

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 636 842**

51 Int. Cl.:

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

A61B 1/227 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.06.2008 PCT/FI2008/050397**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.01.2009 WO09004115**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2008 E 08775522 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.07.2017 EP 2197334**

54 Título: **Producción de una imagen**

30 Prioridad:

29.06.2007 FI 20075499

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

09.10.2017

73 Titular/es:

**OPTOMED OY (100.0%)
HALLITUSKATU 13-17 D 96
90100 OULU, FI**

72 Inventor/es:

POHJANEN, PETRI

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 636 842 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

Producción de una imagen

Campo de la técnica

La invención se refiere a la producción de una imagen de un órgano mediante el uso de una unidad de cámara.

5 Antecedentes

Se pueden utilizar instrumentos ópticos digitales como ayuda en el examen de órganos, tales como un ojo, el oído y la piel. Por ejemplo, se puede producir una imagen digital de un objeto en un formato electrónico tomada con una unidad de cámara portátil adecuada para oftalmoscopia, otoscopia o dermatoscopia. Sin embargo, las funciones de los dispositivos de formación de imagen conocidos son manuales y están destinadas a un tipo de uso. Siendo éste el caso, un dispositivo destinado a la formación de la imagen de un ojo, por ejemplo, no está destinado a la formación de la imagen de la piel o del oído. El documento de Patente US 20070030345 presenta un lector de alcance universal. El documento de Patente US 6092722 presenta un método y un dispositivo para la identificación automática de componentes de un sistema de aparato médico.

Más instrumentos de formación de imagen se divulgan en el documento WO 99/42030.

15 Hay problemas asociados a soluciones como tales. A pesar de que el dispositivo de formación de imágenes es capaz de producir una imagen fija o una imagen de vídeo de un órgano para cuya formación de imagen no está destinado el dispositivo, es difícil una formación de imagen exitosa y la calidad de la imagen no es buena.

Breve descripción

La invención está definida en las reivindicaciones. Otras realizaciones son simplemente ejemplares.

20 El método y el sistema de la divulgación proporcionan una pluralidad de ventajas. Debido a que las ópticas para la formación de imagen se pueden adaptar a cada formación de imagen, la formación de imagen es fácil y la calidad de la imagen es buena. La unidad de cámara u otra parte del sistema es capaz de incidir automáticamente en la producción de la imagen, por lo cual se pueden mejorar las condiciones de formación de la imagen y / o se puede mejorar el procesamiento de la imagen para obtener una imagen exitosa.

25 Listado de figuras

A continuación, se describirá la invención con más detalle en relación con las realizaciones preferidas con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

la Figura 1 muestra un examen de ojo realizado con una unidad de cámara,

la Figura 2A muestra la formación de imagen de un ojo o de un órgano similar,

30 la Figura 2B muestra la formación de imagen de un oído o de un órgano similar,

la Figura 3 muestra la formación de imagen de una nariz o de un órgano similar,

la Figura 4 muestra un diagrama de bloques de una unidad de cámara,

la Figura 5A muestra una unidad de cámara y una estación de carga,

la Figura 5B muestra una estación de carga,

35 la Figura 6 muestra una transferencia de datos entre una unidad de cámara y un servidor, con el servidor complementario fuera de la institución,

la Figura 7 muestra una transferencia de datos entre una unidad de cámara y un servidor, con el servidor complementario dentro de la institución, y

la Figura 8 muestra un diagrama de flujo del método.

40 Descripción de las realizaciones

La unidad de cámara del dispositivo de análisis puede ser simplemente similar a las soluciones divulgadas en las Patentes Finlandesas Publicadas FI 107120 y FI 2002 12233, por cuya razón no se describen con más detalle en la presente divulgación todas las propiedades de una unidad de cámara, conocidas *per se*; en su lugar, se pone el foco sobre las características de la solución presentada que difieren de lo conocido.

Se va a estudiar primero la solución divulgada por medio de la Figura 1. En este ejemplo, se representa el dispositivo de análisis mediante una unidad de cámara 100, que puede ser una cámara portátil basada en tecnología digital. La unidad de cámara 100 del dispositivo de análisis puede comprender un objetivo 102 para producir una imagen de un órgano que va a un detector 104 de la unidad de cámara 100. Con el dispositivo de análisis en estado de funcionamiento, el detector 104 es capaz de producir una imagen del órgano en formato electrónico. La imagen producida por el detector 104 se puede introducir en un controlador 106 de la unidad de cámara 100, pudiendo tal controlador comprender un procesador y una memoria, y está destinado a controlar la unidad de cámara 100, a procesar y almacenar la imagen y cualquier otro dato. Desde el controlador 106, se puede introducir la imagen en una pantalla 108 de la unidad de cámara 100 para exhibir la imagen y cualquier otro dato. El detector 104 de la unidad de cámara 100 puede ser un sensor CCD (Dispositivo de Carga Acoplada) o un sensor CMOS (Semiconductor Complementario de Óxido Metálico), y la unidad de cámara 100 es capaz de producir imágenes fijas o imágenes de vídeo.

El dispositivo analítico comprende no sólo la unidad de cámara 100, sino también por lo menos un componente óptico 110 a 114, el cual es conectable a la unidad de cámara 100. Cada componente óptico 110 a 114 está destinado, sólo o en conjunto con uno de los otros componentes ópticos 110 a 114, a la formación de imagen de un órgano predeterminado. De acuerdo con el objeto a ser analizado, la unidad de cámara 100 puede estar provista de un componente óptico adecuado. Fijado a la unidad de cámara 100, cada uno de esos componentes ópticos 110 a 114 es capaz de comunicarse con la unidad de cámara 100 y / o con cada uno de los otros componentes. Más aún, cada componente óptico 110 a 114 puede comunicarse con dispositivos periféricos. Cada componente óptico 110 a 114 es capaz, sólo o en conjunto con uno o más de los otros componentes ópticos 110 a 114, de controlar la producción, procesamiento y almacenamiento de la imagen.

Cada componente óptico 110 a 114 incluye una estructura de datos 116 a 120, que incluye datos asociados al componente óptico 110 a 114. La estructura de datos 116 a 120 puede estar dispuesta en una estructura de trama de datos del componente óptico 110 a 114 o en por lo menos un componente actual utilizado en la producción de imágenes, tal como una lente. El componente óptico 110 a 114 puede comprender, por ejemplo, uno o más elementos de producción de imagen, tal como una lente o un espejo, y el componente óptico 110 a 114 puede servir como un objetivo adicional de la unidad de cámara 100.

La estructura de datos 116 a 120 puede ser una estructura electromecánica, por ejemplo, que acopla mecánicamente el componente óptico 110 a 114 a la unidad de cámara 100 y establece una conexión eléctrica entre la unidad de cámara 100 y el componente óptico 110 a 114. La conexión de la estructura de datos 116 a 120 contra una contraparte 122 de la unidad de cámara 100 hace posible la transferencia de los datos asociados al componente óptico 110 a 114 desde la estructura de datos 116 a 120 a través de la contraparte 122, por ejemplo, a lo largo de un conductor, hacia el controlador 106. En este caso, la estructura de datos 116 a 120 y la contraparte 122 de la unidad de cámara 100 puede comprender una o más superficies de contacto eléctrico, por ejemplo. La conexión eléctrica puede ser específica para cada componente óptico 110 a 114 o cada tipo de componente. A través de las superficies de contacto, la unidad de cámara 100 es capaz de proporcionar electricidad a la estructura de datos 116 a 120, y la respuesta de la estructura de datos 116 a 120 a una señal eléctrica procedente de la unidad de cámara 100 indica datos específicos a cada uno de los componentes ópticos 110 a 114.

Se puede disponer un componente óptico 110 a 114 diferente para la formación de imágenes de diferentes órganos, por lo cual cada componente óptico 110 a 114 tiene una conexión diferente. Las conexiones pueden diferir unas de otras en lo que se refiere a resistencia, capacitancia e inductancia, por ejemplo, lo cual afecta a la corriente o voltaje detectados por la unidad de cámara 100, por ejemplo. En vez de una codificación analógica como tal, también se puede utilizar una codificación digital para distinguir los componentes ópticos 110 a 114, unos de otros.

La estructura de datos 116 a 120 también puede ser un circuito de memoria, por ejemplo, el cual comprende datos específicos para cada componente óptico 110 a 114. La estructura de datos 116 a 120 puede ser una memoria USB, por ejemplo, y la unidad de cámara 100 puede comprender un conector para la memoria USB como contraparte 122. Los datos asociados al componente óptico 110 a 114 pueden ser transferidos desde el circuito de memoria al controlador 106 de la unidad de cámara 100, por medio de los cuales el controlador es capaz de controlar la unidad de cámara 100 con base en los datos.

La lectura de los datos incluidos en la estructura de datos 116 a 120 no necesariamente requiere un contacto galvánico entre la unidad de cámara 100 y la estructura de de datos 116 a 120. En este caso, se pueden leer los datos asociados al componente óptico 110 a 114 desde la estructura de datos 116 a 120 de forma capacitiva, inductiva u óptica, por ejemplo. La estructura de datos 116 a 120 puede ser un código de barras leído por un lector de código de barras en la unidad de cámara 100. Asimismo, el código de barras puede ser leído a partir de una imagen producida por medio de un programa de procesamiento de imágenes incluido en la unidad de cámara 100. El código de barras puede ser detectable a una longitud de onda diferente que la utilizada para la formación de imágenes del órgano. El código de barras puede ser identificado por medio de radiación infrarroja, por ejemplo, cuando se forma la imagen del órgano con luz visible. De esta manera, el código de barras no interfiere con la formación de imagen del órgano.

La estructura de datos 116 a 120 puede ser también una característica detectable ópticamente de cada componente óptico 110 a 114, tal como alguna distorsión de la imagen, incluyendo aberración esférica, astigmatismo, coma, curvatura del campo de imagen, distorsión (distorsión de cojín y de barril), aberración cromática, y / o una aberración de algún grado mayor (términos que exceden el tercer grado de la Ley de Snell), por ejemplo. Además la estructura de datos 116 a 120 puede ser una distorsión estructural en la lente. Las distorsiones estructurales en una lente incluyen distorsiones geométricas (proyecciones u orificios), líneas, impurezas y burbujas. Cada una de esas distorsiones puede afectar a la imagen producida de una manera que se puede identificar. Una vez que la unidad de cámara 100 ha identificado una distorsión específica para un componente óptico 110 a 114 dado, se puede identificar el componente óptico 110 a 114, se pueden almacenar los datos del identificador, y / o se pueden utilizar los datos en el procesamiento de la imagen.

El circuito de memoria también puede ser un identificador RFID (Identificación por Radiofrecuencia), que se puede denominar también etiqueta RF. Un identificador RFID pasivo no tiene una fuente de energía especial; en su lugar, su operación depende de la energía procedente de un dispositivo lector, es decir, en este caso, la unidad de cámara 100. Se puede suministrar la energía al identificador RFID a través de un conductor procedente de, por ejemplo, una batería o, en una solución inalámbrica, se puede utilizar la energía de una señal de referencia de los datos del identificador, por ejemplo.

La unidad de cámara 100 es capaz de comparar la imagen producida con un componente óptico 110 a 114 dado, con una imagen de referencia, la cual puede estar almacenada en la memoria de la unidad de cámara 100. La comparación podría estar asociada con una distorsión, el contraste o el brillo, por ejemplo, en las diferentes partes de la imagen. De esta manera, se puede obtener información sobre las características ópticas de cada componente óptico 110 a 114, tal como los índices de refracción o las lentes. También se pueden corregir los defectos presentes en la imagen.

De este modo la estructura de datos 116 a 120 de cada componente de óptico 110 a 114 es capaz de enviar datos asociados al componente óptico 110 a 114 hacia la unidad de cámara 100 cuando por lo menos un componente óptico 110 a 114 está acoplado a la unidad de cámara 100. Por medio de datos asociados a cada componente óptico 110 a 114 conectado, la estructura de datos 116 a 120 es capaz de controlar directa o indirectamente (por medio del controlador 106, el controlador 532 o el servidor 602, por ejemplo) la producción de la imagen de un órgano llevada a cabo con la unidad de cámara 100.

Uno o más componentes ópticos 110 a 114 pueden comprender también un sensor de detección 138, al cual se puede guiar la radiación óptica, ya sea directamente o por medio de un espejo 140, por ejemplo. El espejo 140 puede ser parcialmente permeable. El sensor de detección 138 puede ser también tan pequeño que cubre sólo parte de la radiación óptica que pasa a través del componente óptico 110 a 114, en cuyo caso la radiación óptica también alcanza el detector 104. En un componente óptico 110 a 114 puede haber más de un sensor de detección y éstos pueden ser conectados por cable, por ejemplo, al controlador 106 cuando el componente óptico 110 a 114 está acoplado a la unidad de cámara 100. Cuando está acoplado a la unidad de cámara 100, el sensor de detección 138 puede ser activado para operar con energía eléctrica procedente de la unidad de cámara 100 y éste puede ser utilizado para producir una imagen del órgano cuya imagen se quiere formar. El sensor de detección 138 puede funcionar a una longitud de onda diferente que la del detector 104. Siendo esto así, el sensor de detección 138 puede producir una imagen en luz infrarroja, por ejemplo, y el detector 104, en luz visible, por ejemplo. El espejo 140 puede reflejar radiación infrarroja extremadamente bien y, al mismo tiempo, dejar atravesar una parte significativamente grande de luz visible. Los datos de imagen del sensor de detección 138 y los datos de imagen del detector 104 se pueden procesar y / o combinar, y utilizar juntos o de forma separada. El sensor de detección 138 puede ser un elemento CCD o CMOS, por ejemplo.

En el caso de la Figura 1, en el que ningún componente óptico 110 a 114 está acoplado a la unidad de cámara 100, se puede utilizar la unidad de cámara 100 para formar una imagen de la piel.

Las Figuras 2A, 2B y 3 muestran la formación de imagen de diferentes órganos. En la Figura 2A, se puede imaginar que se está formando la imagen de un ojo y que un componente óptico 110, adecuado para formar la imagen del fondo del ojo, está acoplado a la unidad de cámara 100. En este caso, la estructura de datos 116 del componente óptico 110 adecuado para la formación de la imagen del ojo es capaz, por medio de una conexión mecánica específica a este componente, y que representa datos asociados a dicho componente óptico y junto con una contraparte 122, de encender una o más fuentes 124 de radiación óptica en el frente de la unidad de cámara 100, con el fin de iluminar el ojo. De forma alternativa, se puede encender la fuente de radiación 124 de forma tal que los datos asociados al componente óptico 110 de la estructura de datos 116 se transmiten a lo largo de un conductor, o de forma inalámbrica, a la contraparte 122 de la unidad de cámara 100 y, desde allí, al controlador 106, o directamente al controlador 106, el cual enciende la fuente de radiación 124 basándose en los datos asociados al componente óptico 110. La fuente de radiación 124 puede ser encendida automáticamente. En este caso, se puede encender o apagar de forma correspondiente la fuente de radiación óptica 126 en el interior de la unidad de cámara 100. Las fuentes de radiación 124, 126 pueden ser irradiadores del rango de luz visible o del rango de radiación infrarroja, por ejemplo.

La Figura 2B muestra una implementación en la cual dos componentes ópticos 110, 112 se ajustan entre sí, y la combinación se acopla a la unidad de cámara 100. Los componentes ópticos 110, 112 están en contacto uno con el otro por medio de la contraparte 132 del componente óptico 110 y la estructura de datos 120. En este caso, se puede imaginar que cuando un componente óptico 114, adecuado para la formación de imágenes del oído, se ajusta a un componente óptico 110 adecuado para la formación de imágenes del fondo del ojo, se puede generar un dispositivo eficiente para la formación de imágenes de la membrana timpánica y de los meatos acústicos externos. En una situación como tal, la radiación óptica de la fuente de radiación 124 en el frente de la unidad de cámara 100 no puede ingresar al meato acústico externo (la nariz). En este caso, por medio de los datos asociados a los componentes ópticos 110, 114 las estructuras de datos 116, 120 de los componentes ópticos 110, 114 son capaces de apagar la fuente de radiación 124 y encender la fuente de radiación 126 en el interior de la unidad de cámara 100, dado que la radiación de la fuente de radiación 126 es capaz de propagarse a través de la pieza de boquilla en el interior del oído (la nariz). La unidad de cámara 100, un ordenador 410 o un servidor 602 son capaces de utilizar los datos de una pluralidad de estructuras de datos 116, 120 para procesar datos de imagen. En vez de encender o apagar, también se pueden ajustar el brillo, la dirección o el tono de la iluminación, si la radiación óptica de la fuente de radiación 124 puede ser dirigida hacia el meato acústico externo (la nariz). Más aún, si se conocen las características ópticas tales como la distancia focal, la polarización y la banda de transmisión óptica, por ejemplo, se puede incidir de forma versátil sobre las características de iluminación.

La Figura 3 muestra un evento de formación de imagen, que también muestra la formación de imagen de una cavidad del cuerpo. El componente óptico 114 solo puede corresponder a una pieza de boquilla utilizada en el examen de la nariz (el oído o la boca), por ejemplo, y cuya porción de punta se inserta en el interior de la cavidad nasal. En una situación como tal, la radiación óptica de la fuente de radiación 124 en el frente de la unidad de cámara 100 no puede entrar en la cavidad nasal. En este caso, la estructura de datos 120 del componente óptico 110 es capaz, por medio de los datos asociados al componente óptico 114, de apagar la fuente de radiación 124 y encender la fuente de radiación 126 en el interior de la unidad de cámara 100, debido a que la radiación de la fuente de radiación 126 no se puede propagar a través de la pieza de boquilla hacia el interior de la nariz. En vez de encender o apagar, también se pueden ajustar el brillo, la dirección o el tono de la iluminación. Más aún, si se conocen las características ópticas tales como la distancia focal, la polarización y la banda de transmisión óptica, por ejemplo, se puede incidir de forma versátil sobre las características de iluminación.

La estructura de datos 120 del componente óptico 114 adecuado para la formación de imágenes de la nariz o del oído puede, directamente, por medio de una conexión eléctrica y mecánica específica para este componente, y que representa datos asociados con dicho componente óptico, y junto con una contraparte 122, apagar una más fuentes de radiación óptica 124 en el frente de la unidad de cámara 100. De forma alternativa, se puede apagar la fuente de radiación 124 de forma tal que los datos asociados con el componente óptico 114 de la estructura de datos 120 se transmite mediante cables o de forma inalámbrica al controlador 106 de la unidad de cámara 100, la cual apaga la fuente de radiación 124 basándose en los datos asociados con el componente óptico 114. En este caso, se puede encender de una manera correspondiente la fuente de radiación 126 en el interior de la unidad de cámara 100. En vez de encender o apagar, también se pueden ajustar el brillo, la dirección o el tono de la iluminación. Más aún, si se conocen las características ópticas tales como la distancia focal, la polarización y la banda de transmisión óptica, por ejemplo, se puede incidir de forma versátil sobre las características de iluminación.

Cuando se forma una imagen de la piel, no necesita acoplarse ningún componente óptico 110 a 114 separado a la unidad de cámara 100, sino que puede también formarse la imagen de la piel directamente con un objetivo 102 contenido fijamente por la unidad de cámara 100. Por otra parte, se puede usar un componente óptico 110 a 114 adecuado para formar la imagen de la piel y encender o apagar una iluminación adecuada por medio de datos asociados al componente óptico, y comprendidos en la estructura de datos 116 a 120.

En vez de, o además de, la iluminación, se pueden utilizar los datos asociados a un componente óptico de la estructura de datos 116 a 120 mediante el controlador 106 de la unidad de cámara, pudiendo también servir ese controlador como una unidad de procesamiento de imagen para procesar una imagen, tomada con el detector 104, de un órgano. En la imagen, se pueden modificar, por ejemplo, el brillo, la exposición, el contraste, la tonalidad del color o la coloración de la imagen. En su lugar, o además, se puede modificar también el aumento.

Ahora se va a estudiar el control de la producción de una imagen de forma más general. Los datos asociados a los componentes ópticos 110 a 114 destinados a diferentes usos, permite muchos aspectos de la producción de imagen cuando por lo menos uno de estos está acoplado a la unidad de cámara 100.

En una implementación cada componente óptico 110 a 114 comprende datos de identificación que permiten la identificación automática de cada componente óptico 110 a 114. El identificador puede determinar los componentes ópticos individuales, o se pueden identificar los componentes ópticos por tipos, según el procedimiento o propósito pretendido. En este caso, por ejemplo, un componente óptico destinado al examen de un ojo hace posible datos automáticos de "ópticas oculares" o "imagen de un ojo" asociados a la imagen.

Basándose en los datos asociados a los componentes ópticos 110 a 114, se puede procesar una imagen de forma versátil.

En una implementación, la unidad de cámara 100 es capaz de modificar el brillo de la imagen. En este caso, cuando se está exhibiendo la imagen, se aumenta o reduce la intensidad de cada píxel en la pantalla.

5 En una implementación, la unidad de cámara 100 es capaz de modificar el contraste de la imagen. En este caso, cuando se está exhibiendo la imagen, se aumentan o reducen las diferencias de intensidad de cada píxel sobre la pantalla. Por ejemplo, si un componente óptico 110 a 114 hace que las áreas del borde de una imagen producida sean más oscuras que el área media de la imagen, se pueden almacenar datos acerca de una característica como tal en dicho componente óptico 110 a 114. Cuando se utiliza dicho componente óptico 110 a 114, se pueden transferir los datos de las características asociadas a dicho componente óptico 110 a 114, a la unidad de cámara 100, al ordenador 410 o al servidor 602, por ejemplo, en los cuales se puede modificar el contraste de la imagen basándose en los datos. En este caso, por ejemplo, se puede reducir el contraste en las áreas de borde. De forma similar, se puede ajustar también el brillo de diversas maneras, en las diferentes partes de la imagen. También se pueden apilar una pluralidad de imágenes tomadas del mismo objeto, o se puede producir una imagen HDR (Imagen de Alto Rango Dinámico). De forma similar, se puede producir también un compuesto a partir de la imagen de vídeo.

15 En una implementación, la unidad de cámara 100 es capaz de producir una imagen con valores de exposición predeterminados. Los valores de exposición pueden ser medidos por medio del detector 106 de la unidad de cámara 100, por ejemplo, pero la unidad de cámara 100 también puede comprender uno o más fotómetros separados. Se puede utilizar la medición de la exposición para medir la iluminación del objeto sobre la banda de luz visible y / o sobre la banda de radiación infrarroja de la radiación óptica.

20 En una implementación, se pueden utilizar los datos asociados a un componente óptico 110 a 114 acoplado a la unidad de cámara 100, para controlar la iluminación del ambiente y, de este modo, también incidir en la iluminación del órgano cuya imagen se quiere formar. En este caso, los datos sobre el componente óptico 110 a 114 se transfieren a un controlador 618 que controla la luz de una sala de examen 652, por ejemplo, controlando dicho controlador un conmutador 620 conectándolo o desconectándolo. Cuando se desconecta el conmutador 620, se conecta la energía eléctrica a una fuente de luz 622 en la sala de examen, y la luz se enciende. Cuando se conecta el conmutador 620, la energía eléctrica no entra en la fuente de luz 622 y se apaga la luz está (Figura 6). La energía eléctrica puede proceder de una red eléctrica, por ejemplo. El controlador 618 también puede, de otro modo, regular la iluminación en la sala de examen 652. En este caso, se puede aumentar o reducir la iluminación, o se puede ajustar el color o la tonalidad de color de la iluminación. Cuando la unidad de cámara 100 y el objeto cuya imagen se quiere formar están en la vecindad de la fuente de luz 622 de la sala de examen, se puede reducir la fuente de luz 622, por ejemplo. De forma similar, si la unidad de cámara 100 está lejos de la fuente de luz 622, se puede controlar la fuente de luz 622 para iluminar de forma más intensa, por ejemplo.

25 En una implementación, sólo se selecciona parte del área de detección del detector 104 para la imagen y el resto se recorta de la imagen para ser producida por medio de los datos asociados al componente óptico de la estructura de datos 116 a 120. En este caso, la imagen puede comprender la parte media del área de detección del detector, por ejemplo; es decir, se puede pensar que la imagen se aumenta. En consecuencia, si los píxeles del área de detección entera del detector 104 forman una matriz $n \times m$, se pueden seleccionar píxeles $k \times p$ de la matriz para la imagen, en la cual, o bien $k \leq n$ es cierto para k , o $p \leq m$ es cierto para p , o $k \leq n$, $p \leq m$ es cierto tanto para k como para p . De este modo si el detector 104 comprende una matriz de píxeles que tiene un tamaño de 1000×1200 píxeles, se puede producir la imagen basándose en los valores de 500×600 píxeles, por ejemplo.

40 En una implementación, se colorea la imagen producida de la manera deseada, ya sea entera o parcialmente. La coloración así como por lo menos una parte de los otros procedimientos asociados a la producción de la imagen, se pueden llevar a cabo en la unidad de cámara 100, en un ordenador separado 410, en una estación de carga 550, en una estación de base 600 o en el servidor 602. La coloración puede ser tal que, cuando se está formando la imagen del ojo, la imagen está coloreada naranja, cuando se está formando la imagen del oído, éste se colorea rojo, y cuando se está formando la imagen de la piel, ésta se colorea azul, por ejemplo.

45 En una implementación, los datos asociados al componente óptico 110 a 114 se pueden utilizar para determinar información acerca del objeto cuya imagen se quiere formar, tal como la nariz, la boca, el oído, la piel, etcétera, debido a que cada componente óptico 110 a 114, solo o junto con uno o más de los otros componentes ópticos 110 a 114 predeterminados, pueden estar destinados a formar la imagen de un órgano predeterminado. Siendo esto así, el componente óptico destinado a examinar el ojo, por ejemplo, permite que datos automáticos de "ópticas oculares" o "imagen de ojo" se asocien con la imagen. Cuando la unidad de cámara 100 tiene conocimiento del objeto cuya imagen se quiere formar por medio de los datos asociados con uno o más componentes ópticos 110 a 114, la unidad de cámara 100 es capaz de usar operaciones de procesamiento de imagen para identificar y opcionalmente marcar automáticamente formas predeterminadas en el objeto cuya imagen se va a formar con color, por ejemplo. Cuando se exhibe la imagen, los puntos marcados son claramente distinguibles y pueden ser las características de una enfermedad, por ejemplo.

60 El éxito del diagnóstico se puede monitorizar por medio de datos recibidos de uno o más componentes ópticos. Si los síntomas del paciente están en el ojo, pero se ha formado la imagen de un oído con la unidad de cámara 100, la conclusión es que el procedimiento no fue correcto. También es factible que el servidor 602 haya transmitido información acerca del paciente y su dolencia a la unidad de cámara 100 en formato DICOM, por ejemplo. En este

caso, la unidad de cámara 100 controla la formación de imagen de sólo la parte sobre la que el paciente ha expresado malestar, es decir, en este caso, el ojo. Si se acopla otro componente óptico 110 a 114 diferente que un componente óptico adecuado para la formación de imagen del objeto según la dolencia (el ojo) a la unidad de cámara 100, la unidad de cámara 100 lo advierte a la persona que tomará las imágenes con una señal acústica y / o con un mensaje de advertencia sobre la pantalla de la unidad de cámara 100.

Un sistema de datos de pacientes de un hospital, por ejemplo, que recoge la imagen por medio de los datos recibidos de uno o más componentes ópticos, es capaz de generar tanto datos estadísticos como de facturación.

En una implementación, se pueden determinar las personas autorizadas al uso de las imágenes producidas a través de los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114 acoplados a la unidad de cámara 100, e impedir que otras personas utilicen la imagen. Siendo esto así, la imagen puede ser protegida por ejemplo con una palabra clave, la cual es conocida sólo por personas predeterminadas. En este caso, la imagen puede dirigirse automáticamente a uno o más médicos predeterminados. El médico o un grupo de médicos, a los cuales se dirige la imagen puede ser por ejemplo un médico individual deseado por el paciente, el médico que toma la imagen o médicos especializados en el órgano cuya imagen se forma. En este caso, los médicos especialistas no necesariamente se determinan según el nombre de los médicos, sino según la especialización profesional.

En la producción de una imagen, se puede incidir en el desempeño de la formación de la imagen de forma versátil basándose en los datos asociados a los componentes ópticos 110 a 114.

En una implementación, se puede analizar la fiabilidad del usuario final en lo concerniente al uso de la unidad de cámara 100. Los datos asociados a cada componente óptico 110 a 114 implican al órgano cuya imagen se quiere formar o, por lo menos, el tipo de evento de formación de imagen involucrado. En este caso, la formación de imagen debería llevarse a cabo de una manera acorde al objeto cuya imagen se forma o al evento de formación de imagen. En una implementación, la unidad de cámara 100 detecta "el tipo equivocado de" movimientos en relación con el órgano cuya imagen se va a formar o el evento de formación de imagen, por ejemplo. Se puede llevar a cabo la detección del movimiento a partir de una imagen de video producida por la unidad de cámara 100 con el controlador 106, por ejemplo. Se pueden comparar los movimientos medidos con una referencia basada en los datos asociados al componente óptico 110 a 114. Si, por ejemplo, la unidad de cámara 100 se mueve más que un valor de referencia más alto predeterminado, se puede interpretar que el movimiento significa que se debería instruir al usuario en el uso de la unidad de cámara 100. En este caso, la unidad de cámara 100 puede exhibir, por ejemplo en la pantalla 108 de la misma, instrucciones sobre el uso de la unidad de cámara 100, o presentar una solicitud para recibir instrucciones sobre el uso de la unidad de cámara 100. De forma general, se presenta al usuario un mensaje acerca de la incertidumbre del uso si el resultado de la medición de los movimientos de la unidad de cámara 100 es mayor que el valor de referencia más alto basado en los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114. El resultado de la medición de los movimientos de la unidad de cámara 100 puede representar la extensión, la velocidad, la aceleración, etcétera, de los movimientos. Los resultados de medición se pueden determinar mediante la medición de una imagen de video.

Alternativamente o además, uno o más componentes ópticos 110 a 114 comprenden una unidad de sensor de aceleración para medir el movimiento de la unidad de cámara 100. Además de la aceleración, el sensor de aceleración es capaz de medir la velocidad v del movimiento mediante la integración de la aceleración a sobre el tiempo t_0 a t_1 , $v = \int_{t_0}^{t_1} a dt$.

En producción de imágenes, se puede incidir sobre el objeto cuya imagen se forma de forma versátil basándose en los datos asociados a los componentes ópticos 110 a 114. En una implementación, la unidad de cámara 100 es capaz de asegurar que el dispositivo no está demasiado cerca del objeto cuya imagen se está formando, o lejos del objeto cuya imagen se está formando. Esto se puede implementar por ejemplo por medio de un enfoque, debido a que cada componente óptico 110 a 114 incide en el enfoque. Por ejemplo, cuando la unidad de cámara 100 ha recibido los datos de identificación acerca de cuál(es) componente(s) óptico(s) 110 a 114 está(n) dispuesto(s) como el objetivo, la unidad de cámara 100 es capaz de determinar una distancia de enfoque adecuada entre el objeto a ser medido y la unidad de cámara 100, por ejemplo. Cuando se utiliza la unidad de cámara 100 para formar la imagen del objeto deseado, se puede detectar si el dispositivo ya está demasiado cerca del objeto o si este se aproxima al objeto demasiado rápido, por medio de lo cual un enfoque automático no puede alcanzar. De forma alternativa o adicional, cada componente óptico 110 a 114 también puede comprender un medidor de distancia 128 para generar datos de distancia. El medidor de distancia 128 puede ser conectado por cable al controlador 106 cuando el componente óptico está conectado a la unidad de cámara 100. Se pueden transferir los datos de distancia al controlador 106 de la unidad de cámara 100, pudiendo utilizar dicho controlador los datos de distancia para controlar la unidad de cámara.

La unidad de cámara 100 es capaz de llevar a cabo anticipación del enfoque del objeto, por ejemplo, por medio de los datos de distancia de enfoque o los datos de medición de distancia. Si el enfoque o los motores de acercamiento y el control de enfoque están ubicados en cada componente óptico 110 a 114, el componente óptico 110 a 114 o el controlador 106 de la unidad de cámara 100 es capaz de predeterminar, basándose en el movimiento, cuándo el objeto cuya imagen se va a formar está en foco y, de este modo, permite la producción de imagen aunque el objeto no esté todavía en un área bien definida. Esto también permite que la función de imagen se mantenga activada (el

disparador de la formación de imagen se puede mantener en la parte inferior) durante todo el tiempo, pero sólo cuando el objeto está en foco la unidad de cámara 100 lleva a cabo la formación de imagen. También es factible tomar imágenes durante todo el tiempo cuando la función de formación de imágenes está activa, pero sólo las imágenes determinadas durante todo el tiempo cuando la función de formación de imágenes está activa pero es sólo las imágenes determinadas como bien definidas por la unidad de cámara 100 se marcan como correctas. Las imágenes correctas se pueden almacenar.

En la producción de imágenes se puede incidir en el resto de las funcionalidades de forma versátil basándose en los datos asociados a los componentes ópticos 110 a 114. En una implementación, se pueden transferir los datos medidos por uno o más componentes ópticos 110 a 114 a la unidad de cámara 100 en relación con la producción de imagen. En este caso, el componente óptico 110 a 114 puede comprender un termómetro 130, por ejemplo, para medir la temperatura del ambiente o del objeto a ser medido. El termómetro 130 se puede conectar por cable al controlador 106 cuando el componente óptico está conectado a la unidad de cámara 100. La medición se puede llevar a cabo con un termómetro IR (de infrarrojos), por ejemplo. La temperatura medida se puede añadir a los datos de imagen como datos numéricos, por ejemplo. Los datos de imagen pueden también ser procesados como una función de la temperatura de la manera deseada. En este caso, la imagen entera o parte de la imagen se puede oscurecer según la temperatura y, de este modo, se puede concluir el valor de la temperatura cuando se estudia la imagen más tarde.

En una implementación, la unidad de cámara 100 es capaz de asegurar que todas las protecciones requeridas en relación con la formación de imagen, tales como los conos requeridos en la en el examen de oídos, están en su posición o se reemplazan después de la formación de imágenes previa. Si un cono que se requiere en el examen de un oído, por ejemplo, no se reemplaza cuando cambia el paciente, la unidad de cámara 100 puede advertir al médico con una señal y / o una advertencia en la pantalla.

El usuario de la unidad de cámara 100 también puede controlar las funciones de la unidad de cámara 100 con respecto a los requerimientos de formación de imagen asociados con el objeto cuya imagen se está formando a partir de un menú de la unidad de cámara 100. En este caso, el usuario puede introducir, por ejemplo, los datos sobre el objeto cuya imagen se forma, la cantidad de luz requerida en el objeto cuya imagen se forma, el requerimiento de cambio de color a utilizarse en el objeto cuya imagen se forma, y otros datos similares. La interfaz gráfica de la unidad de cámara 100 también puede cambiar según el componente óptico 110 a 114, controlado por el componente óptico 110 a 114. De esta manera los datos a ser introducidos por medio de un menú, pueden ser diferentes cuando se utilizan diferentes componentes ópticos 110 a 114.

En una implementación, se puede identificar la posición de uso de la unidad de cámara 100. Debido a que diferentes componentes ópticos 110 a 114 reciben luz con diferentes aperturas numéricas y producen una imagen diferente, es posible determinar la dirección de la luz recibida y, de este modo, determinar la posición de la unidad de cámara bajo la asunción de que una fuente de luz está dispuesta en un cielo raso o en otra ubicación predeterminada. Uno o más componentes ópticos 110 a 114 también pueden comprender un sensor de aceleración para medir la dirección de las aceleraciones y la gravedad de la unidad de cámara 100 a través de la dirección en tres dimensiones. Cuando la unidad de cámara 100 está en posición o en un movimiento uniforme, se puede determinar la dirección de gravedad y, basado en esto, se puede concluir la posición de la unidad de cámara 100. Cuando se ha encontrado la posición de la unidad de cámara 100 con respecto a la dirección de la gravedad, se conoce la posición en la cual se tomó la imagen con la unidad de cámara 100. La imagen se puede rotar por medio de esta información hasta la posición deseada. Generalmente, el deseo es girar una imagen, por ejemplo, de forma tal que la dirección vertical de la imagen apunta a una dirección vertical real determinada basándose en la gravedad.

Con base en los datos obtenidos a partir de uno o más componentes ópticos 110 a 114, se puede controlar la producción de una imagen por lo menos parcialmente, también en otros elementos además de en la unidad de cámara 100.

Ahora se van a estudiar diagramas de bloque asociados a la unidad de cámara 100 y otro sistema factible, por medio de las Figuras 4 a 7. La Figura 4 muestra el diagrama de bloques de la unidad de cámara 100. La unidad de cámara 100 puede comprender una fuente de radiación infrarroja 402, una fuente de luz visible 404, una interfaz de usuario 406, una parte de cámara 408, un controlador 106 y una memoria 412. La parte de cámara 408 comprende un detector 104, entre otros elementos. El controlador 106, que puede comprender un procesador y una memoria, puede controlar la operación de la parte de cámara 408. El controlador 106 puede recibir los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114 y controlar la producción de imagen, por ejemplo, mediante la regulación de la iluminación, el brillo de la imagen, el contraste de la imagen, la saturación del color de la imagen, el color, etcétera. Se puede transferir la imagen desde la parte de cámara 408 a la memoria 412, desde la cual se puede transferir la imagen, controlada por el controlador 106, hacia la pantalla de la interfaz de usuario 406 y / o hacia otro sitio. Se pueden almacenar imágenes fijas o imágenes de vídeo tomadas del objeto cuya imagen se va a formar en la memoria 412, la cual puede ser de tipo flash y que se puede conectar y desconectar de forma repetida, tal como una tarjeta de memoria SD (Digital Segura). La memoria 412 también puede estar ubicada en un componente 110 a 114.

La unidad de cámara 100 puede exhibir imágenes de vídeo en tiempo real o una imagen fija (por ejemplo, la última tomada) del objeto cuya imagen se va a formar sobre la pantalla 108. El procesamiento de imagen para facilitar un diagnóstico se puede llevar a cabo basándose en los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114. El procesamiento de imagen, tal como ajuste o contraste, regulación del contraste, regulación del brillo, regulación de la saturación del color, regulación del color o regulación de la iluminación, por ejemplo, se puede llevar a cabo en relación con la formación de la imagen por medio del controlador 106, por ejemplo. Como un procedimiento de procesamiento, se puede añadir texto o una escala a una imagen tomada o se pueden disponer diferentes imágenes superpuestas. Además, también se pueden añadir datos auditivos o acústicos a una imagen.

Cada componente óptico 110 a 114 puede comprender uno o más micrófonos 136 para recibir datos acústicos y para transferirlos a la unidad de cámara 100, o para transmitirlos incluso mediante un transmisor de radio 134, por ejemplo. El micrófono 136 puede ser conectado por cables al controlador 106 cuando el componente óptico está conectado a la unidad de cámara 100. La unidad de cámara 100 puede comprender también un micrófono 142, el cual está conectado al controlador 106. Si se utilizan más de un micrófono 136, 142, un micrófono puede estar destinado a recibir la voz de un paciente y otro micrófono puede estar destinado a recibir la voz de la persona que realiza el examen. Un micrófono, a su vez, se puede utilizar para recibir la voz, o bien de la persona que realiza el examen, o bien el paciente, o las voces de ambos, la persona que realiza el examen y el paciente.

También se puede llevar a cabo el procesamiento en una estación de carga 550 o una estación de base 600 (Figuras 5A, 5B, 6 y 7) ya sea en tiempo real o en relación con datos transferidos por medio de los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114 comprendidos por la estructura de datos 116 a 120.

Durante la transferencia de datos desde la parte de cámara 408 hacia el servidor 602 (Figuras 6 y 7), cuando se requiere, los datos se pueden convertir para adecuarse a un estándar adecuado, en un convertidor 416. La parte de cámara 408 no necesariamente tiene un convertidor 416 pero, alternativamente, éste se puede disponer en la estación de carga 550 o en la estación de base 600 (Figuras 6 y 7). El convertidor 416 puede convertir el formato de datos utilizado por la parte de cámara 408, que puede ser el formato XML (Lenguaje de Marcado Extensible), por ejemplo, en un formato de datos conforme al protocolo DICOM (Formación de Imágenes Digitales y Comunicaciones en Medicina) por ejemplo. Los datos convertidos pueden entonces ser transferidos a medios RF 418, en los cuales los datos se combinan en una frecuencia de radio. La señal de frecuencia de radio puede ser transmitida mediante la antena 420 como radiación electromagnética, la cual es recibida por la estación de base 600 (Figuras 6 y 7).

Se puede utilizar la antena 420 para recibir radiación electromagnética, incluyendo datos, y transmitidos por la estación de base 600 (Figuras 6 y 7). Desde la antena 420, la señal se propaga hacia los medios RF 418, en los cuales la señal de frecuencia de radio se descompone en datos en banda de base. El convertidor 416 es capaz de convertir el formato de datos de los datos recibidos en otro formato, si se necesita. En este caso, por ejemplo, el formato de datos DICOM puede ser convertido en el formato de datos utilizado por la unidad de cámara 100, por ejemplo. Los datos convertidos se pueden transferir a la memoria 412 y, cuando se requiera, se pueden combinar de la manera deseada con una imagen tomada por la parte de cámara 408 de una manera controlada por el controlador 106. Desde la memoria 412, se pueden transferir los datos hacia la pantalla 108, por ejemplo, y hacia un altavoz opcional 422.

Sí la unidad de cámara utiliza una tarjeta SDIO (Entrada Salida Digital Segura), se puede implementar el enlace de radio directamente con una conexión WLAN o con una conexión Bluetooth® soportada por la tarjeta SDIO. Se puede usar también una tarjeta SDIO en la estación de base 600 y en la estación de carga 550 para el enlace de radio. El enlace de radio también se puede implementar de manera tal que se dispone un conector USB, al cual se acopla un adaptador USB – WLAN, en el interior de la unidad de cámara 100, o el circuito impreso de la unidad de cámara 100 está provisto de un transceptor WLAN.

Cada componente óptico 110 a 114 puede comprender un componente de comunicación separado 134, tal como un transmisor de radio, un receptor de radio o un transceptor de radio. El componente de comunicación 134 puede ser conectado mediante cables al controlador 106 cuando el componente óptico está conectado a la unidad de cámara 100. La unidad de cámara 100 puede controlar el componente de radio 134 y utilizar al mismo para la comunicación con el ambiente. El componente de comunicación 134 también puede comprender un procesador y una memoria, permitiendo que éste procese datos transferibles. Siendo esto así, la unidad de cámara 100 es capaz de controlar el componente de comunicación 134 para adquirir una dirección IP, por ejemplo, a partir del servidor 602. Cuando el componente de comunicación 134 ha establecido una conexión a través de la estación de base 600 al servidor 602, la unidad de cámara 100 es capaz de llevar a cabo una transferencia de datos con el servidor 602 en el formato DICOM, por ejemplo.

No se requiere necesariamente el convertidor 416 si el formato de datos o los datos a ser transferidos desde la unidad de cámara 100 a la estación de base 600, o incluso al servidor 602, permanece constante.

No se requiere necesariamente la memoria 412 si las imágenes tomadas con la unidad de cámara 100 se transfieren directamente a lo largo del trayecto de radio hasta la estación de base 600. Sin embargo, con frecuencia se requiere al menos algún tipo de memoria tampón para asegurar la transferencia de datos.

Los datos se pueden transferir desde el dispositivo de análisis también hacia el ordenador 410, el cual puede incluir un programa de procesamiento de imágenes. El ordenador 410 es capaz de procesar la imagen producida basándose en los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114 de la misma manera que se ha descrito en la descripción de la unidad de cámara 100. El ordenador 410 puede recibir datos procedentes del dispositivo de análisis 660 de forma inalámbrica durante el examen completo. Cuando el médico termina con el examen, el ordenador 410 es capaz de generar datos DICOM, por ejemplo, a partir de los datos recibidos de éste.

Una imagen fija o una imagen de vídeo continuo, generada por la cámara y procesada por el programa de procesamiento de imágenes, se puede mostrar de forma visual sobre la pantalla del ordenador 410. En la interfaz de usuario del ordenador 410 puede comprender un teclado y un ratón para controlar el ordenador 410 y para introducir datos. Se puede llevar a cabo un procesamiento de imágenes que facilita la realización de un diagnóstico, tal como regulación de iluminación, regulación de brillo, regulación de contraste, regulación de coloración y / o regulación de saturación del color, directamente en relación con la formación de imágenes, y se puede monitorizar la formación de imágenes durante el examen a partir de la pantalla del ordenador 410.

También se pueden almacenar imágenes en la memoria del ordenador 410. Como memoria pueden servir una memoria RAM (Memoria de Acceso Aleatorio) y una memoria ROM (Memoria de Solo Lectura), un disco duro, un disco CD (Disco Compacto) o correspondientes medios de memoria, conocidos *per se*.

La Figura 5A muestra una unidad de cámara 100 conectada a una estación de carga 550. El dispositivo de análisis 660 puede comprender sólo una unidad de cámara 100, o tanto una unidad de cámara 100 como una estación de carga 550. La estación de carga 550 puede estar conectada con un conductor 502 a una red eléctrica general, y la estación de carga 550 puede utilizar la electricidad tomada de esta para su funcionamiento y convertir la misma en un formato requerido por la unidad de cámara 100. Entre la unidad de cámara 100 y la estación de carga 550 está dispuesto un cable 500, a través del cual la estación de carga 550 introduce, en la unidad de cámara 100, la energía eléctrica requerida en consecuencia para cargar una batería de la unidad de cámara 100, por ejemplo. Además la estación de carga 550 puede estar diseñada de forma tal que la unidad de cámara 100 puede ser colocada en la estación de carga 550 en posición de forma estable cuando la unidad de cámara 100 no se utiliza para examinar un órgano. La estación de carga 550 también puede incluir una batería. La estación de carga 550 puede estar conectada a una red de datos de un sistema de datos de pacientes en una red con un conductor 504, o la estación de carga 550 puede estar en conexión inalámbrica a la estación de base 600, la cual sirve como un punto de acceso en la transferencia de datos con el servidor 602. Además la estación de carga 550 puede comunicarse con un PC 410, por ejemplo, a través de un cable 506.

La Figura 5B muestra un diagrama de bloques de una estación de carga. Cuando la intención es transferir datos entre la unidad de cámara 100 y la estación de carga 550, la estación de carga 550 puede comprender una unidad de procesamiento de señal 532, la cual comprende un procesador y el programa de procesamiento de señal requerido, una memoria 534, un convertidor 536, partes RF 538 y una antena 540, la cual puede corresponder al controlador 106, el convertidor 416, los medios RF 418 y la antena 420 de la unidad de cámara 100. Además de la conexión RF, la estación de carga 550 puede estar provista de otra conexión inalámbrica 542 y / o una conexión mediante cable con un conector 544 antes o después del convertidor 536. La conexión inalámbrica puede funcionar, por ejemplo, con una radio WLAN, una radio WIMAX (Interoperabilidad Mundial para Acceso por Microondas) una radio Bluetooth o una radio WUSB (USB Inalámbrico). El conector de la conexión por cable puede ser, por ejemplo, un conector USB, un conector FireWire o un conector de una red fija. Además de, o en vez de, estar conectada a una red eléctrica general, la estación de carga 550 puede comprender una batería que puede cargarse en funcionamiento como fuente de energía (no mostrada en la Figura 5B).

La unidad de procesamiento de señal 532 también puede ser un controlador y asistir también al control de la operación de la estación de carga 550 y a la producción de imágenes basado en los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114, de la misma manera que fue descrita para la unidad de cámara 100. Sin embargo, la unidad de procesamiento de señal 532 no se requiere necesariamente si la producción de imagen, modificación y control de operación deseados se llevan a cabo con la unidad de cámara 100, la estación de base 600 o el servidor 602. Tampoco se requiere necesariamente la memoria 534.

Sin embargo, se puede requerir el convertidor 536 de la estación de carga 550 en el caso en que la unidad de cámara 100 no incluye un convertidor 416, pero se requiere conversión de formato de datos. Los medios RF 538 de la estación de carga pueden ser utilizados para combinar los datos en una señal de frecuencia de radio que se pueda transmitir desde la antena 540 a la estación de base 600. De forma similar, la antena 540 de la estación de carga puede recibir señales de frecuencia de radio que contienen datos procedentes de la estación de base 600. Se puede descomponer la señal recibida con las partes RF 538 en datos y convertir el formato de datos de los mismos con el convertidor 536 cuando se requiera. Más aún, los datos pueden ser señalizados hacia la unidad de cámara 100 como datos a ser exhibidos a un usuario o como datos para controlar la unidad de cámara 100. La estación de carga 550 también puede estar en una conexión fija o inalámbrica con el ordenador 410 y, a través de una red, con el servidor 602.

La estación de carga 550 es capaz de controlar la operación de la unidad de cámara 100 y la transferencia de datos entre la unidad de cámara 100 y el servidor 602 del sistema de datos del paciente, siempre y cuando la unidad de

cámara soporte que la estación de carga controle de la operación del mismo. La misma estación de carga 550 puede controlar la operación y la transferencia de datos de las diferentes unidades de cámaras 100 u otros dispositivos de análisis, de diversas maneras, entre otras cuestiones, por la razón de que las diferentes unidades de cámara 100 pueden ser utilizadas para diferentes fines de análisis.

5 La estación de carga 550 puede controlar la producción de imagen de la unidad de cámara 100 y el almacenamiento de la imagen en la memoria de la unidad de cámara 100, la estación de carga 550, el ordenador 410 o el servidor 602. Generalmente, la estación de carga 550 puede controlar el almacenamiento de los datos de la unidad de cámara 100 en diferentes memorias.

10 La estación de carga 550 puede controlar el procesamiento de imagen durante la formación de la imagen. En este caso, la imagen puede ser modificada, analizada y la imagen puede ser almacenada. Por ejemplo, la estación de carga 550 puede convertir los datos recibidos de este modo desde la unidad de cámara hacia el formato DICOM.

La estación de carga 550 puede controlar la recuperación de los datos del paciente desde el servidor 602 o desde el ordenador 410, y el almacenamiento de los datos en el servidor 602 y el ordenador 410.

15 La estación de carga 550 puede controlar la incorporación de datos de pacientes en una imagen producida por la unidad de cámara 100. Generalmente, la estación de carga puede controlar la incorporación de datos del paciente en los datos producidos con la unidad de cámara 100.

Ahora se van a estudiar algunas opciones para implementar la transferencia de datos entre el dispositivo de análisis 660 y el servidor 602 del sistema de datos del paciente por medio de las Figuras 6 y 7. El dispositivo de análisis 660 puede ser un conjunto comprendido por la unidad de cámara 100 y la estación de carga 550. El bloque servidor 602 del sistema de datos del paciente también puede comprender un servidor complementario 616 y un servidor centralizado, aunque estos pueden también estar físicamente separados. Cuando se está produciendo la transferencia de datos, el servidor 602 puede también servir como controlador y, de este modo, controlar la unidad de cámara 100. La producción de imagen puede ser controlada también por medio de los datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114, con el servidor 602 funcionando como controlador, de la misma manera que fue descrita para la unidad de cámara 100.

En la Figura 6 la estación de base 600 y la estación de carga 550 de un hospital (u otra institución) se muestran como separadas. La unidad de cámara 100 puede incluir medios para la conexión inalámbrica con la estación de carga 550, o la unidad de cámara 100 y la unidad de carga 550 pueden llevar a cabo la transferencia de datos solamente sobre una conexión por cable o una conexión directa. Alternativamente o además, la unidad de cámara 100 puede comprender medios para estar en una conexión inalámbrica directamente a la estación de base 600.

30 Cuando se inicia la unidad de cámara 100, la unidad de cámara 100 puede establecer automáticamente una conexión a la estación de base 600, o el usuario controla la unidad de cámara 100 manualmente para establecer una conexión a la estación de base 600. Alternativamente o además, la unidad de cámara 100 puede establecer una conexión a la estación de carga 550, la cual puede opcionalmente llevar a cabo el procesamiento necesario de la imagen. La estación de carga 550, a su vez, puede establecer una conexión o ya tener una conexión con la estación de base 600, por medio de lo cual se establece una conexión entre la unidad de cámara 100 y la estación de base 600. La estación de base 600 a su vez puede tener una conexión por cable, a través de una red de datos 610, por ejemplo, al servidor 602, el cual es un servidor interno de un sistema de datos de pacientes de un hospital u otra institución similar 650. En este caso, la estación de base 600 puede servir como un punto de acceso entre los sistemas inalámbricos y por cable. La unidad de cámara 100, la estación de carga 550 y la estación de base 600 pueden transmitir y recibir radiación electromagnética de frecuencia de radio. Esto se puede implementar utilizando partes RF (Frecuencia de Radio), por ejemplo, siendo la base de la operación del mismo WLAN (Red de Área Local Inalámbrica) Bluetooth® y / o una tecnología de telefonía móvil tal como GSM (Sistema Global para Comunicación Móvil) o WCDMA (Acceso Múltiple por División de Código de Banda Ancha), por ejemplo. Cuando se utiliza la solución Bluetooth®, la cobertura es de decenas de metros, con la solución WLAN la cobertura es de cientos de metros y la cobertura de una tecnología de telefonía móvil puede ser de hasta decenas de kilómetros.

La estación de base 600 y la estación de carga 550 también se pueden combinar en un dispositivo, como se muestra en la Figura 7, por lo cual se puede imaginar que la estación de carga 550 también incluye las funciones de la estación de base. En este caso, no necesariamente se requiere una estación de base 600 separada. De este modo, el dispositivo de análisis 660 puede ser conectado por cable a la red de datos 610 y servir como estación de base para otros dispositivos que están conectados o en búsqueda para establecer una conexión con el servidor 602.

55 Cuando la unidad de cámara 100 está conectada a la estación de carga 550 con un conector USB (Bus Universal en Serie), por ejemplo, los datos se pueden transferir desde la unidad de cámara 100 a la estación de carga 550, desde la cual se pueden transmitir a su vez los datos en tiempo real o después de un retardo deseado al estación de base 600 y a su vez al servidor 602. Cuando se han adjuntado a la imagen datos que se originan desde uno o más componentes ópticos 110 a 114 y que indican que la imagen está destinada solo a médicos especialistas según el objeto cuya imagen se forma, por ejemplo, sólo dichos médicos especialistas tienen acceso a la imagen. Se pueden transferir datos desde el servidor 602 a la estación de base 600, la cual transmite los datos a la estación de carga

550 y, a su vez, a la unidad de cámara 100. La transferencia desde el servidor 602 a la unidad de cámara 100 es correcta si no se ha restringido la distribución de los datos a ser transferidos o si el usuario de la unidad de cámara 100 está autorizado para recibir los datos. Además, la estación de base 550 puede estar conectada con el ordenador 410, con el cual se puede llevar a cabo la conexión utilizando una conexión USB o una red LAN (Red de Área Local) por ejemplo.

En vez de una conexión inalámbrica, la estación de carga 550 también puede conectada por cable a la red de datos 610. Más aún, la unidad de cámara 100 puede estar conectada con un ordenador 410 tal como un PC (Ordenador Personal). La conexión al ordenador 410 se puede llevar a cabo utilizando una conexión USB, por ejemplo.

10 Cuando se conecta el dispositivo de análisis 660 a la red de datos 608, 610 o al sistema de datos del paciente, la unidad de cámara 100 es capaz de transmitir su identificador al servidor complementario 616. Se puede incluir el identificador de la estación de carga 550. El identificador puede ser transmitido al servidor complementario de 616 asegurado sobre una conexión segura 608, 610, 612, por ejemplo. El identificador puede ser una identificación del dispositivo, la cual puede estar en formato textual, por ejemplo, y la cual puede comprender el nombre y modelo del dispositivo, por ejemplo. El servidor complementario 616 puede recibir el identificador que define la unidad de
15 cámara 100 y una posible estación de carga 550 sobre la conexión segura 608, 610, 612.

El servidor complementario 616 tiene acceso a los datos de instalación asociados a por lo menos un identificador aceptado del dispositivo. El servidor complementario 616 puede ser un servidor ubicado en un hospital, almacenándose y actualizándose en dicho servidor complementario los datos sobre el dispositivo adquiridos requeridos en relación con la adquisición de cada dispositivo. Se pueden incorporar manualmente los datos y recuperar automáticamente desde el servidor del fabricante, por ejemplo. El servidor complementario 616 también
20 puede ser un servidor mantenido por el fabricante, desde el cual se pueden recuperar los datos asociados a cada dispositivo, directamente mediante Internet, por ejemplo.

El servidor complementario 616 es capaz de transmitir los datos de instalación asociados al identificador del dispositivo de análisis 660, al servidor 602 del sistema de datos del paciente. La transmisión puede ser llevada a
25 cabo sobre la conexión segura 608, 610, 612, 614.

La conexión segura 608, 610, 612, 614, puede estar en una red de datos interna y protegida del hospital o en una red de datos que se extiende por lo menos parcialmente fuera del hospital, pudiendo estar asegurados en dicha red, mediante un programa de encriptación, los datos a ser transferidos. Una de tales formas de conexión es la SSH (intérprete de órdenes seguro) que puede ser utilizada para iniciar la sesión en el servidor.

30 El identificador que define el dispositivo de análisis 660 puede ser instalado automáticamente basándose en los datos de instalación en el servidor 602 del sistema de datos del paciente para la transferencia de datos. Una vez que se instala el identificador, se puede iniciar la transferencia de datos entre el dispositivo de análisis 660 y el servidor 602 del sistema de datos del paciente. De forma similar, el identificador de cualquier otro dispositivo puede ser instalado de la misma manera en el servidor 602 y se puede iniciar la transferencia de datos. Esto hace posible la
35 autenticación de, o bien la unidad de cámara 100, o la estación de carga 550, o el dispositivo de análisis completo 660. Si la autenticación del dispositivo de análisis 660 falla, el servidor 602 puede notificar el problema. La calidad del problema también puede ser notificada. Por ejemplo, puede haber una cuestión de un tipo erróneo de formación de los diferentes campos en el formato de datos o un formato de datos inadecuado para el servidor 602. La estación de carga 550 o la estación de base 600, puede procesar los datos transformándolos en un formato adecuado para el servidor 602 y, de este modo, se puede corregir, por ejemplo, la formación de los campos y del formato de datos. De forma alternativa, la estación de carga 550 puede controlar la unidad de cámara 100 para procesar los datos hacia un formato adecuado para el servidor 602.
40

La Figura 8 muestra un diagrama de flujo del método. En la etapa 800, los datos asociados a un componente óptico 110 a 114 se transfieren desde una estructura de datos 116 a 120 a la unidad de cámara 100 cuando por lo menos un componente óptico 110 a 114 está conectado a la unidad de cámara 100. En la etapa 802, se controla la formación de una imagen de un órgano producida por la unidad de cámara 100 basándose en datos asociados a uno o más componentes ópticos 110 a 114.
45

Sin datos transferidos desde la conexión óptica en relación con un evento de formación de imagen, o añadido a estos, el usuario es capaz de ingresar un objeto cuya imagen se forma en la unidad de cámara, siempre y cuando la unidad de cámara opere de una manera diferente con relación a diferentes objetos cuya imagen se forma. El usuario también es capaz de fijar la luminosidad, el color u otras reglas, de controlar los valores asociados a diferente iluminación para que resulte adecuada mediante menús de la unidad de cámara, y estimar la exactitud de la imagen, ya sea por sí mismo desde la pantalla del dispositivo, o en un aparato PC después de la transferencia de la imagen.
50

Aunque se ha descrito anteriormente la invención con referencia a los ejemplos de acuerdo con los dibujos adjuntos, se apreciará que la invención no está limitada a los mismos, sino que puede ser modificada en una variedad de maneras dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.
55

REIVINDICACIONES

1. Un método para procesar una imagen con un dispositivo de análisis para producir imágenes de órganos en un formato electrónico, en el cual el dispositivo de análisis comprende:
- una unidad de cámara (100), que comprende un objetivo de cámara (102) y un detector (104);
- 5 y por lo menos un primer y un segundo componentes ópticos (110 a 114) aptos para acoplarse a la unidad de cámara (100);
- en el cual la unidad de cámara (100), sin ninguno de los componentes ópticos (110 a 114) acoplados, está adaptada para capturar imágenes de la piel considerada como el órgano;
- 10 en el cual la unidad de cámara (100) está adaptada para capturar imágenes de una cavidad de nariz, oído o boca consideradas como el órgano, si el segundo componente óptico (114) está acoplado a dicha unidad de cámara;
- en el cual la unidad de cámara (100) está adaptada para capturar imágenes de la membrana timpánica o del meato acústico externo considerados como el órgano, si el primero (110) y el segundo (114) componentes ópticos están acoplados a dicha unidad de cámara;
- 15 en el cual el primer y el segundo componentes ópticos (110 a 114) incluyen respectivas estructuras de datos (116 a 120) que incluyen datos asociados a los respectivos componentes ópticos (110 a 114) y al órgano cuya imagen se va a formar;
- comprendiendo el método por lo menos uno de:
- la utilización de la unidad de cámara (100) sin ninguno de los componentes ópticos (110, 114) acoplados para capturar una imagen de la piel;
- 20 la utilización de la unidad de cámara (100) para capturar una imagen de una cavidad de nariz, oído o boca cuando el segundo componente óptico (114) está acoplado a dicha unidad de cámara (100);
- y la utilización de la unidad de cámara (100) para capturar una imagen de la membrana timpánica o del meato acústico externo cuando el primero y el segundo componentes ópticos (110, 114) están acoplados a dicha unidad de cámara (100);
- 25 comprendiendo además el método:
- la transferencia (800), siempre que uno de los respectivos componentes ópticos (110 a 114) esté acoplado a la unidad de cámara (100), de los datos de la correspondiente estructura de datos (116 a 120) hacia la unidad de cámara (100);
- 30 y el control (802) de la producción de imagen mediante la unidad de cámara (100) basándose en los datos transferidos.
2. Un método como el reivindicado en la reivindicación 1, caracterizado por la transferencia de datos asociados al primero o al segundo componente óptico (110 a 114) acoplado a la unidad de cámara (100) desde la correspondiente estructura de datos (116 a 120) a un controlador (106) de la unidad de cámara (100), y el control de la producción de la imagen con el controlador (106) basándose en los datos transferidos.
- 35 3. Un dispositivo de análisis para producir una imagen, estando adaptado el dispositivo de análisis (660) para producir imágenes de órganos en un formato electrónico con un detector (104), en el cual el dispositivo de análisis (660) comprende:
- una unidad de cámara (100), que comprende: un objetivo de cámara y un detector (104); y por lo menos un primer y un segundo componentes ópticos (110 a 114) aptos para acoplarse a la unidad de cámara (100);
- 40 estando configurada la unidad de cámara (100), sin ninguno de los componentes ópticos acoplados, para capturar una imagen de la piel;
- estando configurada la unidad de cámara (100) para capturar una imagen de una cavidad de nariz, oído o boca cuando el segundo componente óptico está acoplado a dicha unidad de cámara (100);
- 45 estando configurada la unidad de cámara (100) para capturar una imagen de la membrana timpánica o del meato acústico externo cuando el primero y el segundo componentes ópticos (110, 114) están acoplados a dicha unidad de cámara (100);
- incluyendo cada componente óptico (110 a 114) una correspondiente estructura de datos (116 a 120) que incluye datos asociados a los respectivos componentes ópticos (110 a 114) y al órgano cuya imagen se va a formar;

estando adaptada la estructura de datos (116 a 120) de cada componente óptico (110 a 114) para transferir los datos de la estructura de datos (116 a 120) a la unidad de cámara (100) cuando el respectivo componente óptico (110 a 114) esté acoplado a la unidad de cámara (100); y

5 estando adaptada la unidad de cámara (100) para controlar la producción de la imagen basándose en los datos transferidos.

4. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, en el cual la unidad de cámara comprende además un controlador (106), caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) son circuitos de memoria, en el cual dichos circuitos de memoria y el controlador (106) están adaptados para comunicarse unos con los otros para transferir los datos asociados con el componente óptico (110 a 114) al controlador (106), y el controlador (106) está adaptado para controlar la producción de imagen basándose en los datos transferidos.

10

5. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar el brillo de la imagen basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114).

6. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar el contraste de la imagen basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114).

15

7. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar los matices de color de la imagen basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114).

8. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar la coloración de la imagen sobre por lo menos parte del área de la imagen, basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114).

20

9. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 4, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar el controlador (106) de la unidad de cámara (100) para recortar parte del área de detección del detector (104) basándose en los datos asociados con el componente óptico (110 a 114).

25

10. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar la producción de imagen basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114) produciendo la imagen con valores de exposición predeterminados.

11. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que la unidad de cámara (100) comprende por lo menos una fuente de radiación (124, 126) adaptada para iluminar los órganos cuya imagen se va a formar; y las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar la producción de imagen basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114) regulando por lo menos una fuente de radiación (124, 126) de la unidad de cámara (100).

30

12. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que las estructuras de datos (116 a 120) están adaptadas para controlar la producción de imagen basándose en los datos asociados con el respectivo componente óptico (110 a 114) regulando la iluminación de una sala de examen (652).

13. Un dispositivo de análisis como el reivindicado en la reivindicación 3, caracterizado por que la unidad de cámara (100) está adaptada para acoplar datos sobre uno o más componentes ópticos (110 a 114) usados para la imagen.

40

14. Un sistema de análisis para producir una imagen, comprendiendo el sistema de análisis un dispositivo de análisis (660) de la reivindicación 3 para producir una imagen de un órgano en un formato electrónico; caracterizado por que el sistema de análisis comprende un servidor (602);

en el cual el servidor (602) y el dispositivo de análisis (660) están adaptados para estar en conexión uno con el otro.

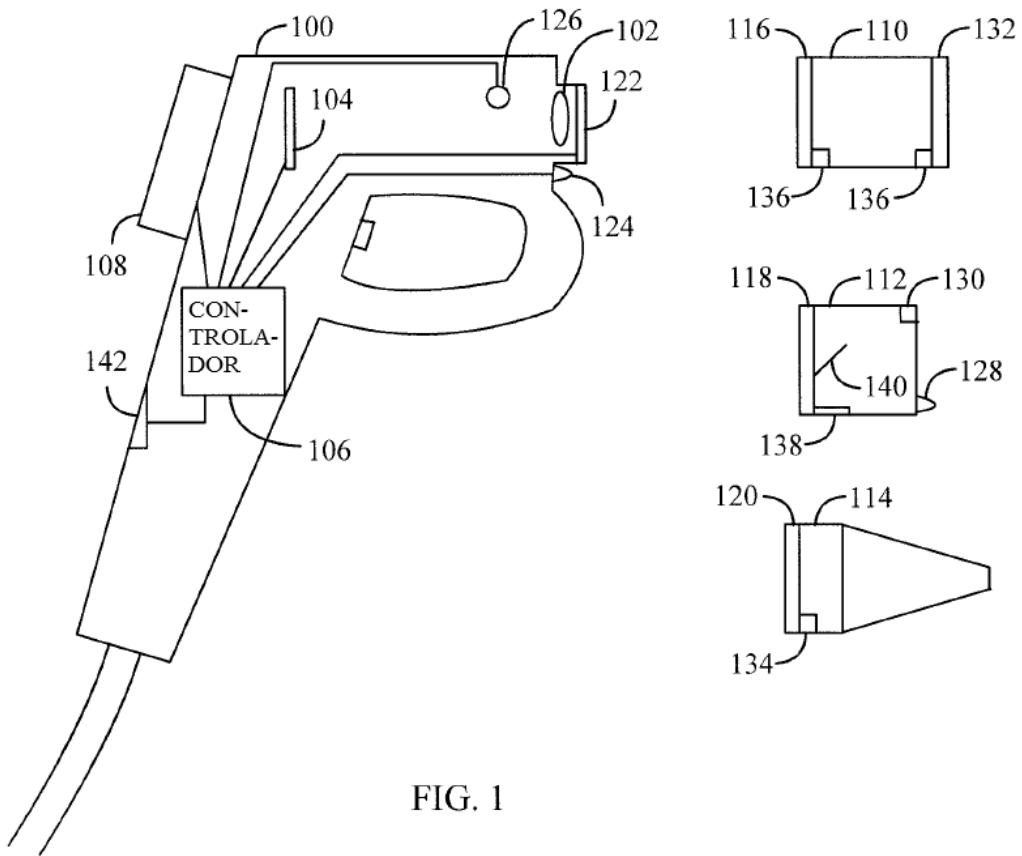


FIG. 1

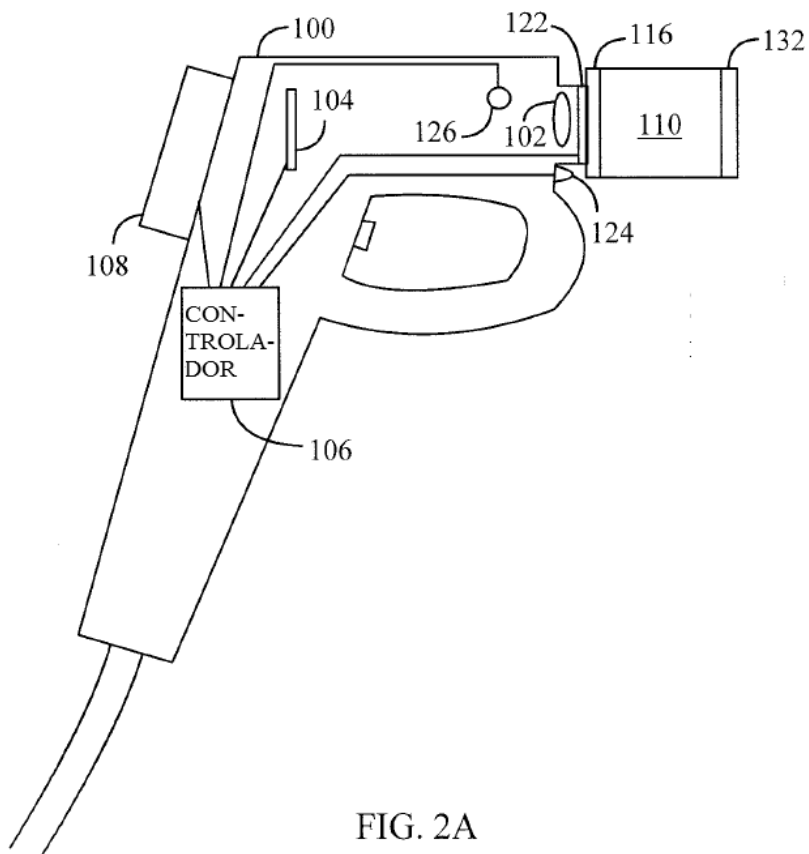


FIG. 2A

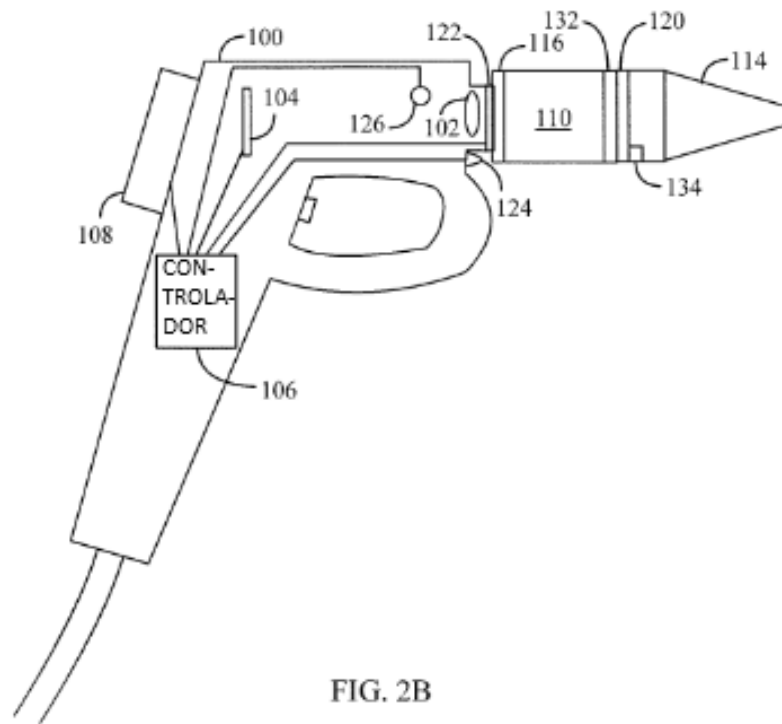


FIG. 2B

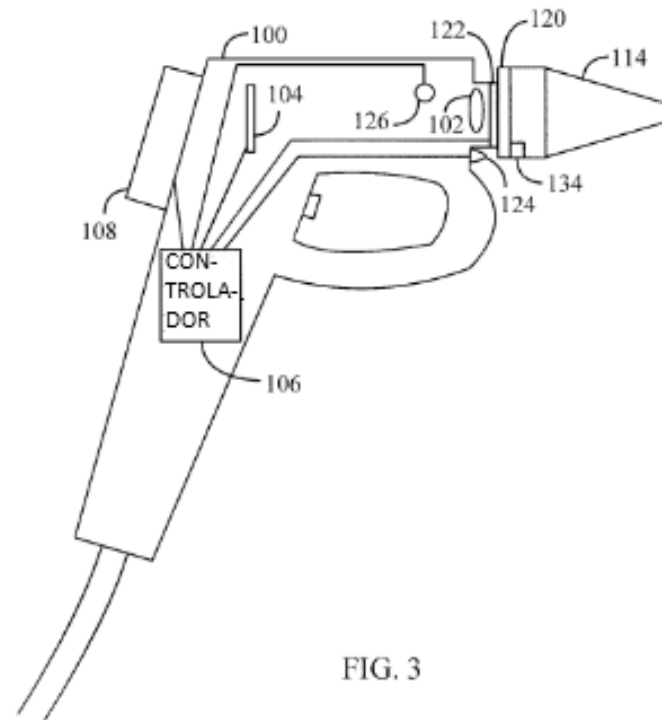


FIG. 3

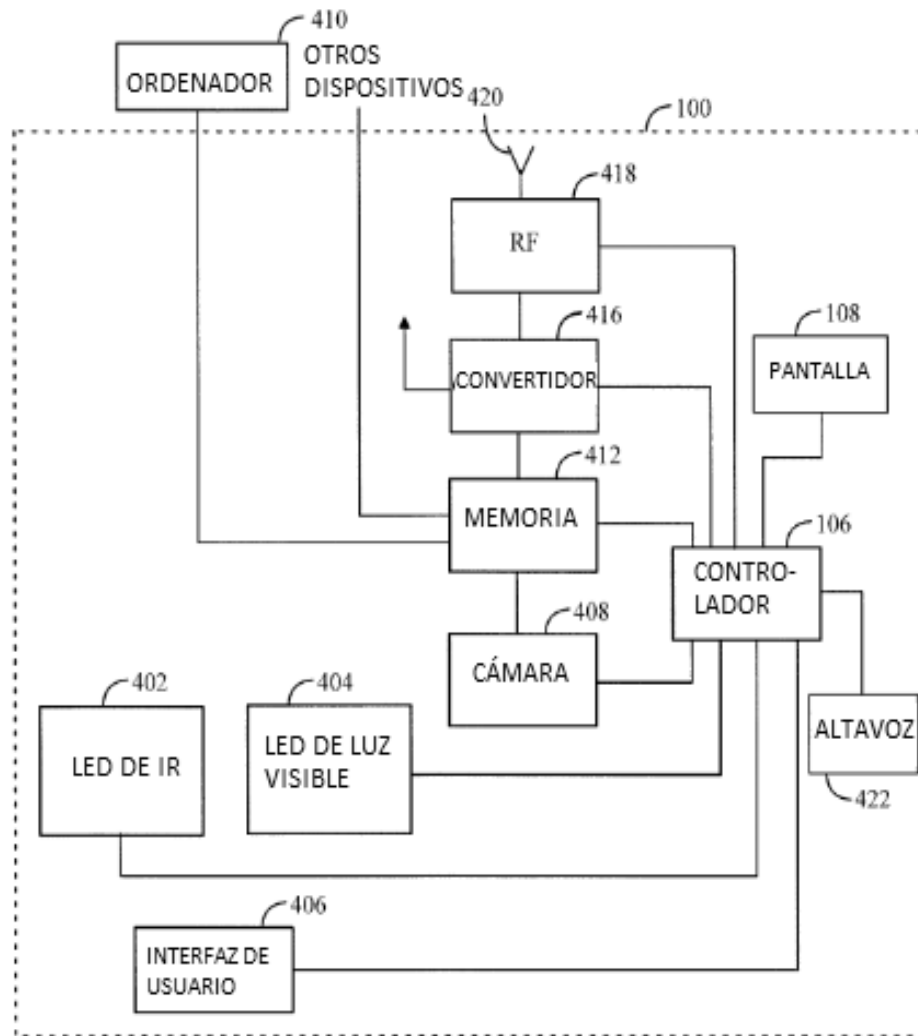


FIG. 4

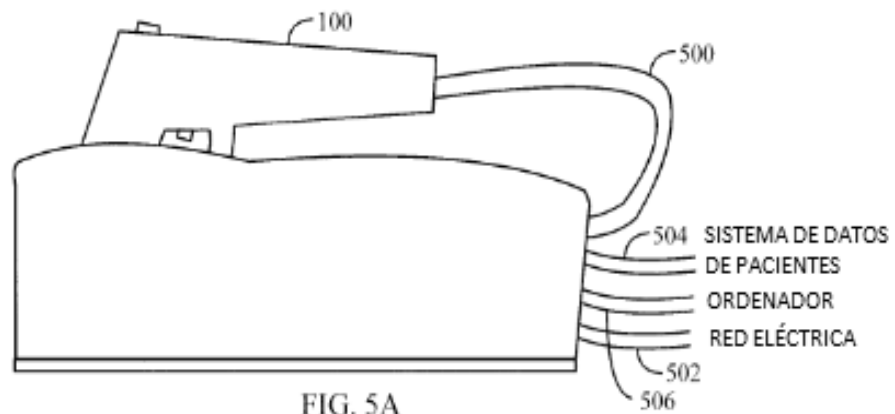


FIG. 5A

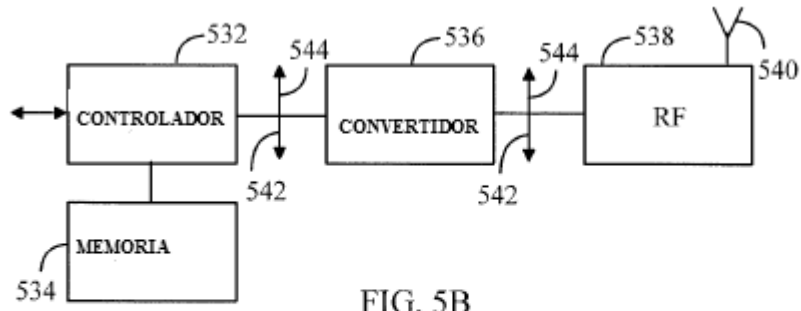


FIG. 5B

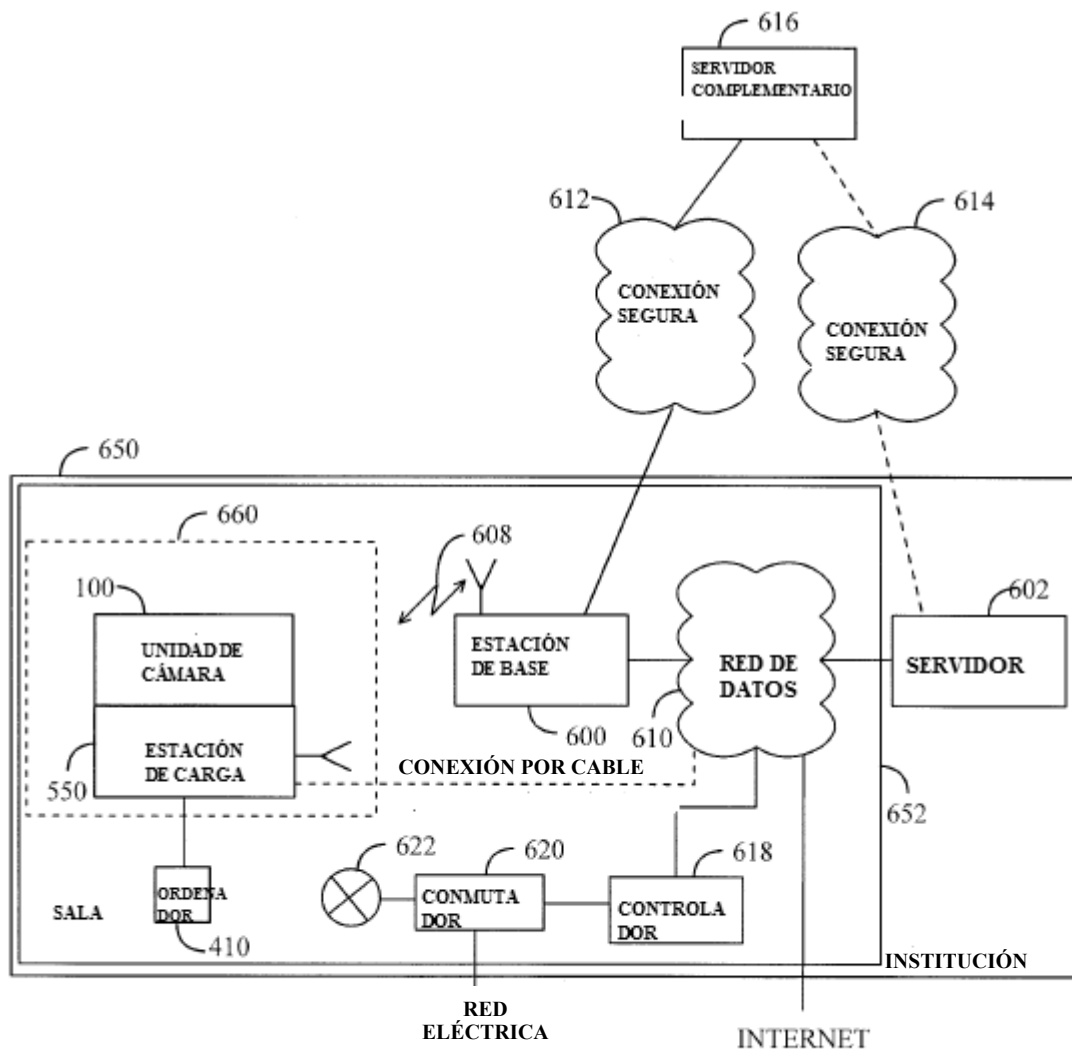


FIG. 6

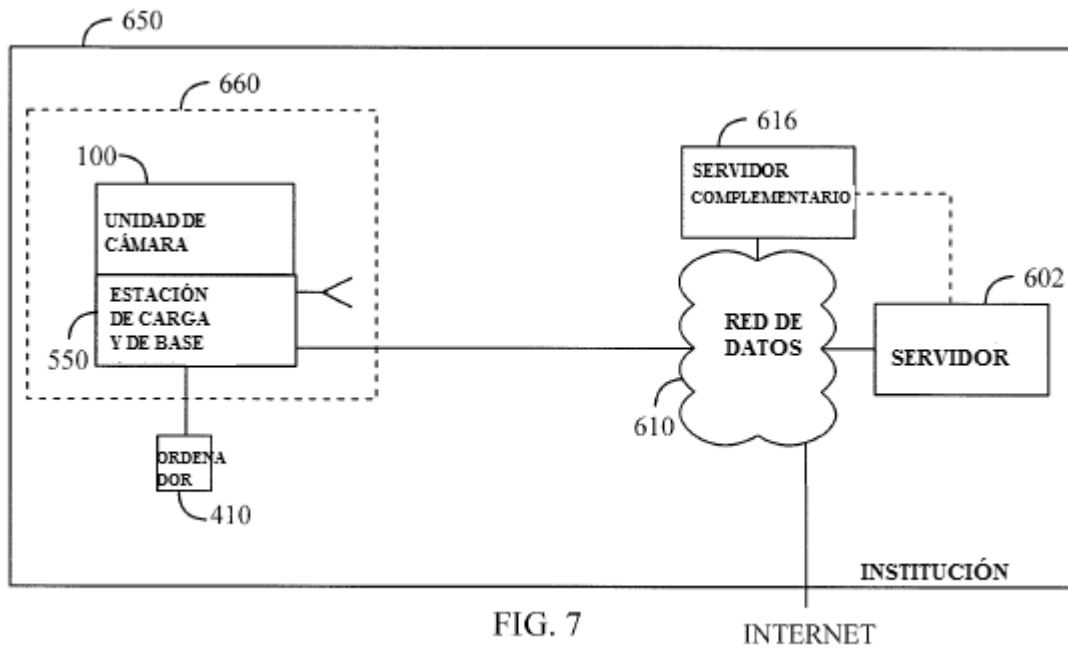


FIG. 7

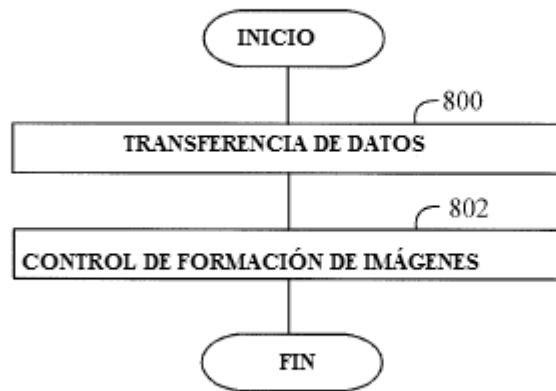


FIG. 8