se puede utilizar para identificar automáticamente la región de interés particular en la representación digital 3D creada.

- 25 Por consiguiente, se divulga un sistema de escáner 3D para grabar una topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios tomados con un equipo dental dispuesto en la cavidad intraoral, en el que el equipo dental comprende un material fluorescente que emite fluorescencia cuando se ilumina con luz en una primera longitud de onda, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

- 30 - una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en dicha primera longitud de onda;
- un sensor de imagen configurado para grabar fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda; y

- 35 - medios de procesamiento de datos para:

- i. calcular escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral, representando cada escaneo secundario un mapa de profundidad de una región de dicha topografía de superficie de cavidad intraoral como visto desde una posición y orientación dadas con respecto a dicha superficie;

- 40 ii. coser dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D; e

- 45 iii. identificar el equipo dental en un escaneo secundario o en la representación digital 3D cosida de la topografía de superficie intraoral 3D y determinar la posición del equipo dental con respecto al tejido dental en base a la fluorescencia grabada emitida desde el equipo dental.

- 50 En algunas realizaciones, las configuraciones del escaneo 3D, tales como el número de imágenes tomadas para el cálculo de cada escaneo secundario, se pueden ajustar durante un escaneo 3D. Con un cambio apropiado de la configuración, se pueden obtener escaneos secundarios con mayor precisión y/o resolución para regiones seleccionadas, tales como para una región de interés particular.

- 55 La región de interés particular puede, por ejemplo, referirse a un diente preparado para el cual se va a diseñar una restauración dental en base a la representación digital 3D de la topografía de superficie 3D intraoral.

- 60 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos están configurados para proporcionar que, cuando el equipo dental esté dispuesto de tal manera que marque un límite entre una región de interés particular y las regiones restantes de la cavidad intraoral, los medios de procesamiento de datos sean capaces de identificar la porción de la representación digital 3D correspondiente a la región de interés particular en base a la fluorescencia desde el equipo dental grabada por el sensor de imagen.

- 65 En algunas realizaciones, los medios de procesamiento de datos son capaces de derivar un modelo virtual del equipo dental en base a la fluorescencia grabada desde el equipo dental, y en las que la posición del límite en la representación digital 3D se determina en base a este modelo virtual.

En algunas realizaciones, derivar el modelo virtual del equipo dental comprende hacer coincidir la fluorescencia

grabada desde el equipo dental con un modelo virtual de plantilla procedente de una biblioteca de equipos dentales.

En algunas realizaciones, la identificación de la región de interés particular se basa también en un análisis de la topografía de superficie 3D grabada.

5 En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D es capaz de ajustar la configuración relacionada con la precisión y/o resolución espacial de la que el sistema de escáner 3D toma datos de superficie para calcular los escaneos secundarios, de tal manera que se pueda proporcionar una mayor precisión y/o o se puede proporcionar resolución para la región de la representación digital 3D correspondiente a la región de interés particular.

10 En algunas realizaciones, el método es tal que la puntuación de clasificación diferencia entre diferentes subclases de tejido dental duro, tales como dientes naturales, restauraciones dentales, dentina/esmalte, y/o en el que dicha puntuación de clasificación diferencia adicionalmente entre diferentes subclases de tejido dental blando, tales como la encía, el tejido bucal, la lengua y las rugosidades del paladar anterior duro.

15 En algunas realizaciones, el método es tal que la puntuación de clasificación asignada se relaciona con una probabilidad de que una porción de una superficie en un escaneo secundario dado pertenezca a una determinada clase de tejido dental blando, subclase de tejido dental blando, clase de tejido dental duro, o subclase de tejido dental duro.

20 En algunas realizaciones, el método es tal que la puntuación de clasificación asignada es un valor numérico que indica la ponderación de la porción en la sutura de los escaneos secundarios.

25 En algunas realizaciones, el método comprende determinar una línea de preparación en base a diferencias en la fluorescencia emitida desde la dentina y desde el esmalte de un diente preparado.

En algunas realizaciones, el sistema de escáner 3D comprende una parte portátil, y en el que dicha parte portátil se mueve con respecto a dicha cavidad intraoral entre tomas de diferentes escaneos secundarios.

30 Se divulga un sistema de escáner 3D para detectar caries en los dientes de la cavidad intraoral de un paciente, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

35 - una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en una primera longitud de onda, en el que la luz en dicha primera longitud de onda puede excitar el material fluorescente de los dientes;

- un sensor de imagen configurado para grabar fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda;

40 - medios de procesamiento de datos para:

i. crear una representación digital 3D del conjunto de dientes del paciente;

ii. analizar la fluorescencia grabada para identificar regiones cariogénicas de los dientes;

45 iii. crear una representación de regiones cariogénicas identificadas; y

iv. mapear la representación de regiones cariogénicas identificadas en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes para proporcionar una representación digital 3D combinada; y

50 - una unidad de exhibición visual en la que se puede visualizar la representación digital 3D combinada.

Se divulga un sistema de escáner 3D para detectar caries en dientes de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

55 - una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en una primera longitud de onda, en el que la luz en dicha primera longitud de onda puede excitar el material fluorescente de los dientes;

- un sensor de imagen configurado para grabar la fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda;

60 - medios de procesamiento de datos para:

65 i. calcular escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral, representando cada escaneo secundario un mapa de profundidad de una región de dicha topografía de superficie de cavidad intraoral como visto desde una posición y orientación dadas con respecto a una superficie de cavidad intraoral;

- ii. coser dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D del conjunto de dientes del paciente;
- iii. analizar la fluorescencia grabada para identificar regiones cariogénicas de los dientes; y

5 iv. mapear regiones cariogénicas en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes para proporcionar una representación digital 3D combinada en la que las regiones cariogénicas están dispuestas de acuerdo con su verdadera posición en los dientes; y

- una unidad de exhibición visual en la que se puede visualizar la representación digital 3D combinada.

10 El modelado 3D es el proceso de desarrollar una representación matemática de estructura alámbrica de cualquier objeto tridimensional, denominado modelo 3D, mediante equipo lógico informático (software) especializado. Los modelos se pueden crear automáticamente, por ejemplo, los modelos 3D se pueden crear utilizando múltiples enfoques: uso de curvas NURBS para generar parches de superficie suaves y precisos, modelado de malla

15 poligonal que es una manipulación de geometría facetada o subdivisión de malla poligonal que es una teselación avanzada de polígonos, que da como resultado superficies suaves similares a modelos NURBS.

El escáner intraoral puede configurarse para utilizar escaneo de enfoque, en el que la representación digital 3D de los dientes escaneados se reconstruye a partir de imágenes enfocadas tomadas a diferentes profundidades de

20 enfoque. La técnica de escaneo de enfoque se puede realizar generando una luz de sonda y transmitiendo esta luz de sonda hacia el conjunto de dientes de tal manera que al menos una parte del conjunto de dientes esté iluminada. La luz que vuelve del conjunto de dientes se transmite hacia una cámara y se forma en imagen en un sensor de imagen en la cámara por medio de un sistema óptico, comprendiendo el sensor de imagen/cámara una matriz de elementos de sensor. La posición del plano de enfoque sobre/con respecto al conjunto de dientes se varía por medio

25 de ópticas de enfoque mientras se obtienen imágenes desde/por medio de dicha matriz de elementos de sensor. En base a las imágenes, la/s posición/posiciones enfocada/s de cada elemento de entre una pluralidad de elementos de sensor, o de cada grupo de entre una pluralidad de grupos de elementos de sensor se pueden determinar para una secuencia de posiciones de plano de enfoque.

30 La posición enfocada puede, por ejemplo, calcularse determinando la amplitud de oscilación de luz para cada elemento de entre una pluralidad de elementos de sensor o para cada grupo de una pluralidad de grupos de elementos de sensor para un intervalo de planos de enfoque. A partir de las posiciones enfocadas se puede derivar la representación digital 3D del conjunto de dientes.

35 El punto más cercano iterativo (ICP) es un algoritmo empleado para minimizar la diferencia entre dos nubes de puntos. El ICP se puede utilizar para reconstruir superficies 2D o 3D a partir de diferentes escaneos o escaneos secundarios. El algoritmo es conceptualmente simple y se usa comúnmente en tiempo real. Revisa iterativamente la transformación, es decir, la traslación y la rotación, necesarias para minimizar la distancia entre los puntos de dos escaneos sin procesar o de dos escaneos secundarios. Las entradas son: puntos de dos escaneos sin procesar o de

40 dos escaneos secundarios, estimación inicial de la transformación, criterios para detener la iteración. El resultado es: transformación refinada. Esencialmente, los pasos del algoritmo son:

1. Asociar puntos de acuerdo con el criterio vecino más cercano.

45 2. Estimar los parámetros de transformación utilizando una función de coste cuadrático medio.

3. Transformar los puntos utilizando los parámetros estimados.

50 4. Iterar, es decir, volver a asociar los puntos y demás.

La presente invención se refiere a diferentes aspectos que incluyen el sistema y el método descritos anteriormente y en lo que sigue, y los sistemas y métodos correspondientes, cada uno de los cuales produce uno o más de los beneficios y ventajas descritos en conexión con el primer aspecto mencionado, y teniendo, cada uno, una o más realizaciones correspondientes a las realizaciones descritas en relación con el primer aspecto mencionado y/o

55 divulgado en las reivindicaciones adjuntas.

Se divulga un sistema de escáner 3D para grabar una topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios, comprendiendo la cavidad intraoral tejido dental blando y

60 tejido dental duro, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

- una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en una primera longitud de onda, en el que la luz en dicha primera longitud de onda puede excitar material fluorescente del tejido dental duro;

65 - un sensor de imagen configurado para grabar la fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda;

- medios para generar una serie de escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral en base a la luz capturada por el sensor de imagen, en el que cada escaneo secundario representa un mapa de profundidad como visto desde una posición y orientación dadas con respecto a la superficie de cavidad intraoral; y

5 - un medio de procesamiento de datos para:

- diferenciar, al menos en parte, los tejidos dentales duro y blando en base a la fluorescencia emitida desde el material fluorescente en el tejido dental duro, y para

10 - unir dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, en el que los tejidos dentales duros y blandos están ponderados de manera diferente en la sutura.

En algunas realizaciones, la diferente ponderación en la sutura se basa en el resultado de la diferenciación de tejidos duro y blando.

15 De acuerdo con un aspecto de la invención, es un sistema de escáner 3D para grabar una topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios, comprendiendo la cavidad intraoral tejido dental blando y tejido dental duro, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

20 - una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en una primera longitud de onda, en el que la luz en dicha primera longitud de onda puede excitar material fluorescente del tejido dental duro;

- un sensor de imagen configurado para grabar fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda; y

25 - medios de procesamiento de datos para:

i. calcular escaneos secundarios para la superficie de cavidad intraoral, representando cada escaneo secundario un mapa de profundidad de una región de dicha topografía de superficie de cavidad intraoral como visto desde una posición y orientación dadas con respecto a dicha superficie;

30 ii. asignar puntuaciones de clasificación a porciones de dichos escaneos secundarios relacionadas con el tejido dental duro y con el tejido dental blando, en el que dicha puntuación de clasificación diferencia entre el tejido dental duro y el tejido dental blando, y en el que dicha puntuación de clasificación se basa, al menos en parte, en la fluorescencia grabada; y

35 iii. coser dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, en el que los tejidos dentales duros y blandos se ponderan de manera diferente en la sutura en base a dichas puntuaciones de clasificación.

40 De acuerdo con un aspecto de la invención, es un método para grabar una topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral de un paciente en base a una serie de escaneos secundarios, comprendiendo la cavidad intraoral tejido dental blando y tejido dental duro, comprendiendo dicho método:

45 - obtener un sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las realizaciones;

- escanear al menos una parte de la cavidad intraoral usando dicho sistema de escáner 3D y calcular escaneos secundarios con relación a un cierto número de regiones escaneadas de la cavidad intraoral, representando cada escaneo secundario un mapa de profundidad de una región de dicha topografía de superficie de cavidad intraoral como visto desde una posición y orientación dadas con respecto a dicha superficie;

50 - asignar puntuaciones de clasificación a porciones de dichos escaneos secundarios relacionadas con el tejido dental duro y el tejido dental blando, en el que dicha puntuación de clasificación diferencia entre el tejido dental duro y el tejido dental blando, y en el que dicha puntuación de clasificación se basa, al menos en parte, en fluorescencia grabada usando dicho sistema de escáner 3D;

- unir dichos escaneos secundarios para crear una representación digital 3D de la topografía de superficie intraoral 3D, en el que los tejidos dentales duros y blandos se ponderan de manera diferente en la sutura en base a dichas puntuaciones de clasificación.

60 De acuerdo con un aspecto de la invención, se trata de un sistema de escáner 3D para detectar caries de dientes en la cavidad intraoral de un paciente, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:

- una unidad de iluminación configurada para proporcionar luz en una primera longitud de onda, en el que la luz en dicha primera longitud de onda puede excitar el material fluorescente de los dientes;

65

- un sensor de imagen configurado para grabar la fluorescencia emitida desde el material fluorescente cuando este es excitado por luz en dicha primera longitud de onda;

- medios de procesamiento de datos para:

- 5 i. crear una representación digital 3D del conjunto de dientes del paciente;
- ii. analizar la fluorescencia grabada para identificar regiones cariogénicas de los dientes;
- 10 iii. crear una representación de regiones cariogénicas identificadas; y
- iv. mapear la representación de regiones cariogénicas identificadas en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes para proporcionar una representación digital 3D combinada; y
- 15 - una unidad de exhibición visual en la que se puede visualizar la representación digital 3D combinada.

Además, la invención se refiere a un producto de programa informático que comprende medios de código de programa para hacer que un sistema de procesamiento de datos realice el método de acuerdo con cualquiera de las realizaciones, en el que dichos medios de código de programa se ejecutan en el sistema de procesamiento de datos, y un producto de programa informático, que comprende un medio legible por ordenador que se ha almacenado en éste en los medios de código de programa.

Breve descripción de los dibujos

25 Los objetos, características y ventajas anteriores y/o adicionales de la presente invención se aclararán adicionalmente mediante la siguiente descripción detallada ilustrativa y no limitante de realizaciones de la presente invención, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

30 La figura 1 muestra una realización del sistema de escáner 3D de acuerdo con la presente invención.

La figura 2 muestra una realización del sistema de escáner 3D de acuerdo con la presente invención, con la primera fuente de luz montada cerca de la parte frontal de una punta de una parte portátil del sistema de escáner 3D.

35 La figura 3 muestra una realización de esta invención con una única fuente de luz.

La figura 4 ilustra cómo se pueden diferenciar los tejidos dentales duro y blando en base a una fluorescencia grabada del tejido dental duro.

40 La figura 5 muestra cómo los medios de procesamiento de datos pueden analizar la intensidad de la luz grabada por el sensor de imagen.

Descripción detallada

45 En la siguiente descripción, se hace referencia a las figuras que se acompañan, que muestran, a modo de ilustración, cómo se puede poner en práctica la invención.

Las figuras siguientes ilustran esquemáticamente cómo se pueden realizar realizaciones de un escáner 3D de acuerdo con esta invención. Las figuras no son necesariamente dimensionalmente precisas.

50 La figura 1 muestra una realización de la invención, a saber, un escáner intraoral 3D de escaneo de enfoque que comprende una unidad de iluminación con una primera fuente 210 de luz y una segunda fuente 110 de luz, un patrón 130 (una línea en una vista en sección transversal real, pero se muestra aquí en ángulo para mayor claridad), un sensor 180 de imagen, un divisor 140 de haz y una óptica de enfoque con una lente móvil 151. El escáner 3D tiene una punta o sonda 170 con un espejo 172 que dobla la trayectoria del haz hacia la región de la cavidad intraoral que se escanea 300. La cavidad intraoral comprende tejido dental duro 301 y tejido dental blando 302. La segunda fuente 110 de luz emite luz al menos en la segunda longitud de onda y puede comprender óptica de colimación. En la figura, las líneas discontinuas cortas y delgadas ilustran rayos de luz emitidos desde la segunda fuente de luz y formados en imagen a través del sistema óptico sobre el objeto que se escanea, devueltos a través del sistema óptico, y rayos de luz formados en imagen sobre el sensor de imagen. La topografía de superficie 3D de la cavidad intraoral del paciente se graba en base a imágenes tomadas con el sensor de imagen cuando el objeto se ilumina con luz de la segunda fuente de luz. De este modo, la segunda fuente 110 de luz está destinada a la grabación de superficies 3D, y la primera fuente 210 de luz puede apagarse durante la grabación de superficies 3D.

65 El escáner 3D puede incluir también otros elementos; sin embargo, no son esenciales para esta invención y no se ilustran en la figura. En el documento WO2010145669 se proporciona una descripción detallada de un dispositivo de escaneo de enfoque que incluye otros elementos potencialmente beneficiosos y los cálculos asociados.

La primera fuente 210 de luz de la unidad de iluminación de la realización mostrada en la figura 1 está configurada para emitir luz en la primera longitud de onda destinada a excitar fluorescencia en las partes de tejido duro de la cavidad intraoral 300. Un espejo dicroico 200 dirige la luz desde la primera fuente 210 de luz hacia el espejo 172. El espejo dicroico 200 es transmisivo a las longitudes de onda generadas por la segunda fuente 110 de luz y la fluorescencia del tejido duro 301, pero reflectante a las generadas por la primera fuente 210 de luz.

El espejo 172 refleja las longitudes de onda generadas por las fuentes primera y segunda 110, 210 de luz y la fluorescencia del tejido duro 301. Los rayos de luz emitidos por la primera fuente 210 de luz se ilustran como líneas con guiones largos y gruesos. La luz en la primera longitud de onda excita la fluorescencia en las partes 301 de tejido duro. Una porción de la fluorescencia emitida sigue substancialmente la misma trayectoria que la luz de la segunda fuente 110 de luz después de que se refleje desde la cavidad dental, de tal manera que esta porción de la fluorescencia emitida puede dirigirse hacia el sensor 180 de imagen mediante el divisor 140 de haz.

La primera fuente 210 de luz puede ser un LED con un pico de emisión a 405 nm, y la segunda fuente 110 de luz puede ser un LED con un pico de emisión superior a 520 nm, por ejemplo a 590 nm.

Como lo indica la flecha de doble cara en la figura 1, el enfoque del sistema óptico se barre durante un escaneo 3D desde un extremo del volumen de enfoque al otro extremo moviendo la lente 151 de enfoque en la dirección a lo largo del eje óptico principal. El barrido de enfoque traslada el enfoque en una dirección substancialmente a lo largo del eje óptico del sistema óptico. Durante el barrido de enfoque se obtiene una pila de imágenes con el sensor 180 de imagen.

Como se describe en el documento WO2010145669, se puede determinar una medida A de correlación, dentro de un bloque de píxeles que representa una región del patrón de tablero de ajedrez mostrado en la figura 1, mediante la siguiente fórmula:

$$A = \sum_{i=1}^n f_i l_i = f \cdot l$$

donde n es el número de píxeles dentro del bloque, f es el vector de señal de referencia obtenido a partir del conocimiento de la configuración de patrón después de una calibración, e l es el vector de señal de entrada, es decir, las intensidades grabadas en los píxeles. El bloque puede ser un bloque cuadrado de píxeles que cubre la imagen de al menos un período del patrón de tablero de ajedrez, por ejemplo $n = 2 \times 2$ o $n = 4 \times 4$ o $n = 6 \times 6$. Las coordenadas 3D para cada uno de tales bloques se determinan luego a partir de la ubicación del máximo de A sobre la serie de imágenes en un barrido de enfoque. Obsérvese que con el método anterior, se encuentran las coordenadas 3D tanto del tejido duro 301 como del tejido blando 300. Para obtener detalles de los cálculos que incluyen un método para encontrar f , véase nuevamente el documento WO2010145669.

En la realización ilustrada en la figura 1, el sensor 180 de imagen se puede también usar para medir la fluorescencia, es decir, la luz emitida por el problema dental duro después de la excitación. En este modo, la segunda fuente 110 de luz está apagada, mientras que la primera fuente 210 de luz está encendida. En particular, un escáner de enfoque se caracteriza por poca profundidad de enfoque, y, por consiguiente, una única imagen no será nítida sobre el intervalo de profundidades que normalmente se encuentran en una vista de la cavidad intraoral. Una manera de obtener una imagen nítida en todas las ubicaciones de los planos de enfoque durante un barrido es generar una "imagen fusionada" que combine las secciones que están óptimamente enfocadas de todas las imágenes tomadas durante un barrido.

Una descripción detallada de cómo se puede realizar este paso se ilustra en la figura 17 y en el texto asociado del documento WO2010145669. La grabación de una imagen de fluorescencia puede basarse en un barrido completo de la lente de enfoque, al igual que en la toma de un escaneo secundario 3D. También puede ser admisible para algunas aplicaciones aceptar una nitidez imperfecta de la imagen de fluorescencia y tomar sólo unas pocas imágenes de fluorescencia durante el barrido, por ejemplo cuando la lente de enfoque está en sus posiciones extremas, y "fusionar" aquéllas como se describe en WO2010145669.

Puede ser ventajoso aumentar el tiempo de exposición del sensor de imagen cuando se graba la fluorescencia. Esto es así porque la intensidad de la luz emitida por fluorescencia puede ser menor que la de la luz de grabación 3D reflejada, es decir, cuando la segunda fuente 110 de luz está encendida. Si la velocidad de la lente de enfoque es la misma que durante la grabación de superficies en 3D, un tiempo de exposición más largo dará como resultado menos imágenes tomadas durante un barrido, y, por consiguiente, la imagen "fusionada" es menos nítida. Alternativamente, se puede reducir la velocidad de la lente de enfoque, lo que de acuerdo con el razonamiento óptico debería dar imágenes "fusionadas" más nítidas, pero, en realidad, existe el riesgo de pérdida de nitidez debido al movimiento de la mano o del paciente durante el barrido relativamente más largo.

La intensidad de la imagen de fluorescencia se puede utilizar como una ponderación relativa en el algoritmo de sutura, expresando el nivel de certeza en la clasificación como tejido dental duro. Obsérvese que las imágenes unidas presentan todos los píxeles de los sensores, mientras que las coordenadas 3D se calculan para un bloque de píxeles de acuerdo con la ecuación (1). De este modo, puede ser aconsejable encontrar una intensidad promedio para el bloque de píxeles correspondiente en la imagen de fluorescencia y asociarla con la coordenada 3D encontrada para el bloque de píxeles.

La figura 2 muestra una realización de esta invención en la que la primera fuente 210 de luz está montada cerca de la parte frontal de la punta 170. La ventaja de la realización de la figura 1 es que no se requiere espejo dicróico. Por otro lado, es más difícil montar la primera fuente 210 de luz en el espacio típicamente limitado de la punta o sonda 170. El aislamiento eléctrico es también más difícil en una ubicación tan cercana al paciente. Por otro lado, un beneficio secundario de la disposición en la figura 2 es que una parte metálica de la punta/sonda 170 se puede usar como disipador de calor para una primera fuente 210 de luz LED, calentando potencialmente también elementos ópticos en la punta (no mostrado en la figura 2) por calor residual. Calentar tales elementos ópticos puede impedir la condensación que de otro modo podría producirse cuando la punta/sonda se introduce en la cavidad bucal del paciente.

Si la primera fuente 210 de luz emite longitudes de onda a las que el sensor 180 de imagen responde, debido a que no hay filtrado por ningún espejo dicróico, es ventajoso disponer un filtro óptico 281 delante del sensor 180 de imagen para bloquear la luz de la primera fuente de luz a menos que los medios de procesamiento de datos estén configurados para distinguir la luz de entre las fuentes de luz primera y segunda. Este filtro óptico deja pasar las longitudes de onda de la segunda fuente 110 de luz para la grabación de superficie 3D y la fluorescencia emitida, pero no las que excitan la fluorescencia. Si la luz en la primera longitud de onda emitida por la primera fuente 210 de luz está cerca o por debajo de 400 nm, los elementos ópticos estándar a menudo actúan como filtros eficaces, y muchos sensores de imagen son poco sensibles a esas longitudes de onda. En esta situación, es posible que no se necesite en absoluto un filtro dedicado 281.

Conectados al sensor 180 de imagen están los medios 400 de procesamiento de datos, que comprenden un medio de almacenamiento, en el que se almacenan los algoritmos apropiados, y una CPU configurada para ejecutar estos algoritmos. Los medios 400 de procesamiento de datos están configurados para crear una representación digital 3D de la topografía 3D de los dientes en base a imágenes grabadas que comprenden luz de sonda reflejada desde los dientes; para crear una representación de la fluorescencia emitida desde el material fluorescente de los dientes en base a imágenes grabadas que comprenden la fluorescencia emitida, y para mapear la representación de la fluorescencia emitida en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes para proporcionar una representación digital 3D combinada.

El sistema de escáner 3D comprende adicionalmente una unidad 500 de exhibición visual conectada a los medios 400 de procesamiento de datos en cuya unidad de exhibición visual se visualiza la representación digital 3D combinada.

Las dos fuentes de luz en la realización de la figura 2 se encienden y apagan alternativamente de la misma manera que se describe para la realización de la figura 1.

La figura 3 muestra una realización de esta invención con una única fuente de luz configurada tanto para excitar la fluorescencia como para grabar la topografía de superficie 3D.

La unidad de iluminación es aquí una única unidad de fuente de luz con sólo la primera fuente 310 de luz dispuesta para iluminar la superficie de una cavidad intraoral. La primera fuente 310 de luz emite luz con una emitancia pico de 405 nm, de tal manera que la luz de la primera fuente de luz es adecuada tanto para excitar el material fluorescente en el tejido dental duro 301 como para proyectar el patrón 130 sobre la región de la cavidad intraoral que se escanea 300 para grabar la topografía de superficie 3D de esta región. El espejo 172 es reflectante tanto en la longitud de onda de la luz proporcionada por la primera fuente de luz como en la longitud de onda de la fluorescencia emitida desde el tejido dental duro 301, de tal manera que la luz reflejada desde las superficies de la cavidad intraoral y la fluorescencia se recoge y se guía hacia el sensor 180 de imagen.

En la realización ilustrada, la composición de elementos físicos es como se enseña en el documento WO2010145669.

El procesamiento de datos realizado por los medios de procesamiento de datos puede ser diferente.

Una separación al menos parcial de la señal relacionada con la fluorescencia y la señal relacionada con la luz reflejada se produce en los medios de procesamiento de datos, como se describe en lo que sigue, y se perfecciona mediante un diseño óptico apropiado, como se describe adicionalmente más adelante.

La figura 4 muestra la ventaja de grabar la fluorescencia con el fin de diferenciar los tejidos dentales duro y blando. La figura muestra tres imágenes tomadas por un sistema de escáner 3D de acuerdo con esta invención, tomadas de

escenas similares que muestran dos dientes y, en la parte inferior, algo de encía en una cavidad intraoral humana. Para la imagen (a), la escena se iluminó con un LED rojo con emisión pico a 630 nm. Para la imagen (b), la escena se iluminó con un LED azul profundo con una emisión pico a 400 nm, y se insertó un filtro óptico de paso largo de 450 nm que rechaza la radiación en longitudes de onda inferiores a 450 nm antes del sensor de imagen. Para la imagen (c), la iluminación fue como en (b), pero no se aplicó ningún filtro óptico. Como puede verse en (a), la diferencia en la reflectancia entre el tejido duro y el blando para luz roja es muy pequeña, y, por consiguiente, la diferenciación no está clara. En la imagen (b), se graba la fluorescencia de la región iluminada y se ve un escaneo desde (b), la fluorescencia por sí sola produce una fuerte diferenciación que permite distinguir el tejido duro del tejido blando, pero una señal más débil. Obsérvese también que, como se esperaba, cuando sólo se graba la fluorescencia, no se ven reflejos especulares en (b), a diferencia de en (a) y en (c). La imagen (c) muestra que la combinación de la reflectancia de la luz azul profundo y de la fluorescencia emitida desde los materiales fluorescentes en el tejido dental duro cuando se excita con la luz azul produce una buena señal y una discriminación bastante buena. Sin embargo, esto no es perfecto, debido a algunos reflejos especulares de la encía. La imagen (c) demuestra así que la sutura, como se enseña en el documento US7698068, no es óptima. Obsérvese que las imágenes no son perfectamente nítidas porque fueron tomadas con la lente de enfoque en una posición.

Las imágenes en la figura 4 son también representativas de imágenes de textura que se pueden mapear en una representación digital 3D de la topografía de superficie 3D. Obsérvese que, si bien las coordenadas 3D se calculan para un bloque de píxeles, la textura representa píxeles individuales.

El documento WO2010145669 no diferenció entre diversas contribuciones a las intensidades grabadas I , pero ese análisis adicional es fundamental para describir y comprender la realización de fuente de luz única de la invención en la que los tejidos blandos y duros se distinguen por los medios de procesamiento de datos. En particular, I puede escribirse como:

$$I = I_{sr} + I_{dr} + I_f + I_s \quad (2)$$

donde los subíndices son sr para reflexión especular, dr para reflexión difusa incluida la reflexión subsuperficial, f para fluorescencia y s para luz dispersa. A continuación, sin pérdida de generalidad, suponemos que $I_s = 0$, ya que la componente de luz dispersa es insignificante o puede compensarse con un diseño óptico apropiado.

Cuando la proyección del patrón 130 está enfocada en una parte de la cavidad intraoral 300 que se escanea, la intensidad grabada de la reflexión especular desde esta región enfocada exhibirá visualmente el patrón proyectado 130 en el sensor de imagen. Como resultado, I_{sr} variará lateralmente en la superficie escaneada. Es ventajoso que el escáner 3D pueda escanear la cavidad bucal con alta resolución. Preferiblemente, la resolución lateral es 100 μm o menos. Esto implica la necesidad de que las características del patrón proyectado sean correspondientemente pequeñas. La longitud de difusión tanto de la luz reflejada de manera difusa desde el tejido duro como de la luz fluorescente generada dentro del tejido duro es generalmente mayor de 100 μm . Por consiguiente, I_{dr} e I_f exhibirán visualmente poca o ninguna variación lateral.

La figura 5 (a) ilustra una parte de una imagen grabada correspondiente a una superficie enfocada para una única coordenada lateral x , es decir, para una coordenada en un plano perpendicular a la línea de visión hacia la superficie desde el escáner 3D. La magnitud relativa de los diferentes componentes mostrados en la figura es sólo para fines ilustrativos y puede ser diferente en una realización particular de la invención. Como enseña el documento WO2010145669, la señal relevante para grabar la geometría 3D de la cavidad intraoral es la intensidad debida a la reflexión especular, I_{sr} . El documento WO2010145669 describe formas de utilizar elementos polarizadores para reducir una señal procedente de la reflexión difusa despolarizada. La luz emitida por fluorescencia, al igual que la luz reflejada de manera difusa, no tiene un estado de polarización particular, y se verá afectada por cualesquiera elementos polarizadores de la misma manera que la reflexión difusa.

La descomposición de la intensidad expresada en la ecuación (2) se puede insertar en la ecuación (1) para describir la descomposición de la medida A de correlación. El documento WO2010145669 enseña que es ventajoso que la señal f de referencia esté tan normalizada que

$$\sum_{i=1}^n f_i = 0$$

De ello se deduce que las contribuciones a las señales grabadas de CC de I_{dr} e I_f no contribuyen o al menos no contribuyen significativamente a la medida de correlación A .

La figura 5 (b) muestra un ejemplo de un barrido de enfoque de un bloque de píxeles dado, es decir, con A en función de la posición z de la lente de enfoque. En la ubicación 1802, la proyección del patrón está enfocada en la superficie, y, por consiguiente, la medida de correlación está en un máximo.

El escáner 3D observa A, la suma de todas las contribuciones, pero en sí mismo no proporciona una fuerte diferenciación del tejido dental duro del blando, ya que la reflexión especular no es muy diferente entre la superficie del tejido duro y la del blando. El valor mínimo de la señal grabada I en el sensor dentro de un grupo de píxeles corresponderá a la suma de I_{df} e I_f . Se ve en la figura 4 (c) que la suma de I_{df} e I_f es mayor para el tejido duro que para el tejido blando, y esto proporciona una diferenciación entre tejidos duro y blando.

Un paso de calibración puede ayudar a cuantificar la suma $I_{df} + I_f$. Por ejemplo, se puede guiar al usuario del escáner 3D para que escanee primero un diente y luego un área de la encía, de tal manera que $(I_{df} + I_f)$ pueda calcularse como la diferencia en los valores mínimos de I en una región enfocada (véase la figura 5(a)). Puede ser adicionalmente ventajoso repetir la calibración en variados ángulos de incidencia, en caso de que I dependa de ello en un caso particular. No es necesario medir el ángulo de incidencia con ningún instrumento adicional; el escáner 3D mide la superficie 3D en cualquier caso, y se puede calcular al menos una aproximación de gradiente local.

El análisis anterior, como se ilustra en la figura 5, muestra la novedad de algunas realizaciones de esta invención sobre el documento WO2010145669. Mientras que este último sólo enseña cómo encontrar la ubicación del extremo de A, esta invención requiere un análisis de la intensidad de fondo en el sensor con poca o ninguna variación lateral sobre un grupo de píxeles. Para obtener información adicional sobre cómo encontrar la ubicación enfocada mediante el análisis de la variación de A, véase en particular la sección "Correlación espacial" y la figura 18 y el texto que se acompaña del documento WO2010145669.

Una forma de mejorar la diferenciación entre tejidos duro y blando es elegir elementos ópticos que transmitan la fluorescencia relativamente mejor. Asumiendo, en aras de la simplicidad, una primera fuente de luz que emite luz con una sola longitud de onda de 405 nm y una fluorescencia emitida a 520 nm, usando la longitud de onda como subíndice, y mirando sólo la intensidad grabada en un solo píxel, se puede escribir:

$$I_{sr} \propto I_{0,405} t_{405} r t'_{405}$$

$$I_f \propto I_{0,405} t_{405} \eta t'_{520}$$

donde I_0 es la intensidad emitida por la fuente de luz, t es la transmisividad del sistema óptico a lo largo de la trayectoria desde la fuente de luz hasta la cavidad intraoral, r es la reflectividad, η es la emisividad debida a la fluorescencia, y t' es la transmisividad del sistema óptico a lo largo de la trayectoria que va desde la cavidad intraoral hasta el sensor de imagen. Debido a que η es típicamente considerablemente menor que r , puede ser ventajoso prever que el diseño del sistema óptico sea tal que t'_{520} sea mayor que t'_{405} , de tal manera que la contribución de la fluorescencia en la señal general I sea significativa.

Otra forma de mejorar la diferenciación entre tejidos duro y blando es utilizar una fuente de luz azul, porque la reflexión difusa de los dientes esencialmente blancos muestra poca dependencia de la longitud de onda, mientras que la encía roja refleja la luz azul más pobremente que la luz roja como también puede verse comparando las figuras 4(a) y 4(c).

La ventaja de la realización en la figura 3 es el número relativamente pequeño de elementos físicos, pero la desventaja es la pérdida de potencia de luz disponible para excitar la fluorescencia, ya que la luz emitida por la única fuente de luz tiene que pasar a través del patrón, es decir, una vía parcialmente bloqueada.

Todos los demás elementos en las figuras 2 y 3 y los modos de operación habilitados por las realizaciones ilustradas en las figuras 2 y 3 son como se describen para la figura 1. Obsérvese que, en todas las realizaciones, no es un requisito conocer la magnitud de la fluorescencia perfectamente bien. En el algoritmo de sutura, las ponderaciones sólo se utilizan para expresar cierto nivel de certeza en la clasificación en tejidos dentales duro y blando, respectivamente. Las ponderaciones pueden ser valores brutos tal como se graban (por ejemplo, intensidad o A_f), pero también pueden ser una función de ellos, como, por ejemplo, alguna categorización o función no lineal. Esta invención reconoce que en la práctica no es posible una separación perfecta de señales entre reflexión y fluorescencia, y, por consiguiente, es robusta frente a esta imperfección.

Aunque algunas realizaciones se han descrito y mostrado en detalle, la invención no se limita a ellas, sino que puede también realizarse de otras maneras dentro del alcance del objeto definido en las siguientes reivindicaciones. En particular, debe entenderse que se pueden utilizar otras realizaciones y que se pueden hacer modificaciones estructurales y funcionales sin apartarse del alcance de la presente invención, como se define en las reivindicaciones adjuntas.

En las reivindicaciones de dispositivos que enumeran varios medios, varios de estos medios pueden realizarse mediante un mismo elemento de equipo físico informático (hardware). El mero hecho de que ciertas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes o se describan en diferentes realizaciones no indica que una combinación de estas medidas no pueda usarse de manera ventajosa.

Una reivindicación puede hacer referencia a cualquiera de las reivindicaciones anteriores, y se entiende que "cualquiera" significa "una o más" de las reivindicaciones anteriores.

- 5 Se debe enfatizar que el término "comprende/que comprende", cuando se usa en esta memoria descriptiva, se toma para especificar la presencia de características, números enteros, pasos o componentes indicados, pero no excluye la presencia o adición de una o más diferentes características, números enteros, pasos, componentes o grupos de ellos.
- 10 Las características del método descrito anteriormente y en lo que sigue pueden implantarse en software, y realizarse en un sistema de procesamiento de datos o en otros medios de procesamiento, originadas por la ejecución de instrucciones ejecutables por ordenador. Las instrucciones pueden ser medios de código de programa cargados en una memoria, tal como una RAM, desde un medio de almacenamiento o desde otro ordenador mediante una red informática. Alternativamente, las características descritas pueden implantarse mediante circuitería cableada en lugar de en software o de en combinación con software.
- 15

Referencias

- 20 Amaechi BT y Higham SM: Use of Quantitative Light-induced Fluorescence to monitor tooth whitening. En: Lasers in Dentistry VII, Peter Rechmann, Daniel Fried, Thomas Hennig, Editores, Actas de SPIE vol. 4249 (2001), págs. 157 - 162.
- 25 Angmar-Månsson B y ten Bosch JJ: Quantitative light-induced fluorescence (QLF): a method for assessment of incipient caries lesions. Dentomaxillofacial Radiology (2001) 30, págs. 298-307.
- Callieri M, Cignoni P, Scopigno R. Reconstructing textured meshes from multiple range + rgb maps.VMV 2002, Erlangen, 20-22 de noviembre de 2002.
- 30 Hartles RL y Leaver G: The Fluorescence of Teeth under Ultraviolet Irradiation. Biochemical Journal, vol. 54, núm. 4, págs. 632-638.
- Kronfeld T, Brunner D y Brunnett G: Snake-Based Segmentation of Teeth from Virtual Dental Casts. Computer-Aided Design & Applications, 7(2), 2010, 221-233.
- 35 Sinyaeva ML, Mamedov AA, Vasilchenko SY, Volkova AI y Loschenov VB: Fluorescence Diagnostics in Dentistry. Laser Physics, vol. 14, núm. 8, 2004, págs. 1132-1140.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de escáner 3D para detectar y/o visualizar regiones cariogénicas en dientes en base a la fluorescencia emitida desde dichos dientes, comprendiendo dicho sistema de escáner 3D:
 - una unidad (210, 310) de iluminación capaz de proporcionar luz de sonda para iluminar los dientes, en el que dicha luz de sonda comprende luz en una primera longitud de onda que es capaz de excitar un material fluorescente de los dientes;
 - un sensor (180) de imagen para grabar imágenes de luz recibida de los dientes iluminados, en el que dicho sensor de imagen es capaz de detectar la fluorescencia emitida desde dicho material fluorescente cuando éste es excitado por luz en dicha primera longitud de onda;
 - medios (400) de procesamiento de datos configurados para:
 - i. crear una representación digital 3D de la topografía 3D de los dientes en base a imágenes grabadas que comprenden luz de sonda reflejada desde los dientes;
 - ii. crear una representación de la fluorescencia emitida desde el material fluorescente de los dientes en base a imágenes grabadas que comprenden la fluorescencia emitida, y
 - iii. mapear la representación de la fluorescencia emitida en la porción correspondiente de la representación digital 3D de los dientes para proporcionar una representación digital 3D combinada; y
 - una unidad (500) de exhibición visual en la que se visualiza la representación digital 3D combinada.
2. El sistema de escáner 3D de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha primera longitud de onda, y en el que la representación digital 3D de los dientes se crea en base a la luz en la primera longitud de onda en dichas imágenes que comprenden luz de sonda reflejada desde los dientes.
3. El sistema de escáner 3D de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, en el que la luz de sonda comprende luz en una segunda longitud de onda y el sensor de imagen es capaz de detectar luz en dicha segunda longitud de onda, y en el que la representación digital 3D de los dientes se crea en base a luz en la segunda longitud de onda en dichas imágenes que comprenden luz de sonda reflejada desde los dientes.
4. El sistema de escáner 3D de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la unidad de iluminación está configurada para proporcionar luz sólo en la primera longitud de onda o sólo en la segunda longitud de onda en cualquier momento.
5. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1, 2, 3 ó 4, en el que la representación de la fluorescencia es una representación 2D, y dicho mapeo comprende plegar la representación de fluorescencia 2D sobre la representación digital 3D de los dientes.
6. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1, 2, 3 ó 4, en el que la representación de la fluorescencia es una representación 3D, y dicho mapeo comprende registrar la representación de fluorescencia 3D en la representación digital 3D de los dientes.
7. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera longitud de onda está dentro del intervalo de 375 nm a 435 nm, tal como en el intervalo de 385 nm a 425 nm, tal como en el intervalo de 395 nm a 415 nm, tal como en el intervalo de 400 nm a 410 nm.
8. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 7, en el que la segunda longitud de onda está dentro de un intervalo de 500 nm a 850 nm.
9. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sensor de imagen comprende una matriz de filtros de color que comprende un cierto número de filtros que permiten que pase la luz en dicha primera longitud de onda y un cierto número de filtros que permiten que pase la fluorescencia emitida, y en el que los medios de procesamiento de datos basan al menos parte de la creación de la representación digital 3D de los dientes y al menos parte de la creación de la representación de la fluorescencia en las mismas imágenes grabadas.
10. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 9, en el que la unidad de iluminación comprende una primera fuente de luz configurada para proporcionar dicha luz en la primera longitud de onda y una segunda fuente de luz configurada para proporcionar dicha luz en la segunda longitud de onda.
11. El sistema de escáner 3D de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el sistema de escáner 3D comprende un

espejo dicróico configurado para tener un coeficiente de reflexión mayor en dicha segunda longitud de onda que en longitudes de onda correspondientes a la primera longitud de onda y a la fluorescencia, y en el que el espejo dicróico está dispuesto de tal manera que guía la luz desde la segunda fuente de luz hacia el campo de visión del sistema de escáner y permite que la fluorescencia recibida desde el campo de visión pase hacia el sensor de imagen.

5 12. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema de escáner 3D utiliza la técnica de escaneo de enfoque.

10 13. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la región cariogénica se representa con un color y/o con un brillo distintos en la representación digital 3D combinada.

14. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que los medios de procesamiento de datos están configurados para detectar diferencias en la fluorescencia natural de la dentina y del esmalte.

15 15. El sistema de escáner 3D de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que los medios de procesamiento de datos están configurados para identificar regiones cariogénicas en las que la caries está presente en etapas más o menos desarrolladas en base a la fluorescencia detectada en estas áreas y para mapear una representación de una región cariogénica identificada de un diente sobre la porción de la representación digital 3D
20 de la topografía de superficie 3D correspondiente a dicho diente.

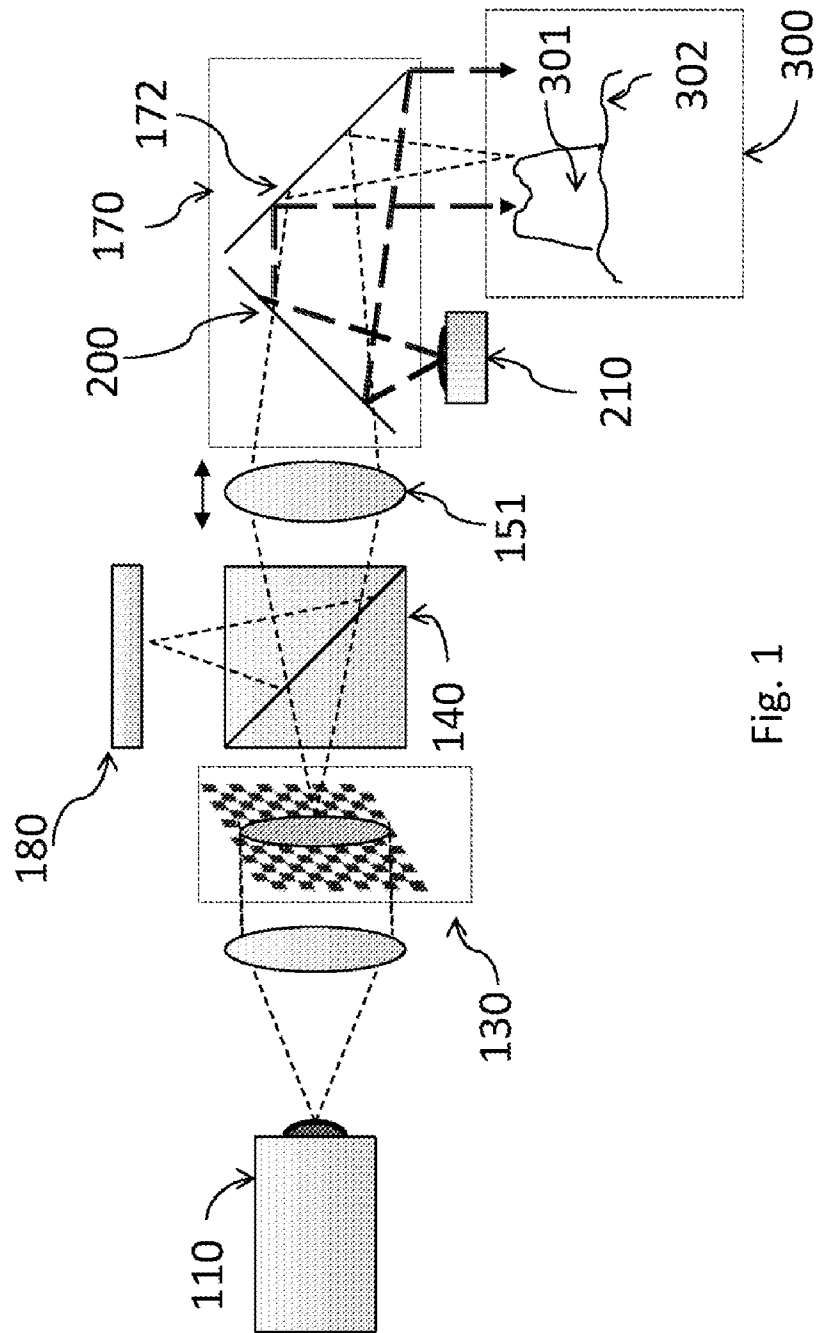


Fig. 1

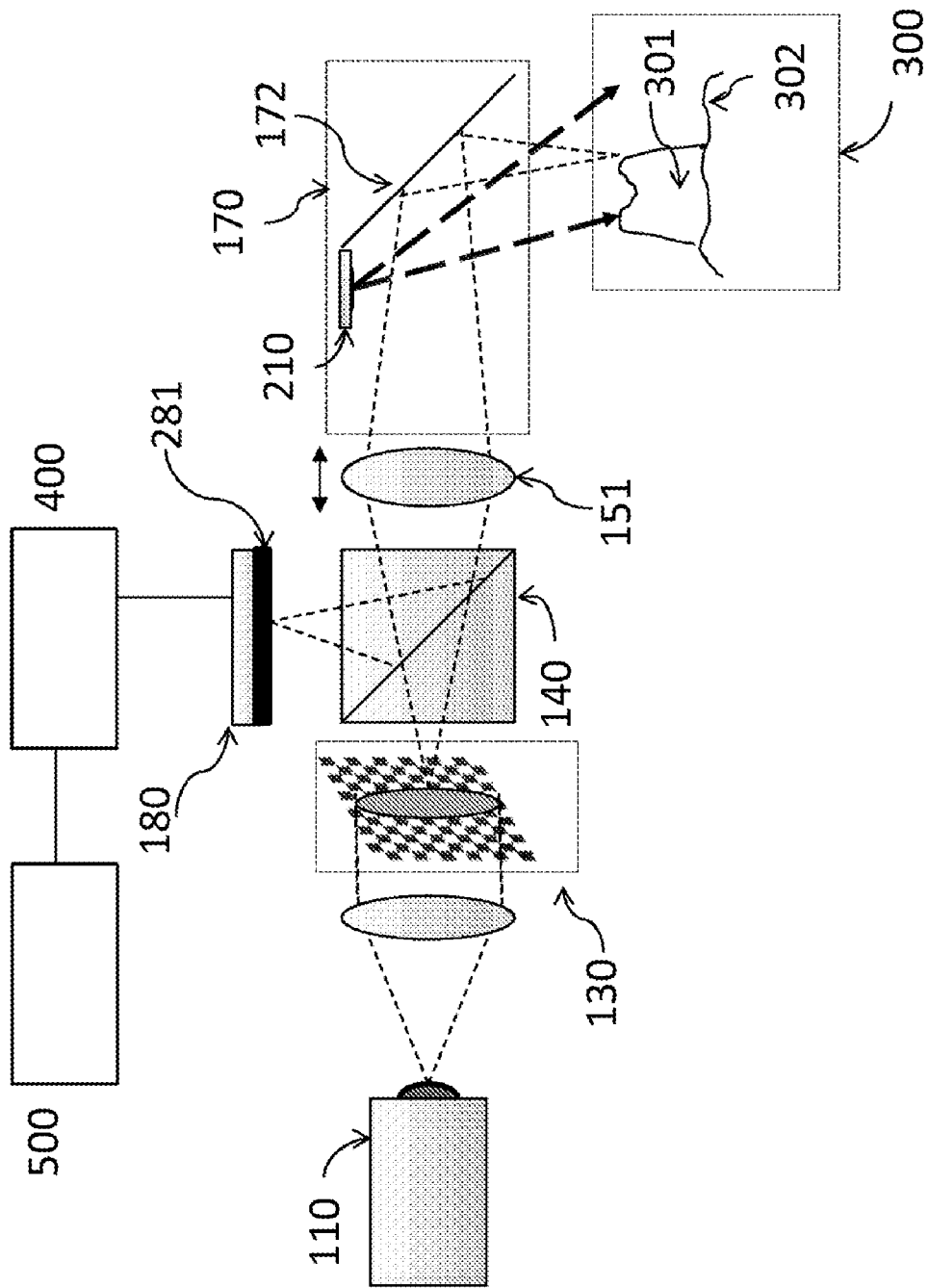


Fig. 2

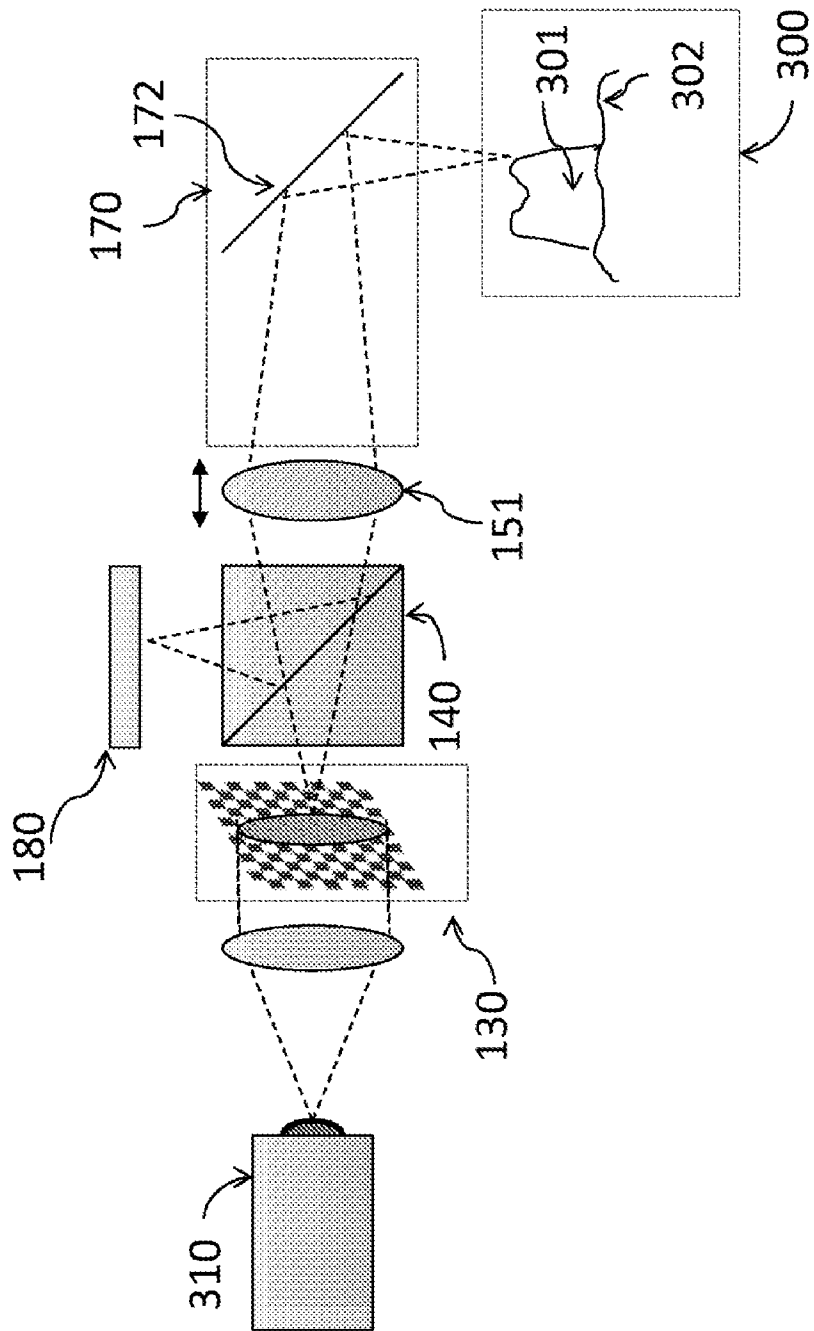
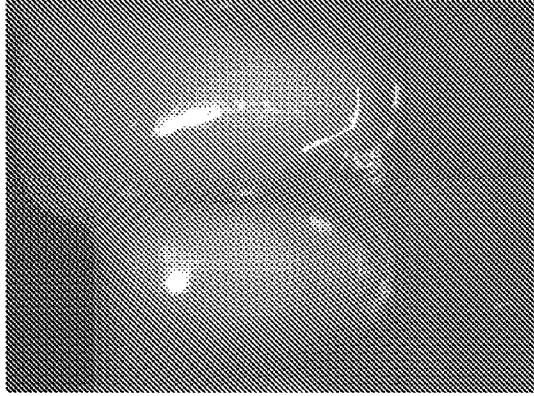
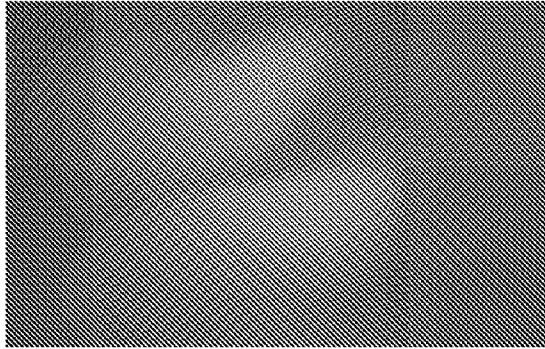


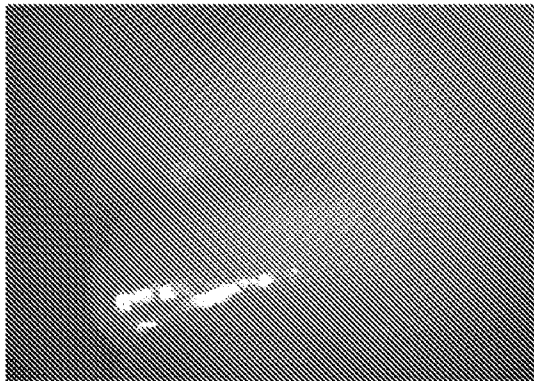
Fig. 3



(c)



(b)



(a)

Fig. 4

