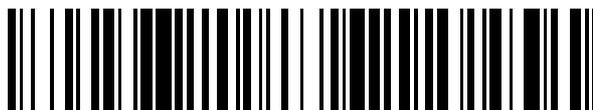


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 533 686**

51 Int. Cl.:

A61B 6/14 (2006.01)

G01T 1/24 (2006.01)

H01L 27/146 (2006.01)

H05K 5/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.11.2012 E 12193006 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.01.2015 EP 2594202**

54 Título: **Sensores de radiografía intraoral con un espacio muerto de imagen mesial minimizado**

30 Prioridad:

18.11.2011 US 201161561476 P
09.11.2012 US 201213673763

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
14.04.2015

73 Titular/es:

CYBER MEDICAL IMAGING, INC. (100.0%)
11300 W. Olympic Blvd., Suite 710
Los Angeles, CA 90064, US

72 Inventor/es:

YOON, DOUGLAS C. y
CHEN, ADAM

74 Agente/Representante:

LLAGOSTERA SOTO, María Del Carmen

ES 2 533 686 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

Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

La presente solicitud es una solicitud de utilidad no provisional que reivindica la prioridad de la fecha de presentación de US N° Serie 61/561.476, presentada en 11/18/2011.

5 Sector de la invención

La presente invención corresponde al sector de sensores de imagen radiográfica intraoral, y a sus procedimientos de utilización, y más particularmente, a aumentar la comodidad del paciente durante dicha utilización.

Antecedentes de la invención

10 Las radiografías son fundamentales para la mayor parte de procesos de diagnóstico dental. No obstante, una queja habitual y un problema que se presenta durante el examen radiográfico es la incomodidad del paciente durante la colocación de los sensores radiográficos dentro de la boca. La mayor parte de estas quejas se refieren a la colocación del sensor radiográfico en la zona posterior de los arcos maxilar y mandibular del paciente. Este problema es debido principalmente al limitado espacio disponible para la colocación apropiada de estos sensores dentro de estas zonas. Esto ha constituido un problema desde la introducción de la radiografía dental utilizando tecnología estándar de película de rayos X.

Recientemente, se han desarrollado sensores de rayos X de estado sólido que sustituyen la película. La incomodidad del paciente para estos sensores es todavía mayor, ya que estos dispositivos son rígidos por su naturaleza y no pueden ser curvados como una película para adaptarse a la anatomía del paciente.

20 Tal como se indica en la patente US N° 7.916.200, un sensor de imágenes radiológicas comprende normalmente un chip semiconductor de imagen, que tiene una matriz de elementos fotosensibles y componentes electrónicos enlazados, un sustrato de electrónica sobre el que el chip, y posiblemente otros componentes, están montados, un generador de destellos que recubre el chip, y ocasionalmente una placa de fibra óptica insertada entre el generador de destellos y el chip. La unidad está contenida en un envase de resina desde el que se puede prolongar un cable de conexión a un sistema para procesar las imágenes recogidas (excepto en el caso de transmisión sin cables, en el que se dispone una batería habitualmente en el cuerpo envolvente). El cuerpo envolvente se adapta lo más íntimamente posible a la forma del chip, a efectos de no crear volumen innecesario. La forma del chip que, a priori, es rectangular, requiere que el cuerpo envolvente tenga forma rectangular, que no resulta ni económica ni cómoda para el paciente.

30 Algunas de las radiografías que se captan y que son más dolorosas tienen lugar en el aspecto mesial de la "aleta de mordida" del premolar, y de las vistas periapicales del premolar posterior. La razón por la que la toma de estas radiografías es dolorosa es que la placa de imagen, tanto si es una película o un sensor (que es más rígido y puede provocar más dolor) se deben situar de manera que su extremo mesial esté colocado lo más delante de la boca del paciente que sea posible para captar el aspecto distal de los caninos y el aspecto mesial de los dientes premolares en una radiografía con "aleta de mordida" o vista periapical, y una vez que el paciente muerde los bordes de la película o del sensor, muerde los tejidos en el aspecto ascendente anterior del paladar maxilar o aspecto lingual de la región mandibular anterior, provocando frecuentemente dolor cuando el aspecto mesial del sensor digital choca contra estas zonas anatómicas muy sensibles durante un examen radiográfico. Cuando se toma una radiografía con un sensor con un cable, el sensor debe ser insertado de manera que el extremo distal esté situado hacia el aspecto distal de los dientes del que se está tomando imagen, y a continuación, el extremo mesial se sitúa en el aspecto más mesial de los dientes de los que se toma imagen. Esto significa que el extremo mesial del sensor, que es el extremo en el que el cable procedente del sensor sale de la boca, se encuentra hacia la parte frontal de la boca en la que el cable sale de la misma. Al minimizar el espacio muerto en el extremo mesial MS de un sensor, el proceso para obtener una radiografía de los dientes posteriores del paciente es mucho más cómodo y menos doloroso, y se obtienen mejores resultados.

El documento US 5 510 623 A da a conocer un sensor CCD de imagen de estado sólido, que tiene una estructura de dos bloques, de imagen completa, de registro paralelo. Los dos bloques del dispositivo, formado cada uno de ellos por sensores de radiación fotosensibles o píxeles, alimentan un único registro de lectura en serie dispuesto centralmente a efectos de formar un dominio fotosensible unificado. El registro de lectura es fotosensible excepto en dos buses estrechos de reloj asociados, separados entre sí, a efectos de bloquear solamente un mínimo de la radiación entrante en cualquier píxel del registro de lectura. Cada etapa del registro de lectura puede actuar como píxel que es aproximadamente cuadrado y que tiene aproximadamente las mismas dimensiones que los píxeles de los dos bloques de imagen completa. En funcionamiento, el registro de lectura dispuesto centralmente puede ser estacionario en una primera parte significativa del tiempo total de la imagen (periodo de integración), y a continuación, en una parte posterior del tiempo de imagen puede ser leído una o varias veces para proporcionar información actualizada de exposición para todos los píxeles del dispositivo. Entre los ejemplos típicos de las aplicaciones se incluyen optimización de

exposición a rayos X, basada en histogramas de tipo avanzado u otros tipos. Dicho dispositivo evita la utilización de una “esquina amplificadora” que es característica de muchos, si no todos, los sensores de imagen de área. Como tales, todas las cuatro esquinas del dispositivo pueden estar conformadas para adaptarse a una aplicación particular. Una aplicación de particular interés es la formación de imagen dental por rayos X y su correspondiente sistema.

El documento US 6 069 935 A da a conocer un detector de rayos X que incluye un generador de centelleo que convierte una imagen de energía radiante invisible en una imagen de luz visible y un dispositivo sensor que convierte la imagen de luz visible en una señal eléctrica. El dispositivo sensor comprende una pluralidad de sensores de píxeles activos CMOS.

RESUMEN DE LA INVENCION

La presente invención da a conocer un sensor de formación de imágenes radiológicas intraorales, tal como se define en la reivindicación 1, así como un sensor de formación de imágenes radiológicas intraorales tal como se define en la reivindicación 2. Este sensor de formación de imágenes radiológicas intraorales tiene un chip de formación de imágenes fijado dentro de un cuerpo envolvente. El chip de formación de imágenes no tiene espacio muerto debido a la electrónica de control del chip de formación de imágenes en su lado mesial porque el chip de formación de imágenes se encuentra sustancialmente libre de cualquier electrónica de control del chip de formación de imágenes situada fuera de un dispositivo de píxeles activos, en cuyo caso, la electrónica del control del chip de formación de imágenes está situada en una capa de control depositada por debajo del dispositivo de píxeles activos o está contenida dentro de la electrónica de control del chip de formación de imágenes para píxeles individuales en el dispositivo de píxeles activos. Este sensor de formación de imágenes radiológicas intraorales es especialmente útil para captar una vista con “aleta de mordida” de un premolar o vista radiográfica periapical posterior.

El sensor de imágenes radiológicas intraorales tiene sustrato de elementos electrónicos, y puede tener un cable plano fijado a su cuerpo envolvente más distante de su lado mesial que de su lado distal en un conector de pulsador para el cable, de manera que el cable sale del conector del pulsador para el cable hacia el lado mesial del sensor conformado de manera general rectangular.

De acuerdo con ello, es un objetivo principal de la presente invención dar a conocer un sensor radiográfico intraoral mejorado que puede ser utilizado para obtener mejores imágenes radiográficas de algunos dientes.

Este y otros objetivos y ventajas resultarán evidentes para los técnicos en la materia en relación con los dibujos y la descripción detallada de la invención que se indica a continuación.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es una vista parcial de un conjunto que muestra un sensor de formación de imágenes radiológicas de la técnica anterior y sus componentes principales. La figura 1A es una fotografía de un sensor de imágenes radiológicas de la técnica anterior mostrando la orientación entre distal y mesial y la figura 1B muestra una radiografía del sensor mostrado en la figura 1A que muestra el espacio muerto en el extremo mesial de un sensor tradicional típico.

La figura 2 es una vista lateral de un sensor que muestra un conector de pulsador para el cable situado de manera más próxima a su lado distal que a su lado mesial.

La figura 3 es una vista en planta del sensor de la figura 2 que muestra ciertos aspectos de un sensor que no forman parte de la presente invención, en que sale un cable plano del pulsador del sensor en una posición más distal, y en que el espacio muerto del sensor está situado en el extremo distal del mismo.

La figura 4 muestra la pérdida típica de área de imagen debido al espacio muerto para la electrónica del sensor para un sensor digital típico.

La figura 5 muestra una realización de un cable plano utilizable en un sensor digital.

La figura 6 muestra conceptualmente un chip de formación de imágenes, mientras que la figura 6A muestra conceptualmente una parte del área de píxeles activos de la figura 6.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

Los siguientes términos se utilizan en las figuras y en la descripción siguiente:

Términos:

- 1 sensor de formación de imágenes radiológicas
- 2 sustrato de elementos electrónicos

- 3 chip de formación de imágenes
- 4 placa de fibra óptica
- 5 generador de destellos CSI o escintilador
- 6 cable
- 5 8 espacio muerto atribuible a material absorbente de choques y cuerpo envolvente
- 9 espacio muerto atribuible a electrónica de control del chip de formación de imágenes
- 10 cuerpo envolvente del lado del cable
- 11 conector de pulsador para el cable
- 15 cuerpo envolvente del lado frontal
- 10 21 componentes electrónicos
- 32 área activa del chip de formación de imágenes
- 33 píxel
- 34 electrónica del control del píxel para píxel individual
- 35 área activa del píxel
- 15 38 área de espacio muerto del chip de formación de imágenes debido a la construcción del chip y no debido a la electrónica de control del chip de formación de imágenes
- 39 espacio muerto del chip de formación de imágenes debido a la electrónica de control del chip de formación de imágenes por fuera del área activa del píxel
- 40 cable plano
- 20 41 cable redondo
- 42 conector
- Área A área de recubrimiento A para una vista con "aleta mordida" ("bitewing") de premolar estándar (radiografía de película)
- 25 Área B área de recubrimiento B mostrando la pérdida de área de imagen debido al espacio muerto para la electrónica de control del chip de formación de imágenes para un sensor digital de la técnica anterior
- CS lado del cable
- DS lado distal
- FS lado frontal
- MS lado mesial

30

La figura 1 muestra un sensor de formación de imágenes radiológicas 1 que tiene un cuerpo envolvente 10 del lado del cable, conectado a un cuerpo envolvente 15 del lado frontal, saliendo el cable 6 hacia fuera del conector 11 de pulsador para el cable en el cuerpo envolvente lateral 15 hacia el lado mesial MS del sensor 1. Dentro del cuerpo envolvente, desplazándose desde el lado CS hacia abajo al lado frontal FS, se encuentran un sustrato de elementos electrónicos indicado de manera general con el numeral 2, componentes electrónicos 21 montados sobre el lado del cable del sustrato de elementos electrónicos 2 (por ejemplo, material cerámico o plástico), un chip de formación de imágenes mostrado de manera general con el numeral 3 (preferentemente un chip de formación de imágenes CMOS), una placa de fibra óptica mostrada en general con el numeral 4 (que funciona como filtro de rayos X para mejorar la reducción del ruido) y un generador de centelleo CSI mostrado de manera general con el numeral 5 (optimizado en cuanto a resolución y bajo ruido).

35

40

El sensor 1 tiene una forma general rectangular, tal como se ha mostrado en la figura 1. Para los objetivos de la presente invención, los lados más cortos del rectángulo serán definidos siempre por la dirección en la que el cable 6 sale del conector de pulsador para el cable 11. El lado mesial MS (ver figura 1) será definido

siempre como el lado hacia el que el cable 6 sale del conector de pulsador para el cable 11, mientras que el lado distal DS se definirá siempre como el lado opuesto al que el cable 6 sale del conector de pulsador para el cable 11, aunque el conector de pulsador para el cable 11 no esté centrado en el cuerpo envolvente 10 del lado del cable (ver figura 2).

5 De acuerdo con la presente invención, es especialmente preferente que el conector 11 del pulsador para el cable esté situado más próximo al lado distal DS que centrado (ver figura 2). La razón por la que dicha colocación es preferente, es que permite más espacio para que el cable 6 salga del conector de pulsador para el cable 11 para torsión o giro cuando el sensor es utilizado en algunas localizaciones de la boca del paciente, reduciendo de esta manera los esfuerzos en la conexión entre el cable 6 y el conector de pulsador para el cable 11, que debe ser estanco al agua.

10 En sensores típicos de la técnica anterior, el sustrato 2 de electrónica tiene un material absorbente de choques (no mostrado) alrededor de la periferia del material cerámico 22. El espacio ocupado por el material de absorción de choques, así como el espacio ocupado por el cuerpo envolvente del sensor (una vez que el cable y los cuerpos envolventes del lado frontal 10 y 15 son montados entre sí) crea un espacio muerto 8 (ver figura 3) en el que no se obtiene imagen radiográfica, y las dimensiones de este espacio muerto serán habitualmente no menores de 2 mm. Además del espacio muerto 8, se crea un segundo espacio muerto 9 por la electrónica de control del chip de formación de imágenes situada en el lado mesial MS del chip de formación de imágenes 3 en los sensores actualmente disponibles, que puede representar otros 4 mm o más de espacio muerto adicional.

20 El efecto combinado de los espacios muertos 8 y 9 en los sensores radiográficos intraorales disponibles habitualmente es la incapacidad de duplicar la misma área de recubrimiento en una anatomía oral de un paciente que una película de rayos X cuando se colocan en el mismo lugar exacto con respecto a los dientes del paciente. Este problema se debe al diseño intrínseco y a la disposición de todos los sensores intraorales digitales con respecto a la colocación del espacio muerto, que se crea como resultado o subproducto por las piezas de la electrónica en el sensor. De manera significativa, este espacio muerto de 4-8 mm tiene aproximadamente la anchura de la mitad de un canino completo, o diente premolar, tal como se ha mostrado en la figura 4.

30 La figura 4 muestra un área de recubrimiento A para una radiografía de película de una vista de "aleta mordida" ("bitewing") de un premolar estándar. Dentro del área A, en su lado mesial, se encuentra otra área B. El área B muestra una pérdida típica de área de imagen debida al espacio muerto para la electrónica del sensor para un sensor digital. De acuerdo con ello, la figura 4 muestra que, si un sensor dental digital está colocado en la posición exacta de la película de rayos X, la imagen resultante no mostrará los primeros 4-8 mm del extremo mesial de la anatomía del paciente.

35 Los primeros sensores de estado sólido de la técnica anterior tenían el cable saliendo del borde mesial. Era, a lo largo de este borde del chip de formación de imágenes asociado, en el que estaban colocados los elementos electrónicos de control, con mucha proximidad al cable para conseguir eficiencia de cableado al cable. Al desplazarse la fijación del cable al lado posterior del sensor, permitiendo un curvado más fácil del cable y mayor comodidad del paciente cuando se utilizaba el sensor en orientación vertical en la boca del paciente, la colocación de los elementos electrónicos y el espacio muerto resultante para formación de imágenes seguían siendo los mismos. Esto pasó a ser parte de la norma en la industria en cuanto a diseño, y no se cuestionó en ningún caso porque los ingenieros de diseño se centraban solamente en la facilidad de fabricación, en la facilidad de conexión y en minimizar la pérdida de señal en la colocación de la electrónica. No se dedicaron ideas a los temas ergonómicos clínicos.

40 No obstante, los temas ergonómicos clínicos podían ser tratados desplazando el espacio muerto 9 al lado distal DS del chip de formación de imágenes 3, de manera que cualquier espacio muerto situado en el lado mesial del sensor se mantiene en un mínimo atribuible únicamente al material de absorción de choques y al cuerpo envolvente. Este diseño del sensor, que no forma parte de la presente invención, se muestra en la figura 3 que muestra una vista del lado del cable de un sustrato de elementos electrónicos 2 con un espacio muerto 9 situado en el lado distal DS, no en el lado mesial MS. A efectos de orientación, el cable 6 y el conector de pulsador 11 del cable se han mostrado mediante líneas de trazos en la figura 3.

50 La localización del espacio muerto 9 en el lado distal DS, al contrario de las prácticas habituales y el criterio tradicional, permite que el técnico dental capte imágenes que no se pueden obtener habitualmente porque el área B de la figura 4, que representa una pérdida de área de formación de imágenes debido al espacio muerto, se minimiza, permitiendo una mayor captación de dientes situados en el área mesial de una captación radiográfica, lo cual es especialmente importante cuando se toma una vista de "aleta mordida" ("bitewing") o radiografía periapical de los dientes caninos y premolares.

55 A este respecto, algunas de las radiografías más dolorosas captadas son la vista de "aleta mordida" de premolar y vistas periapicales posteriores. La razón por la que estas radiografías son dolorosas de tomar es que la placa de formación de imagen, tanto si es una película como un sensor (que es más rígido y provoca

más dolor), deben ser colocadas de manera que su extremo mesial quede situado lo más adelante posible dentro de la boca del paciente, para captar el aspecto distal de los dientes caninos y el aspecto mesial de los dientes premolares en una vista de "aleta mordida" o periapical radiográfica, y una vez que el paciente muerde los bordes de la película o sensor, entran en los tejidos del aspecto ascendente anterior del paladar maxilar o el aspecto lingual de la región mandibular anterior, provocando de esta manera frecuentemente dolor cuando el aspecto mesial del sensor digital choca contra estas regiones anatómicas muy sensibles durante un examen radiográfico. Cuando se toma una radiografía con un sensor que tiene cable, el sensor debe ser insertado de manera que el extremo distal esté situado hacia el aspecto distal de los dientes de los que se toma imagen, y entonces, el extremo mesial está situado en el aspecto más mesial de los dientes de los que se toma imagen. Minimizando el espacio muerto en el extremo mesial MS de un sensor, el procedimiento para obtener una radiografía de los dientes posteriores del paciente es mucho más confortable y menos doloroso, obteniéndose mejores resultados.

De acuerdo con ello, un sensor en el que el espacio muerto en su extremo mesial está minimizado, permite que los técnicos dentales obtengan radiografías mucho mejores de todos los dientes radiografiados.

Se debe observar que la presente invención no está limitada únicamente a la localización del espacio muerto 9 en el lado distal de este y, en la medida en que sea posible, los elementos electrónicos de control del chip de toma de imágenes para sensores digitales se debe desplazar de manera que se encuentre dentro del área real de formación de imágenes del chip de formación de imágenes 3, tanto si se hace por el sacrificio de área de imagen activa dentro de píxeles individuales o por depósito de los elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes como capa sobre la que se deposita a continuación el área activa de formación de imágenes.

La figura 6 muestra un chip de formación de imágenes 3 que tiene un área activa de chip de formación de imágenes 32 constituida por píxeles individuales 33. Cada uno de los píxeles individuales 33 tiene sus propios elementos electrónicos 34 de control del píxel y área activa del píxel 35. El chip 3 de formación de imágenes tiene también un espacio muerto 38 del chip de formación de imágenes debido a la construcción del chip, y no debido a los elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes. En chips de formación de imágenes actuales, existe también un espacio muerto 39 (si bien está situado en el lado mesial MS, no en el lado distal DS), debido a los elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes fuera del área activa del píxel. La electrónica de control de chips de formación de imágenes puede llevar a cabo muchas funciones, incluyendo control del chip de formación de imágenes intra e inter píxel. De este modo, de acuerdo con realizaciones alternativas que se han indicado, el espacio muerto 39 de la figura 6 puede ser eliminado y se puede mejorar la eficiencia de la captación desplazando todos los elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes a una capa que se encuentra por debajo de la capa activa del chip de formación de imágenes con respecto al lado frontal FS. Esto se puede realizar depositando, en primer lugar, la capa de elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes y depositando a continuación el área de formación de imágenes activa en la parte superior de la capa de elementos electrónicos ya depositada. De manera alternativa, o en combinación con esta capa de control del chip de formación de imágenes depositada, se puede incrementar la eficiencia de la captación, incluyendo los elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes en cada conjunto de elementos electrónicos 34 de control de cada píxel, aunque se deba sacrificar cierta área 35 activa de píxeles.

Otro aspecto que no forma parte de la presente invención se centra en minimizar la falta de comodidad asociada con la obtención de radiografías de los dientes con sensores de formación de imágenes radiológicas que incluyen un cable de conexión cambiando la forma del cable de conexión de redonda o circular a una forma asimétrica, sustancialmente más ancha que alta, preferentemente, como mínimo, dos o más veces más ancha que alta, pudiendo ser ejemplos de ello formas ovoides o planas. Este cable mejorado, para el resto de esta descripción, será indicado como cable plano.

Un cable plano será fácil de introducir en la boca del paciente mientras se toman radiografías, porque reduce el volumen del cable y la interferencia en la acción de morder. En vez de tener que morder con un cable circular discurriendo entre los dientes del paciente, el paciente tendrá que morder sobre un cable plano, lo que crea un intersticio menor entre los dientes, aumentando la comodidad y la cobertura de formación de imágenes del sensor. Asimismo, la utilización de un cable plano puede reducir el grosor del conector de pulsador para el cable 11, lo que debe incrementar también la comodidad del paciente y la facilidad de colocación del sensor en la boca del paciente.

De acuerdo con ello, un sensor que no forma parte de la presente invención, en el que se implementa un cordón plano, representa un avance significativo con respecto a la técnica anterior, y permite a los técnicos dentales obtener mucho mejores radiografías de todos los dientes sometidos a radiografía, así como un mayor confort del paciente.

Los cables actuales de conexión son redondos y están diseñados para cumplir con normas aplicables para conexiones USB, así como UL, y otras normas aplicables. El deseo de cumplir normas USB procede, por lo

menos en parte, de la facilidad de utilización y de la capacidad de conectar de manera rápida y fácil con ordenadores.

- 5 Un cable plano puede cumplir las normas USB, pero ello no debe ser necesariamente así. Los criterios de diseño clave consisten en reducir el grosor del cable plano que debe acoplarse entre los dientes superiores y los dientes inferiores cuando se toman ciertas radiografías. Una alternativa posible de un cable plano utiliza un cable plano corto con una longitud de aproximadamente 1 metro o menos (no mostrado a escala) que puede ser conectado a un cable USB redondo 41 mediante un conector pequeño, del cual se ha realizado en ejemplo de forma general en las figuras 5 con el numeral 42. (Se debe observar que el conector 42 puede estar formado por un extremo hembra sobre un cable y un extremo macho sobre el otro cable).
- 10 Cuando se combina un cable plano con un espacio muerto reducido en el extremo mesial de un sensor, el resultado es un sensor muy mejorado que proporciona un confort incrementado en la boca del paciente, una cobertura de imagen mejorada en el extremo mesial, unos esfuerzos reducidos sobre el acoplamiento del cable al cuerpo del sensor, una duración mejorada del cable y un volumen y una interferencia del cable reducidos.
- 15 Si bien la invención ha sido descrita haciendo referencia a ciertas realizaciones preferentes, estas realizaciones han sido presentadas a título de ejemplo solamente, y no para limitar el alcance de la invención. Realizaciones adicionales de la misma resultarán evidentes para los técnicos en la materia que puedan aprovechar esta descripción detallada.

REIVINDICACIONES

1. Sensor de formación de imágenes radiológicas intraorales (1), que comprende

un chip de formación de imágenes (3) contenido dentro de un cuerpo envolvente y que tiene un dispositivo de píxeles activo,

5 en que dicho chip de formación de imágenes se encuentra sustancialmente libre de espacio muerto debido a que cualesquiera elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes se encuentran fuera del dispositivo de píxeles activos,

10 en el que un lado mesial del chip de formación de imágenes se encuentra libre de cualquier espacio muerto debido a que dichos elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes se encuentran fuera del dispositivo de píxeles activo,

caracterizado porque el dispositivo de píxeles activo está formado además por una serie de elementos electrónicos (34) de control del píxel para utilización en píxeles individuales (33) del dispositivo de píxeles activo,

15 de manera que el chip de formación de imágenes no contiene elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes a utilizar en el control del chip de formación de imágenes que estén contenidos dentro del dispositivo de píxeles activo,

en el que los elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes están contenidos dentro de la pluralidad de elementos electrónicos de control de píxeles.

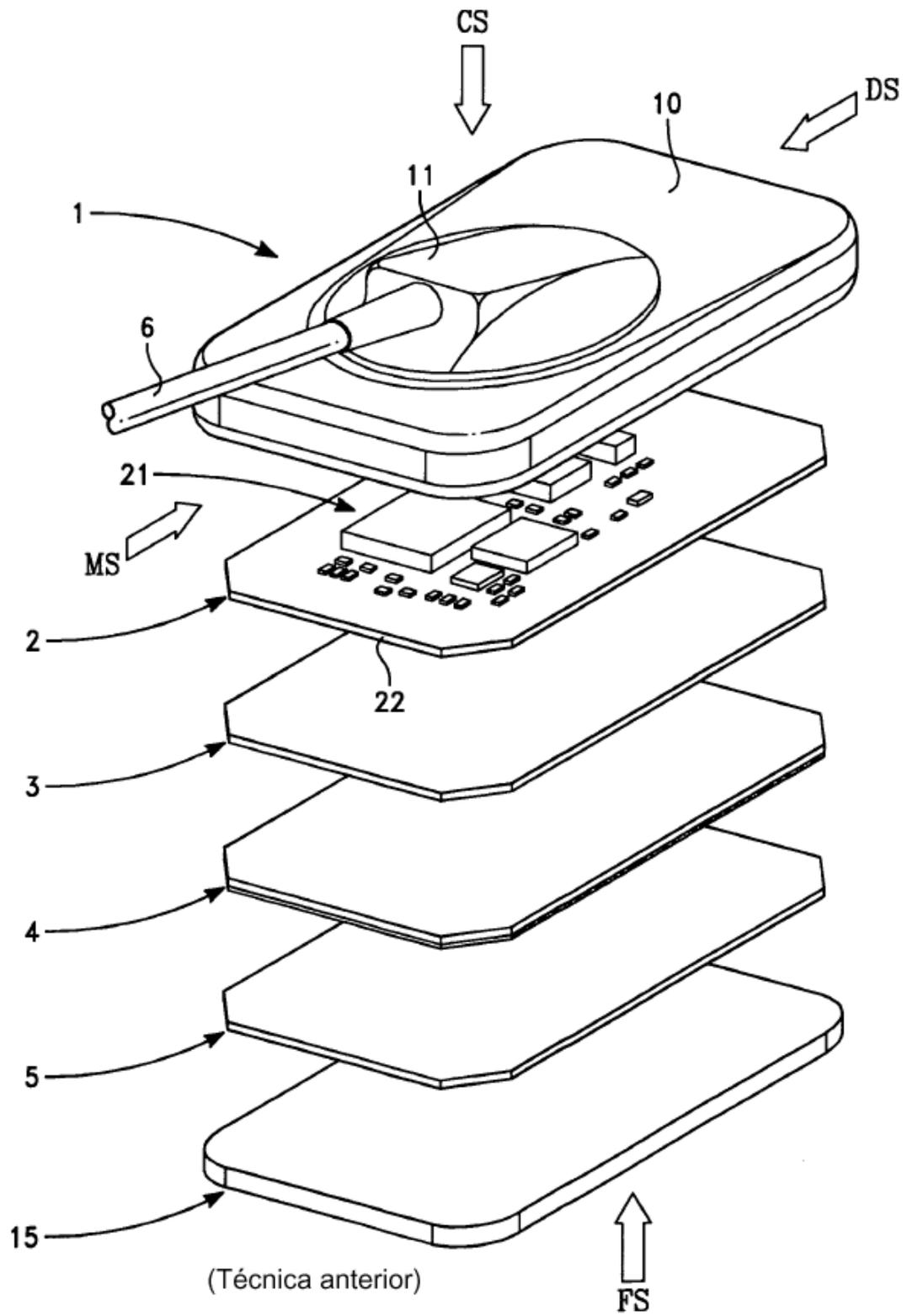
2. Sensor de formación de imágenes radiológicas intraorales (1), que comprende

20 un chip de formación de imágenes (3) contenido dentro de un cuerpo envolvente y que tiene un dispositivo de píxeles activo,

en que dicho chip de formación de imágenes se encuentra sustancialmente libre de espacio muerto debido a que cualesquiera elementos electrónicos de control del chip de formación de imágenes se encuentran fuera de un dispositivo de píxeles activo,

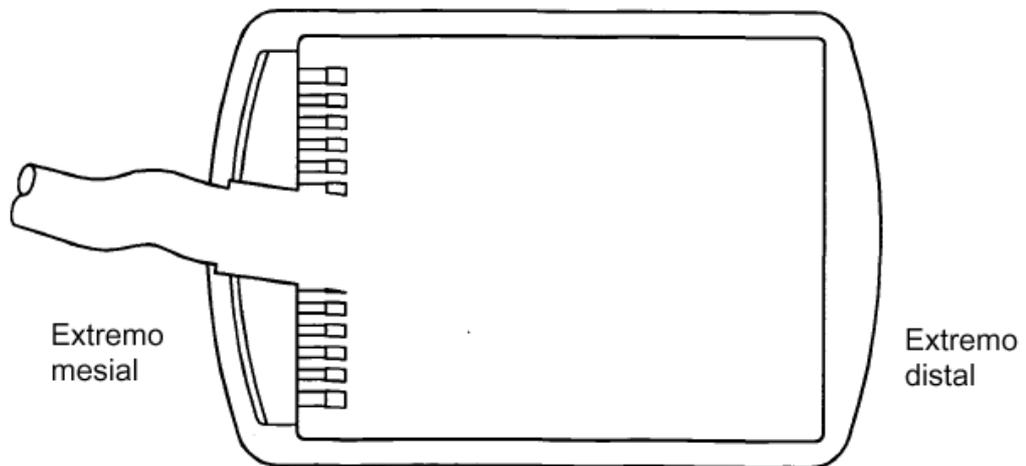
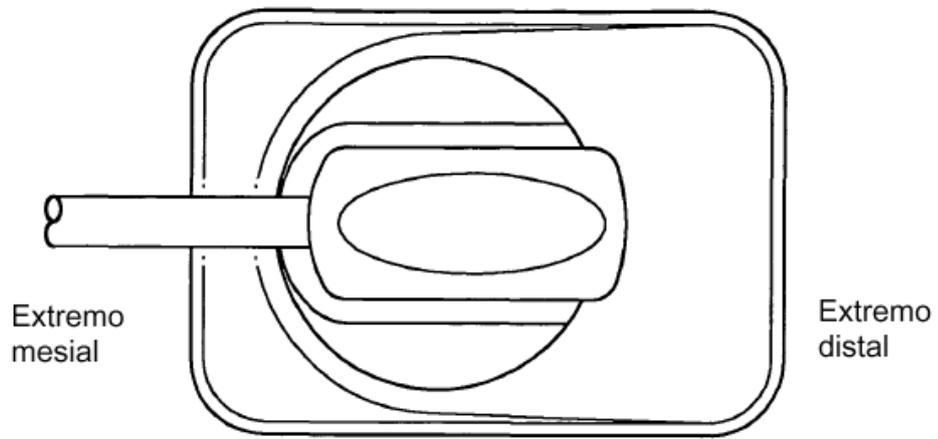
25 en el que un lado mesial del chip de formación de imágenes se encuentra libre de cualquier espacio muerto debido a que dichos elementos electrónicos de control de chips de formación de imágenes se encuentran fuera del dispositivo de píxeles activo,

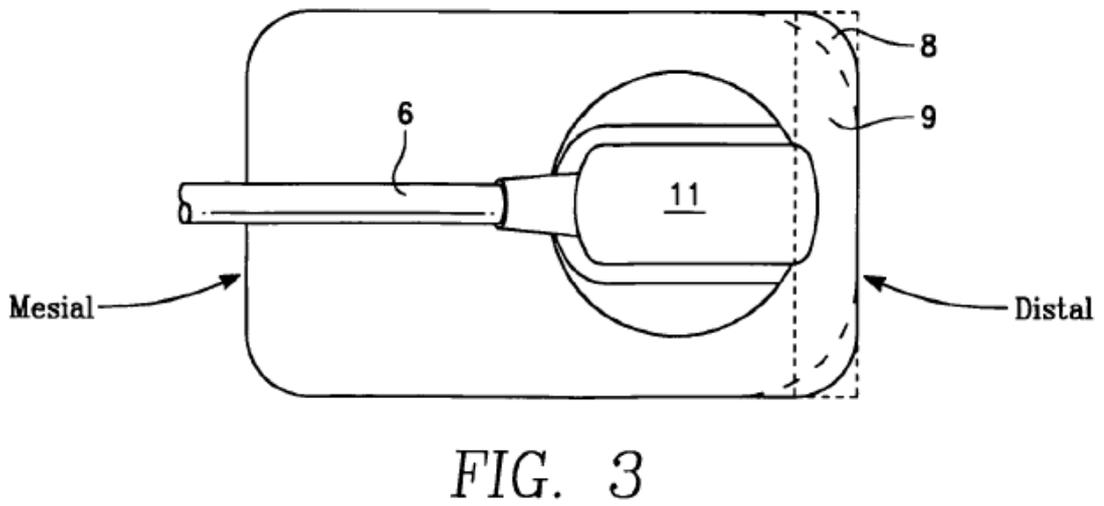
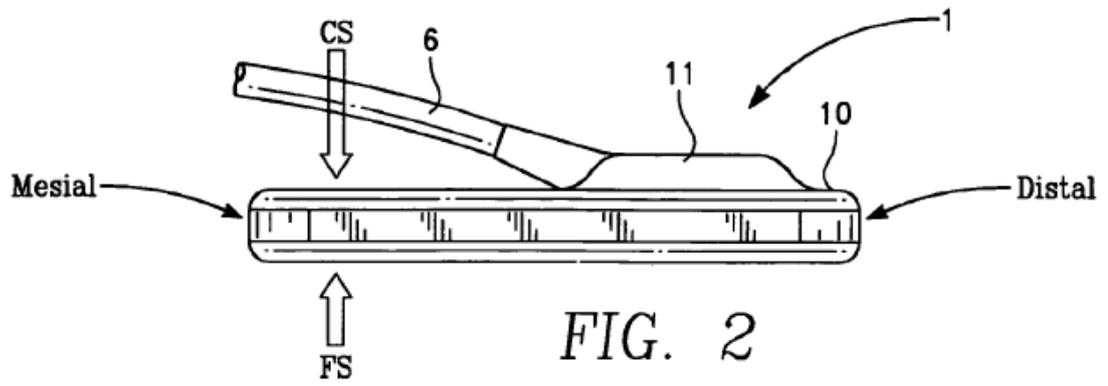
30 caracterizado porque elementos electrónicos de control de chips de formación de imágenes están depositados en una capa de control de elementos electrónicos formada por debajo del conjunto de píxeles activo.



(Técnica anterior)

FIG. 1





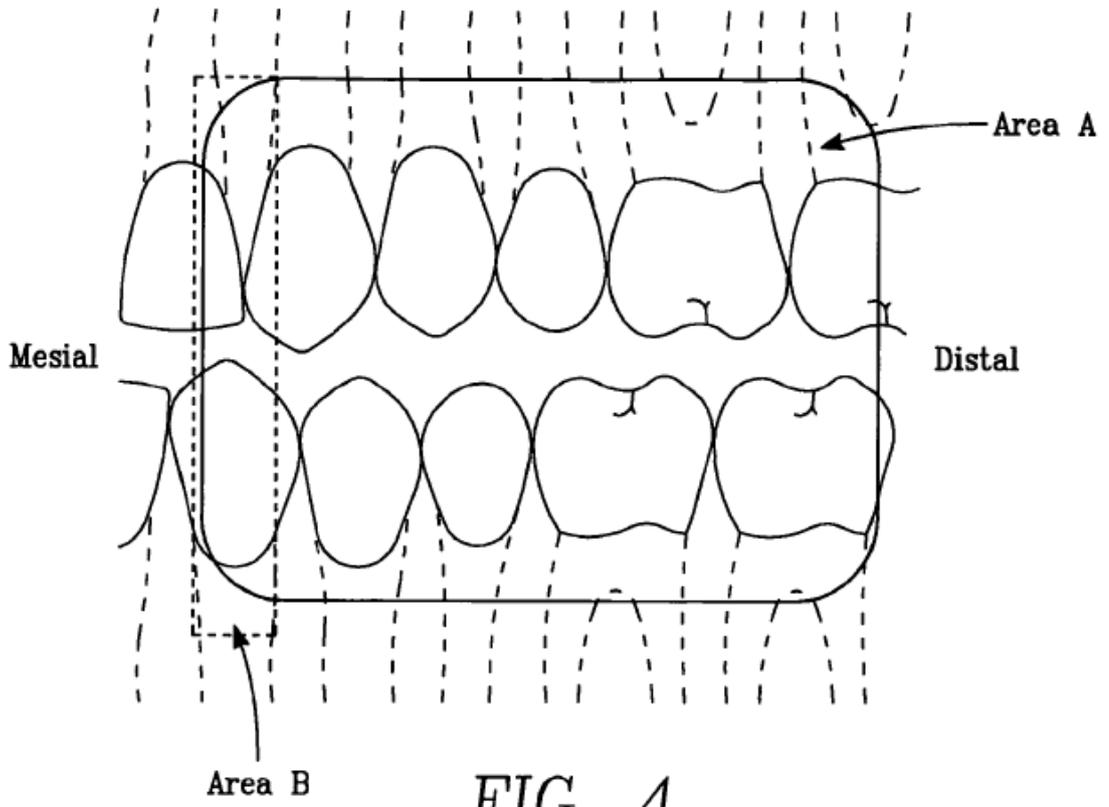


FIG. 4

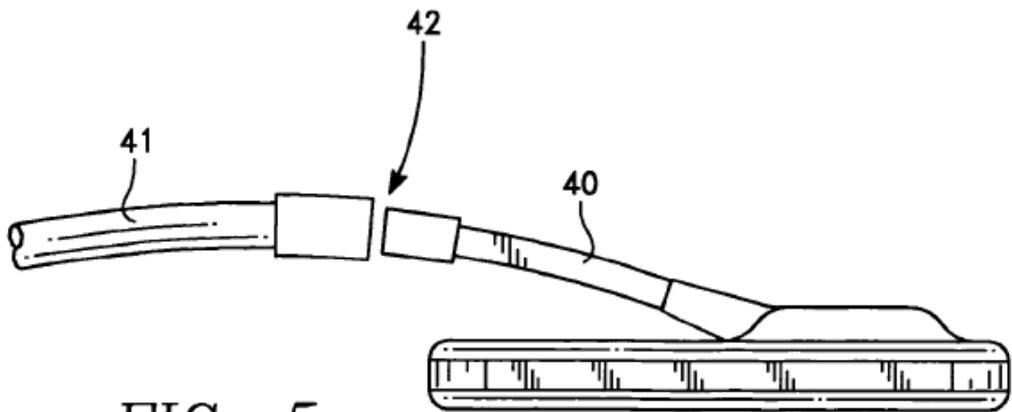


FIG. 5

