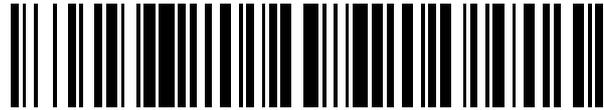


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 542 862**

51 Int. Cl.:

G01T 1/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.03.2008 E 08731296 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.05.2015 EP 2135492**

54 Título: **Detector compacto de rayos X basado en CMOS adaptado para aplicaciones dentales**

30 Prioridad:

08.03.2007 US 683535

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
12.08.2015

73 Titular/es:

**BAE SYSTEMS IMAGING SOLUTIONS INC.
(100.0%)
1841 Zanker Road, Suite 50
San Jose, CA 95112, US**

72 Inventor/es:

**LIU, XINQIAO y
FOWLER, BOYD**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 542 862 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

Detector compacto de rayos X basado en CMOS adaptado para aplicaciones dentales

5 Antecedentes de la Invención

Las radiografías dentales típicamente se toman con una película que se coloca en la boca del paciente. La película se expone a través de los dientes con una fuente de rayos X que reside fuera de la cabeza del paciente. Si bien este método se ha utilizado durante muchos años, tiene sus desventajas. Primero, el paciente se expone a una dosis significativa de rayos X. Esta dosis es acumulativa durante la vida del paciente. En segundo lugar, el tiempo, el coste y los equipos necesarios para procesar la película aumentan el coste del examen dental. En tercer lugar, las sustancias químicas utilizadas en el procesamiento de la película suponen un problema de eliminación.

Estos problemas han llevado a varios intentos por reemplazar el componente de película del examen tradicional de rayos X por un sensor de estado sólido que se coloca en la boca del paciente para grabar la imagen de rayos X. En tales sistemas, se utiliza una capa de material de escintilación para convertir los rayos X en luz visible. La luz visible se convierte en imagen entonces en una distribución de imaginología en estado sólido. Dado que LOS sensores de estado sólido de rayos X de este tipo son significativamente más sensibles que las películas de rayos X utilizadas actualmente, se puede reducir la dosis de rayos X, típicamente, 10 veces. Además, el sensor se reutiliza, y por tanto se evitan los problemas de coste y de eliminación asociados con el sistema convencional de rayos X. Por último, dado que la imagen es en forma digital, los sistemas basados en sensores de estado sólido se adaptan fácilmente a los sistemas sin papel de oficina.

Desafortunadamente, estos sensores son mucho más gruesos que los sensores convencionales basados en película y la resolución de los sensores también es menor que la de los sensores convencionales basados en película. Los sensores incluyen una placa de canal entre el material de escintilación y el elemento de grabación de imagen, que típicamente es una distribución de imaginología basada en silicio. Cuando un rayo X se convierte en un pixel de la distribución de imaginología, la señal resultante puede ser mucho más grande que la señal producida por la luz del escintilador. La probabilidad de tal acontecimiento de conversión es pequeña, y por tanto los impactos de rayos X tienen como resultado píxeles brillantes dispersos en la imagen que producen una imagen molesta. Para reducir estos acontecimientos, se utiliza una capa de material protector que transmite la luz desde el escintilador a la distribución de imaginología. La capa protectora consiste típicamente en un manojo de fibras ópticas que toman imágenes de la superficie del escintilador sobre la superficie de la distribución de imaginología. Las fibras ópticas se dopan con un metal pesado que absorbe los rayos X que no son convertidos en el material de escintilación. La capa protectora bloquea la mayor parte de los rayos X para que no lleguen al sensor de imagen, y por tanto reduce el número de píxeles brillantes hasta un nivel aceptable.

Si bien la capa protectora resuelve el problema de píxeles brillantes, introduce nuevos problemas. La placa protectora es típicamente de más de 2,5 mm de grosor, y por tanto aumenta significativamente el grosor del aparato que se coloca en la boca del paciente. El aumento de grosor es molesto para muchos pacientes.

El estado de la técnica está representado por el documento US-A-5818001 que describe una distribución bidimensional de sensores de píxeles; una capa de material de escintilación adyacente a dicha distribución bidimensional, dicho material de escintilación emite luz como respuesta a los rayos X que chocan sobre el mismo, dicha luz es detectada por dichos sensores de píxeles; y un controlador que lee los datos almacenados en dicha distribución bidimensional de sensores de píxeles y forma una imagen que comprende una distribución bidimensional de píxeles a partir de los mismos, dicho controlador corrige los errores de datos resultantes de los rayos X que generan electrones que son almacenados en dichos sensores de píxeles en el proceso de formación de dicha imagen.

Según la presente invención cada uno de dichos sensores de píxeles comprende un fotodetector que almacena una carga como respuesta a dicha luz que es recibida por ese fotodetector durante un período de tiempo anterior; y en donde dicho controlador forma dicha imagen al hacer que dicha distribución de sensores de píxeles formen una pluralidad de fotogramas, cada fotograma comprende una distribución de medidas determinadas por dichas cargas almacenadas por dichos sensores de píxeles durante un correspondiente período de tiempo anterior; y dicho controlador identifica los sensores de píxeles en los que dicha carga almacenada es mayor que un valor de umbral, y dicho controlador combina de manera acumulativa los datos a partir de una pluralidad de fotogramas para cada sensor de píxel para determinar un correspondiente píxel en dicha imagen y en donde, para cada sensor de píxel, no combina los datos de un fotograma en los que se ha identificado que dicho sensor de píxel almacena una carga más grande que dicho valor de umbral.

60 Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una vista superior de un sensor dental 30 de la técnica anterior.

La Figura 2 es una vista en sección transversal por la línea 2-2 de la Figura 1.

La Figura 3 es un dibujo esquemático de una distribución de imaginología CMOS de la técnica anterior del tipo utilizado normalmente con el sensor dental 30.

La Figura 4 ilustra la carga generada por un píxel como función del tiempo.

La Figura 5 es un diagrama esquemático de un sensor de píxel que utiliza un ADC distribuido según una realización de la presente invención.

La Figura 6 ilustra un sistema de imaginología dental según una realización de la presente invención.

5 La Figura 7 es un diagrama de flujo del algoritmo ejecutado por el controlador cuando se recibe un nuevo fotograma.

La Figura 8 ilustra un píxel de una distribución de imaginología según otra realización de la presente invención.

La Figura 9 ilustra un píxel de una distribución de imaginología según otra realización de la presente invención.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

10 La manera con la que la presente invención proporciona sus ventajas puede entenderse más fácilmente haciendo referencia a las Figuras 1 y 2, que ilustran un sensor dental de la técnica anterior. La Figura 1 es una vista superior del sensor dental 30, y la Figura 2 es una vista en sección transversal por la línea 2-2 mostrada en la Figura 1. El sensor dental 30 incluye una capa 32 de material de escintilación que convierte los rayos X en luz en la región visible del espectro. La luz generada en la capa 32 la ve un sensor de imagen 31 a través de una placa de canales 33 que
15 consiste en un manojo de fibras ópticas que asocian la superficie del material de escintilación con el sensor de imagen 31. El sensor 30 se coloca dentro de la boca del paciente y es mantenido en el sitio por el paciente que muerde sobre la pestaña 34. Cuando los rayos X de una fuente fuera de la boca chocan en el sensor 30 después de pasar por los dientes del paciente, los rayos X golpean la capa 32. Cada interacción entre un rayo X y el material de la capa 32 tiene como resultado la generación de un fotón. Los fotones son emitidos en todas las direcciones. La placa de canales 33 bloquea los fotones que viajan en direcciones distintas a la definida por la abertura de las fibras ópticas mostradas en
20 35. La placa de canales 33 se hace principalmente de fibra de vidrio. El vidrio dopado con metal absorbe los rayos X que escapan de la capa de escintilación sin ser convertidos. El grosor del vidrio se elige de tal manera que el número de rayos X que alcance el sensor 31 se reduzca hasta el punto que sean raras las interacciones entre los rayos X y los píxeles en el sensor 31.

25 Ahora se hace referencia a la Figura 3, que es un dibujo esquemático de una distribución de imaginología CMOS de la técnica anterior del tipo utilizado normalmente con el sensor dental 30. La distribución de imaginología 40 se construye de una distribución rectangular de sensores de píxeles 41. Cada sensor de píxel incluye un fotodiodo 46 y un circuito de interfaz 47. Los detalles del circuito de interfaz dependen del diseño particular de píxel. Sin embargo, todos los
30 sensores de píxeles incluyen una puerta que se conecta a una línea de fila 42 que se utiliza para conectar ese sensor de píxel a una línea de bits 43. La fila específica que está habilitada en cada momento es determinada por una dirección de bit que se aporta a un descodificador de fila 45. Las líneas de selección de fila son una distribución paralela de conductores que discurren horizontalmente en las capas metálicas sobre el sustrato en el que están
35 contruidos los circuitos de fotodiodos y de interfaces.

Las diversas líneas de bits terminan en un circuito de procesamiento de columna 44 que incluye típicamente unos
40 amplificadores de detección y unos descodificadores de columna. Las líneas de bits son una distribución paralela de conductores que discurren verticalmente en las capas metálicas sobre el sustrato en el que están contruidos los circuitos de fotodiodos y de interfaces. Cada amplificador de detección lee la señal producida por el píxel que está conectado en ese momento a la línea de bits procesada por ese amplificador de detección. Los amplificadores de detección pueden generar una señal de salida digital utilizando un convertidor de analógico a digital (ADC). En un momento dado, se lee un único sensor de píxel de la distribución de imaginología. La columna específica que es leída es determinada por una dirección de columna que es utilizada por un descodificador de columna para conectar la salida de amplificador de detección/ADC de esa columna a los circuitos que son externos a la distribución de
45 imaginología.

50 Cuando un fotón del escintilador 32 golpea el fotodiodo en uno de los píxeles, como mucho un electrón se mueve a través de la unión de diodo. La carga de electrón se almacena en el píxel y la carga almacenada acumulativa es leída entonces cuando se leen los píxeles. Por contra, cuando un rayo X se dispersa desde un electrón en uno de los fotodiodos, el electrón genera un recorrido ionizado en el fotodiodo que hace que varios electrones se muevan a través de la unión. En general, la carga almacenada por un único impacto de rayos X es mucho más grande que la carga almacenada a partir de los fotones generados en el escintilador durante la exposición a rayos X. Por tanto, un único impacto de rayo X puede producir un píxel que tiene una intensidad aparente que es mucho más brillante que los píxeles que no recibieron tal impacto. Como resultado, la imagen parece tener unos píxeles dispersados muy brillantes cubriendo la imagen normal de rayos X. Como se ha indicado arriba, la placa de canales 33 se utiliza para reducir el número de tales píxeles brillantes. Sin embargo, para ser eficaz en este sentido, el grosor de la placa de canales 33 debe ser suficiente como para absorber una fracción significativa de los rayos X que pasan a través del escintilador 32. Como resultado, la placa de canales representa una fracción substancial del grosor del sensor 30. El grosor añadido es molesto para muchos pacientes. Además, la placa de canales solo corrige parcialmente la reducción de la resolución de imagen que resulta al mover el sensor 31 lejos del escintilador 32. La resolución espacial de imagen se degrada aún más debido a la dispersión de luz en la interfaz entre el escintilador 32 y la placa de canales 33 y en la interfaz entre la
60 placa de canales 33 y el detector 31.

Una realización de la presente invención se basa en la observación de que si se mide la carga en un píxel como una
65 función del tiempo se puede identificar y corregir un golpe de rayo X en el sensor de imagen. Ahora se hace referencia

a la Figura 4, que ilustra la carga generada por un píxel como función del tiempo. La curva 51 representa el aumento de carga normal debido a los fotones recibidos del escintilador. La curva 52 muestra el aumento de carga como una función del tiempo cuando en el píxel se convierte un rayo X en el momento T. Si la carga se mide como función del tiempo como muestran los puntos marcados "x", se puede observar la existencia del golpe de rayos X y el valor de señal representado por H restado del valor final.

Si la velocidad de la lectura de sensor de imagen y el restablecimiento son lo suficientemente altos, pueden hacerse varias imágenes individuales durante la exposición a los rayos X. La curva de carga de cada píxel podría medirse y analizarse entonces para una etapa correspondiente a un impacto de rayos X. Sin embargo, esta realización requiere una lectura muy rápida de sensor de imagen. En este sentido, cabe señalar que la lectura de sensor de imagen en la realización mostrada en la Figura 3 debe realizar N ciclos de lectura que son determinados por el tiempo necesario para propagar la señal desde el píxel a los amplificadores de detección en el fondo de cada columna de píxeles y para digitalizar la señal. Aquí, N es el número de filas de píxeles en la imagen.

Un método para mejorar la velocidad de lectura es incluir un convertidor de analógico a digital en cada píxel de imagen. Ahora se hace referencia a la Figura 5, que es un diagrama esquemático de un sensor de píxel que utiliza un ADC distribuido según una realización de la presente invención. El sensor de píxel 100 incluye un fotodiodo 197 que se conecta a una puerta de transferencia 191 y a un transistor de restablecimiento 192 que funciona de una manera análoga a la descrita arriba. Después de que se hayan expuesto los píxeles en la distribución que contiene el sensor de píxel 100, se digitaliza la carga en cada uno de los fotodiodos. Al comienzo del proceso de digitalización, la carga almacenada en el fotodiodo 197 se acopla al nodo 102 aplicando una señal a la puerta 191. Entonces el contador se restablece y comienza a contar impulsos de reloj mientras se aumenta el potencial en la otra entrada del comparador 103. El potencial en la línea de rampa está relacionado linealmente con la cuenta que se ha acumulado en el contador 104. Cuando el potencial de rampa es igual al potencial en el nodo 102, el comparador 103 genera una señal de parada que se aplica al contador 104. Por tanto, el contador 104 se deja con una cuenta que está relacionada con el potencial en el nodo 102. Después de que todos los píxeles hayan sido digitalizados de esta manera, se leen los píxeles en una fila cada vez, utilizando un descodificador de fila que hace funcionar un conjunto de interruptores de selección de fila 105 que conectan la salida de recuento a un bus de bits 106, que sirve como una función análoga a las líneas de bits descritas arriba, aunque la señal en la línea de bits está en formato digital en lugar del formato analógico descrito arriba. En esta realización, el bus de bits incluye una línea por bit en el contador 104. Por tanto, el contador se lee en paralelo bajando por el bus de bits 106. Si bien esta realización utiliza un bus de bits que lee los bits del contador en paralelo, también pueden construirse unas realizaciones en las que los bits en el contador se cambian hacia abajo a una única línea de bits conductora.

Cabe señalar que todos los datos almacenados como carga analógica en los píxeles se digitalizan al mismo tiempo; por tanto, la conversión de analógico a digital de los datos se reduce al tiempo necesario para leer una fila en las realizaciones de la técnica anterior. Además, no es necesario restablecer los píxeles después de cada operación de lectura, y por tanto la carga continúa acumulándose en cada fotodiodo. Por consiguiente, solo se necesita un tiempo de restablecimiento para cada imagen de rayos X. Ahora se hace referencia a la Figura 6, que ilustra un sistema de imaginología dental según una realización de la presente invención. El sistema de imaginología 200 incluye una distribución de imaginología 201 que forma una imagen a partir de la luz generada en el escintilador 206 por la conversión de los rayos X. El escintilador incluye una capa de material que convierte los rayos X en luz en una banda de longitud de onda en la que la distribución de imaginología 201 es sensible. La capa de material está preferiblemente adyacente a la distribución de imaginología 201 con tan poco material interviniente como sea posible.

Un controlador 202 recoge varias imágenes durante la exposición a rayos X. En la exposición siguiente a cada imagen se le denominará fotograma. El controlador 202 mantiene una imagen acumulativa en una memoria 203 que se actualiza cada vez que el controlador 202 recibe un fotograma. En una realización, el controlador 202 también mantiene una cuenta para cada píxel en la imagen acumulativa. La cuenta hace el seguimiento del número de fotogramas que han contribuido a ese píxel. La cuenta se utiliza para corregir los píxeles que han sido alterados por los impactos de rayos X.

La manera con la que el controlador 202 procesa los fotogramas individuales depende de si la distribución de imaginología se restablece o no entre fotogramas. En una realización, la distribución de imaginología 201 se restablece después de cada fotograma. Por tanto, cada píxel en un fotograma representa la carga acumulada de ese píxel durante la exposición del fotograma de distribución de imaginología. En este caso, un píxel que ha sufrido un impacto de rayos X tendrá significativamente más carga que los otros píxeles del fotograma que recibieron aproximadamente el mismo número de fotones del escintilador pero no sufrieron tal impacto. También, un píxel que ha sufrido un impacto de rayos X durante la exposición actual de fotograma tendrá significativamente más carga que la carga recogida por el mismo píxel durante fotogramas anteriores sin impacto de rayos X así como fotogramas posteriores sin impacto de rayos X. Si se conoce la variación máxima de carga (debida al ruido) de los fotones de luz creados en el escintilador entre fotogramas, esos píxeles que sufrieron un impacto de rayos X durante un fotograma particular pueden ser identificados fácilmente por búsqueda de los píxeles que tienen una diferencia de carga, con fotogramas anteriores y posteriores, mayor que algún valor máximo, D_{max} .

Denomínense los píxeles del nuevo fotograma mediante C_{ij} y los píxeles de la imagen almacenada en la memoria 203 mediante S_{ij} . El número de filas y columnas en el sensor de imagen se denominará con N_x y N_y , respectivamente. Además del S_{ij} , la memoria 203 también almacena una distribución N_{ij} cuya función se tratará con detalle más adelante. Al comienzo del proceso de imaginología de rayos X, $S_{ij} = N_{ij} = 0$ para todos los píxeles de la memoria 203.

5 Ahora se hace referencia a la Figura 7, que es un diagrama de flujo del algoritmo ejecutado por el controlador 202 cuando se recibe un nuevo fotograma. Inicialmente, (i, j) se establece al primer píxel de la distribución como se muestra en 210; sin embargo, el orden con el que se procesan los píxeles no es crítico. Se prueba la intensidad, C_{ij} , del píxel actual para estar seguro de que el píxel no ha sido alterado por un impacto de rayos X como se muestra en 211. Si la intensidad medida es menor que D_{max} , el píxel almacenado de imagen, S_{ij} , correspondiente a ese píxel se actualiza para que incluya la medición actual como se muestra en 212. El contador N_{ij} también se aumenta en 1. Si el valor medido de intensidad es mayor que D_{max} para el píxel actual, que píxel se ignora. El controlador 202 continúa entonces al siguiente píxel como se muestra en 213 y se repite el proceso hasta que todos los píxeles hayan sido procesados para el fotograma actual.

10

15 Después de que se hayan procesado todos los fotogramas en la exposición a rayos X, el controlador 202 genera una imagen final de rayos X. Denomínense los píxeles de la imagen final mediante X_{ij} . Algunos de los píxeles almacenados tienen datos solo de un subconjunto de los fotogramas, dado que estos píxeles sufrieron impactos de rayos X en uno o en más de los fotogramas. Para corregir los datos perdidos, el controlador 202 debe normalizar la imagen almacenada utilizando los valores del contador. Esto es, $X_{ij} = N_{ij} * S_{ij} / N_f$, donde N_f es el número de fotogramas que se tomaron.

20

Las realizaciones tratadas arriba haciendo referencia a las Figuras 6 y 7 utilizan un controlador aparte para almacenar la imagen cumulativa y actualizar la imagen cuando se recibe cada fotograma. Por tanto, todavía hay una cantidad significativa de tiempo de procesamiento necesario entre fotogramas, dado que cada fotograma debe ser leído para el controlador de fila en fila. Este tiempo de procesamiento puede ser reducido substancialmente utilizando un diseño de

25 píxel en el que los parámetros de imagen S_{ij} y N_{ij} tratados arriba son almacenados dentro de los píxeles y son actualizados dentro de cada píxel al final de cada periodo de exposición de fotograma.

Ahora se hace referencia a la Figura 8, que ilustra un píxel de una distribución de imaginología según otra realización de la presente invención. El píxel 250 almacena el valor cumulativo de imagen para ese píxel y actualiza el valor de imagen sin que sea necesario leer la imagen línea a línea. El píxel 250 incluye un convertidor de analógico a digital que es análogo al tratado arriba con referencia a la Figura 5. Dado que todos los píxeles se actualizan simultáneamente, el fotograma entero es procesado en un tiempo igual al tiempo necesario para procesar una fila en las realizaciones tratadas al hacer referencia a las Figuras 6 y 7.

30

35 El píxel 250 incluye dos comparadores 253 y 254 y dos contadores 251 y 252 que se restablecen al principio de la exposición a rayos X. Los comparadores se utilizan para probar la magnitud de la señal generada por el fotodiodo 197 dado que ese fotodiodo se restableció por último frente a dos señales. Cabe señalar que la señal en la línea 102 es una carga que fue acumulada por el fotodiodo 197 desde la última vez que se restableció el fotodiodo 197. En general, los comparadores funcionan con señales de voltaje en lugar de con corrientes. Por tanto, en una realización, se utiliza un amplificador 257 que convierte la carga de la línea 102 a un voltaje, que es comparado entonces por los comparadores con la señal de RAMPA y D_{max} .

40

Los contadores 251 y 252 almacenan los recuentos que son análogos a S_{ij} y N_{ij} en la exposición anterior. Los contadores se actualizan si la señal generada por el fotodiodo no está fuera del intervalo esperado para un píxel que no ha sido golpeado por un rayo X. Si el píxel genera una señal que es mayor que D_{max} , no se actualizan los contadores y se ignoran los datos para el fotograma en cuestión. Al final de la exposición a rayos X, los datos de los contadores 251 y 252 se leen en el bus de bits 266 para un controlador que normaliza los datos al dividir el contenido del contador 251 por el contenido del contador 252.

45

50 El primer comparador mostrado en 253 genera un 1 lógico si la salida de amplificador 257 es mayor que el valor especificado por una señal de rampa y menor que el valor especificado por D_{max} . Por tanto, si la carga almacenada por el fotodiodo 197 está dentro del intervalo esperado, la carga es digitalizada y se añade a la cuenta que ya hay en el contador 251. La salida del comparador 254 es alta cuando la salida 257 es más pequeña que D_{max} y baja cuando 257 es más grande que D_{max} . La puerta 255 bloquea las señales de reloj tan pronto como la señal de RAMPA supera la salida del amplificador 257; por tanto, la cuenta en el contador 251 se aumenta en una cantidad que es proporcional al voltaje en la salida del amplificador 257. Si la salida del amplificador 257 es mayor de lo esperado para un píxel normal que recibe fotones del escintilador, no se almacenarán cuentas en el contador 251, dado que la entrada de reloj al contador 251 habrá sido bloqueada por la puerta 255.

55

60 Como se ha indicado arriba, el contador 252 realiza una función análoga a la de las realizaciones tratadas arriba. Al final de cada lectura de fotograma, se envía una señal de fotograma por la línea de FOTOGRAMA. Si la salida del amplificador 257 es mayor que la especificada por D_{max} , el comparador 254 bloquea la señal de fotograma para que no sea contada por el contador 252 mediante el control de la puerta 256. De otro modo, el contador 252 se aumenta en uno.

65

Después de que se haya digitalizado cada fotograma y se hayan añadido los resultados a los contadores en esos píxeles que tienen datos válidos, el fotodiodo 197 se restablece aplicando una señal apropiada al transistor 192. Si el fotodiodo había sufrido un impacto de rayos X, la carga acumulada será quitada por la operación de restablecimiento. Por tanto, el impacto de rayos X no tendrá impacto en la cantidad máxima de carga que puede ser almacenada por el fotodiodo.

Las realizaciones descritas arriba utilizan un esquema en el que los fotodiodos se restablecen al final de cada fotograma. Como alternativa, se podría permitir que los fotodiodos continuaran acumulando carga sin restablecimiento de fotograma a fotograma, y el contador debe restablecerse al final de cada fotograma. En ese caso, la lectura de valor al final de los fotogramas equivale a una única imagen que se habría medido si la fuente de rayos X se hubiera apagado al final del fotograma en cuestión. En este caso, las cuentas en cada píxel como función del número de fotogramas siguen unas curvas similares a las mostradas en la Figura 4. Para corregir los impactos de rayos X, debe detectarse la ubicación de un impacto de rayos X en la secuencia de fotogramas y entonces debe determinarse la magnitud de la contribución de rayos X al píxel y debe restarse del valor de píxel que se mide al final del último fotograma.

La ubicación de un impacto de rayos X en los datos para un píxel particular puede ser determinada de una manera análoga a la descrita arriba. Denótese la salida de los píxeles como una función del número de fotograma mediante $S_{ij}(f)$, donde f es el número de fotograma. Si el píxel sufrió un impacto en el fotograma k , si $S_{ij}(k) - S_{ij}(k-1) > D_{max}$, para $k > 1$. Si $S_{ij}(1) > D_{max}$, entonces el píxel sufrió un impacto en el primer fotograma. Dado que se ha determinado la ubicación del fotograma en el que se produjo el impacto, los datos en cada lado del impacto pueden ajustarse a una línea recta para determinar la pendiente de la línea. El valor corregido de píxel se puede computar entonces a partir de la pendiente medida multiplicando la pendiente por el tiempo de exposición a rayos X.

El procedimiento de arriba asume que los píxeles que son impactados por rayos X no se saturan. En general, hay alguna carga máxima que puede ser almacenada en el fotodiodo en cada píxel. Si un impacto de rayos X genera una carga suficiente como para saturar el píxel, los datos que llegan después del impacto de rayos X no pueden ser almacenados, y por tanto debe hacerse la determinación de la señal corregida de píxel utilizando solo los datos que fueron grabados para ese píxel antes del impacto de rayo X. Si el impacto de rayos X ocurre más tarde en la exposición a rayos X, los primeros datos pueden ser suficientes para proporcionar una estimación aceptable del valor corregido de píxel. Si el píxel se satura antes de que se obtengan suficientes datos como para estimar el valor correcto de píxel, el píxel puede ser sustituido por un valor de píxel obtenido por interpolación de píxeles vecinos.

Los esquemas de corrección que restablecen los píxeles después de que cada fotograma no sufren este problema de saturación. Los datos del píxel que es impactado no se utilizan para determinar el valor final de píxel; por tanto, incluso si el impacto de rayos X satura el píxel, el esquema de corrección no se ve comprometido. Por otra parte, dado que el píxel se restablece después de cada fotograma, se elimina la situación de saturación, y por tanto no se comprometen los datos de ese píxel en fotogramas subsiguientes. Sin embargo, el restablecimiento de los fotodiodos después de cada fotograma no es sin coste. La operación de restablecimiento introduce ruido en las mediciones. Si la carga de la luz disponible del escintilador es mucho mayor que el ruido de restablecimiento, el ruido de restablecimiento no es un problema significativo.

El tiempo de exposición a rayos X es determinado por la cantidad de luz del escintilador y el tamaño del fotodiodo dentro de cada píxel. La fracción del píxel que se dedica al fotodiodo depende de la cantidad de circuitos que deben incluirse en cada píxel además del fotodiodo. Los esquemas que utilizan diseños de píxel tales como los píxeles 100 y 250 tratados arriba requieren más área a un lado para los circuitos de procesamiento que los esquemas que utilizan un convertidor de analógico a digital al final de cada línea de bits de columna. Por tanto, tales sistemas requieren mayores exposiciones a rayos X. Sin embargo, el tiempo de exposición a rayos X puede reducirse mediante el aumento del tamaño de los píxeles.

El tamaño de cada píxel es determinado por la resolución en la imagen de rayos X. Si se reduce el tamaño de cada píxel por debajo de un tamaño mínimo determinado por la resolución en la imagen óptica generada por el escintilador no se proporciona una mejora significativa en la resolución de la imagen de los dientes. La resolución es determinada por el escintilador y la distancia entre los dientes y el sensor de imagen. En el caso de un sensor CMOS de rayos X, el tamaño óptimo de píxel es del orden de 25 micrómetros en un lado. Esto es, si se proporciona una distribución de píxeles en la que cada píxel es más pequeño que este tamaño y se aumenta el número de píxeles para llenar el área de imagen, no se tiene como resultado una imagen significativamente mejor. De esta área de píxel, una pequeña reducción del área de fotodiodo, es decir, menos del 10 por ciento, no afectará notablemente a la integridad de la señal de píxel. Esto deja un área suficiente de silicio para albergar los circuitos adicionales necesarios para implementar los píxeles más complejos mostrados en 100 y 250 arriba, mientras se mantienen unos niveles satisfactorios de exposición a rayos X.

Las realizaciones descritas arriba de la presente invención utilizan un único de umbral, D_{max} , para identificar píxeles en los que el sensor de píxel sufrió un impacto de rayo X durante un fotograma particular. Si un impacto de rayos X en un sensor de píxel genera una señal que siempre es significativamente mayor que la señal generada por los píxeles más

brillantes en los que los correspondientes sensores de píxeles no sufrieron un impacto de rayos X en un fotograma, esta estrategia es suficiente.

Por otra parte, incluso si el corte de D_{max} rechaza parte de los datos para un píxel particular, la imagen resultante de rayos X todavía será útil para fines dentales. Considérese el caso en el que D_{max} se establece en el promedio de los valores de píxel de fotograma para un píxel brillante particular en ausencia de un impacto de rayos X. Dado que los valores de píxel de fotograma se distribuyen alrededor del promedio, el único algoritmo de filtrado de D_{max} descrito arriba tendría como resultado que serían rechazados todos los valores de píxel de fotograma que estuvieran por encima del promedio y serían retenidos todos los valores de píxel de fotograma que estuvieran por debajo del promedio. El promedio de los valores retenidos corresponderá a un píxel brillante cuyo brillo es algo inferior al valor correcto. Esto es, el valor de píxel de imagen estará equivocado pero el píxel todavía será brillante. Cabe señalar que las regiones interesantes de una radiografía dental son esas regiones de la imagen correspondientes a los dientes, y los dientes absorben rayos X. Por tanto, las regiones de interés no están en las partes brillantes de la imagen, y de este modo pequeños errores en la parte brillante de la imagen tienen consecuencias pequeñas.

El problema surge cuando D_{max} tiene como resultado que se rechazan todos los valores individuales de píxel de fotograma para un píxel particular. En este caso, un píxel en la imagen final que debe haber sido blanco se convierte a un píxel negro. Tales píxeles pueden ser identificados fácilmente dado que el contador de fotograma para el píxel tendrá un valor de 0 que indica que se rechazaron todos los datos. Si el número de tales píxeles es pequeño y las ubicaciones de los píxeles están dispersadas, los valores pueden aproximarse mediante la interpolación de píxeles vecinos. Sin embargo, si se deja como indefinida un área grande de la radiografía, se necesita un algoritmo más complejo.

En principio, esta situación puede evitarse estableciendo un valor diferente de D_{max} para cada píxel de la imagen. Los píxeles brillantes tendrían asignado un valor de D_{max} que es más alto que en los píxeles más oscuros de tal esquema. Para simplificar la exposición siguiente, los datos de un sensor particular de píxel que se acumulan durante un período de fotograma se denominarán como el valor de fotograma de píxel para ese píxel. Se hace referencia otra vez a la Figura 6. En una realización de la presente invención, el controlador 202 almacena los valores de fotograma de píxel en la memoria 203 para cada fotograma hasta que se hayan acumulado los datos para todos los fotogramas. El controlador 202 genera entonces una imagen final promediando selectivamente los valores de píxel de fotograma para cada píxel, para proporcionar el valor para ese píxel en la imagen final. Podrían utilizarse varios algoritmos diferentes para el promedio dependiendo del grado de precisión necesaria en la imagen final. Para simplificar la exposición siguiente, se asumirá que se recogen N fotogramas de datos y se promedian para proporcionar la imagen final.

En una realización, el controlador 202 genera un valor de píxel en la imagen final por promedio de los N-k valores de píxel de fotograma que tienen los valores más pequeños para el correspondiente píxel en cada fotograma. Aquí, k se establece como el número máximo esperado de impactos de rayos X. Por tanto, los datos que corresponden a impactos de rayos X se excluyen selectivamente en los fotogramas en los que el correspondiente píxel tuvo un impacto de rayos X. Sin embargo, en los píxeles que no tuvieron tal impacto, los valores finales de píxel estarán desviados algo hacia valores más pequeños. Si k es pequeña comparada con N, se espera que los errores resultantes sean pequeños.

En otra realización, el controlador 202 promedia otra vez los N-k valores más pequeños de píxel de fotograma para cada píxel y también computa la desviación típica de los valores de píxel de fotograma alrededor de este promedio. Entonces se establece un valor de D_{max} para el píxel en cuestión sobre la base del promedio y la desviación típica. Por ejemplo, D_{max} podría establecerse como el promedio más 3 desviaciones típicas. Dado este valor de D_{max} , el controlador 202 computa entonces el promedio de todos los valores de píxel de fotograma que están por debajo de D_{max} para el píxel en cuestión para obtener el valor de píxel para ese píxel en la imagen final.

En incluso otra realización, el controlador 202 solamente utiliza dos valores preestablecidos de D_{max} antes de computar un valor individual de D_{max} para cada píxel. El controlador comienza utilizando el primer valor de D_{max} , que es el más pequeño de los dos valores. Si todos los valores de datos de píxel de fotograma para el píxel en cuestión están por encima de este valor de D_{max} , el controlador cambia al segundo valor de D_{max} , más alto. Habiendo seleccionado el valor apropiado de D_{max} , el controlador promedia todos los valores de píxel de fotograma que están por debajo de D_{max} para el píxel en cuestión.

Los algoritmos variables anteriores de D_{max} pueden implementarse fácilmente en las realizaciones que utilizan una memoria y un controlador que es externo a la distribución de imaginología. Sin embargo, a excepción de las realizaciones que utilizan valores de D_{max} preestablecidos, los correspondientes algoritmos no se implementan fácilmente en un procesador a nivel de píxel del tipo tratado arriba haciendo referencia a la Figura 8.

Ahora se hace referencia a la Figura 9, que ilustra un píxel de una distribución de imaginología según otra realización de la presente invención. El píxel 300 es similar al píxel 250 tratado arriba en que el contador 251 almacena una suma en marcha de las intensidades de los valores individuales de fotograma que estuvieron por debajo de algún D_{max} de umbral de corte, y el contador 252 almacena el número de fotogramas en los que se obtuvo una intensidad por debajo

de D_{max} y se añade a la suma en el contador 251. El píxel 300 utiliza el valor de D_{max} que es almacenado en un circuito analógico de retención 304. Este valor se carga desde una línea de D_{max} 305 cuando en la línea 302 hay presente una señal de restablecimiento de D_{max} y el contenido del contador 252 es igual a 0. Un circuito lógico 301 genera una señal alta cuando el contador 252 contiene 0.

5 En un sensor de imagen que utiliza píxeles tales como el píxel 300, la línea de restablecimiento de contador se afirma al principio del proceso de imaginología. Esto restablece el contador 252 y el contador 251. El más pequeño de los valores preestablecidos de D_{max} se coloca entonces en la línea 305 y la señal de descanso de D_{max} se afirma en la línea 302, lo que hace que este valor de D_{max} sea almacenado en el circuito de retención 304. Entonces se toman datos para un primer número de fotogramas de una manera análoga a la descrita arriba. Al final de cada fotograma, el valor de datos del amplificador 257 se comprueba frente a D_{max} y los datos son digitalizados, almacenados y añadidos al valor almacenado en el contador 251 si el valor de datos fue menor que D_{max} . Si el valor de datos fue menor que D_{max} , se incrementa el valor en el contador 252.

15 Al final del primer número de fotogramas, un valor más grande de D_{max} se coloca en la línea 305 y se afirma la línea de restablecimiento de D_{max} . En cada píxel en el que no se acumularon datos en el primer número de fotogramas, el nuevo valor de D_{max} será almacenado en el circuito de retención 304. La acumulación de datos continúa entonces para un segundo número de fotogramas. El proceso de acumulación de datos podría terminarse entonces y leerse los datos. Como alternativa, en la línea de D_{max} podría colocarse un valor todavía más pequeño de D_{max} y repetirse el proceso para un tercer número de fotogramas, etcétera.

25 En esta realización, a los píxeles brillantes que tienen valores válidos por encima de D_{max} se les proporciona finalmente un valor de D_{max} que es suficientemente alto como para permitir que esos píxeles almacenen datos. El promedio final basado en esos píxeles incluirá los datos de un número más pequeño de fotogramas. Sin embargo, los valores de píxel en cuestión tienen valores de datos de fotograma mucho más altos, y por tanto se necesitan menos valores de fotograma para proporcionar un valor de píxel con suficiente precisión estadística en la imagen final.

30 Las realizaciones de la presente invención descritas arriba utilizan un fotodiodo para convertir la luz incidente en cada píxel en una carga. Sin embargo, podrían utilizarse otras formas de fotosensor, tal como un fototransistor.

A partir de la descripción precedente y los dibujos adjuntos, para los expertos en la técnica se harán evidentes diversas modificaciones en la presente invención. Por consiguiente, la presente invención únicamente está limitada por el alcance de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sensor de imagen que comprende:

5 una distribución bidimensional (201) de sensores de píxeles (41);
 una capa (206) de material de escintilación adyacente a dicha distribución bidimensional, dicho material de
 escintilación se dispone para emitir luz como respuesta a los rayos X que chocan sobre el mismo, dichos
 sensores de píxeles se disponen para detectar dicha luz; y
 10 un controlador (202) que se dispone para leer los datos almacenados en dicha distribución bidimensional de
 sensores de píxeles y para formar una imagen que comprende una distribución bidimensional de píxeles a partir
 de los mismos, dicho controlador se dispone para corregir los errores de datos resultantes de los rayos X que
 generan los electrones que son almacenados en dichos sensores de píxeles en el proceso de formación de
 dicha imagen;
 15 en donde cada uno de dichos sensores de píxeles (41) comprende un fotodetector que se dispone para
 almacenar una carga como respuesta a dicha luz que es recibida por ese fotodetector durante un período de
 tiempo anterior; y
 en donde dicho controlador (202) se dispone para formar dicha imagen al hacer que dicha distribución de
 sensores de píxeles formen una pluralidad de fotogramas, cada fotograma comprende una distribución de
 mediciones determinadas por dichas cargas almacenadas por dichos sensores de píxeles durante un
 20 correspondiente período de tiempo anterior;
caracterizado por que dicho controlador (202) se dispone para identificar los sensores de píxeles en los que
 dicha carga almacenada es mayor que un valor de umbral, y dicho controlador se dispone para combinar de
 manera cumulativa los datos de una pluralidad de fotogramas para cada sensor de píxel para determinar un
 correspondiente píxel en dicha imagen y en donde dicho controlador se dispone de tal manera que, para cada
 25 sensor de píxel, no combine los datos de un fotograma en el que se ha identificado que dicho sensor de píxel
 almacena una carga más grande que dicho valor de umbral.

2. El sensor de imagen de la reivindicación 1 en donde cada uno de dichos sensores de píxeles comprende además
 un circuito de restablecimiento, y una interfaz que se dispone para conectar ese sensor de píxel a dicho controlador
 30 como respuesta a unas órdenes generadas por dicho controlador, dicho circuito de restablecimiento se dispone para
 restablecer dichos fotodetectores al hacer que un potencial predeterminado se acople a dicho fotodetector.

3. El sensor de imagen de la reivindicación 2, en donde dicho controlador (202) se dispone para hacer que dicho
 35 circuito de restablecimiento restablezca dichos fotodetectores al final de cada uno de dichos fotogramas.

4. El sensor de imagen de la reivindicación 1 en donde dicho valor de umbral es diferente para diferentes sensores
 de píxeles.

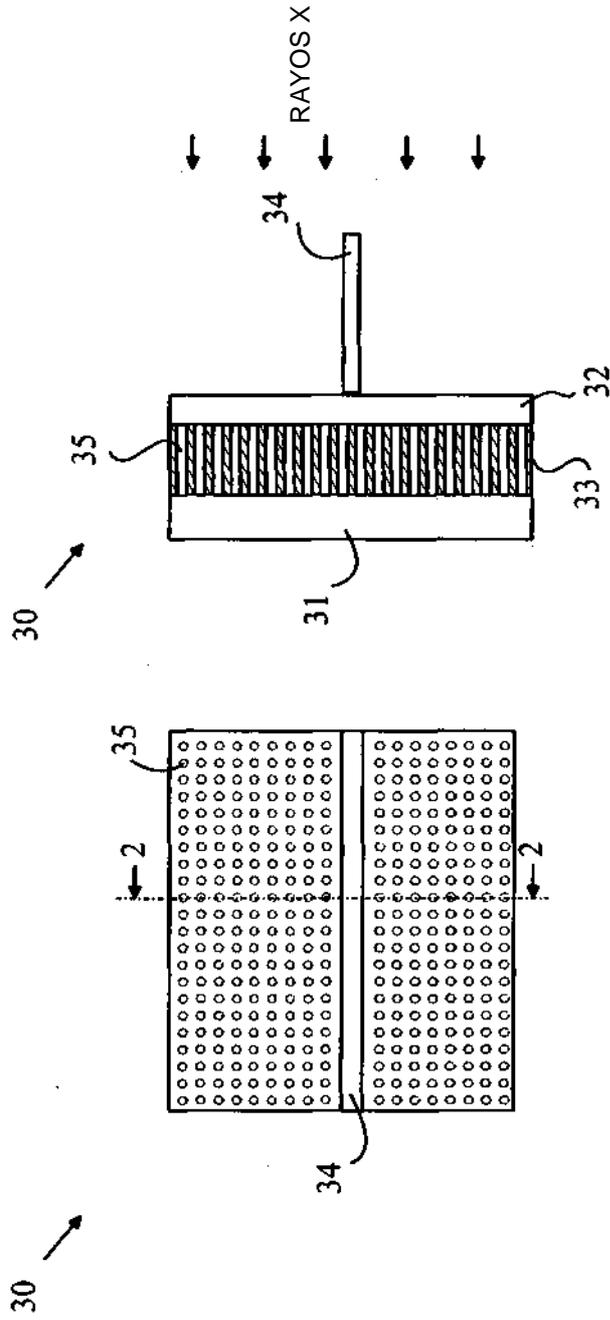


FIGURA 1
(TÉCNICA ANTERIOR)

FIGURA 2
(TÉCNICA ANTERIOR)

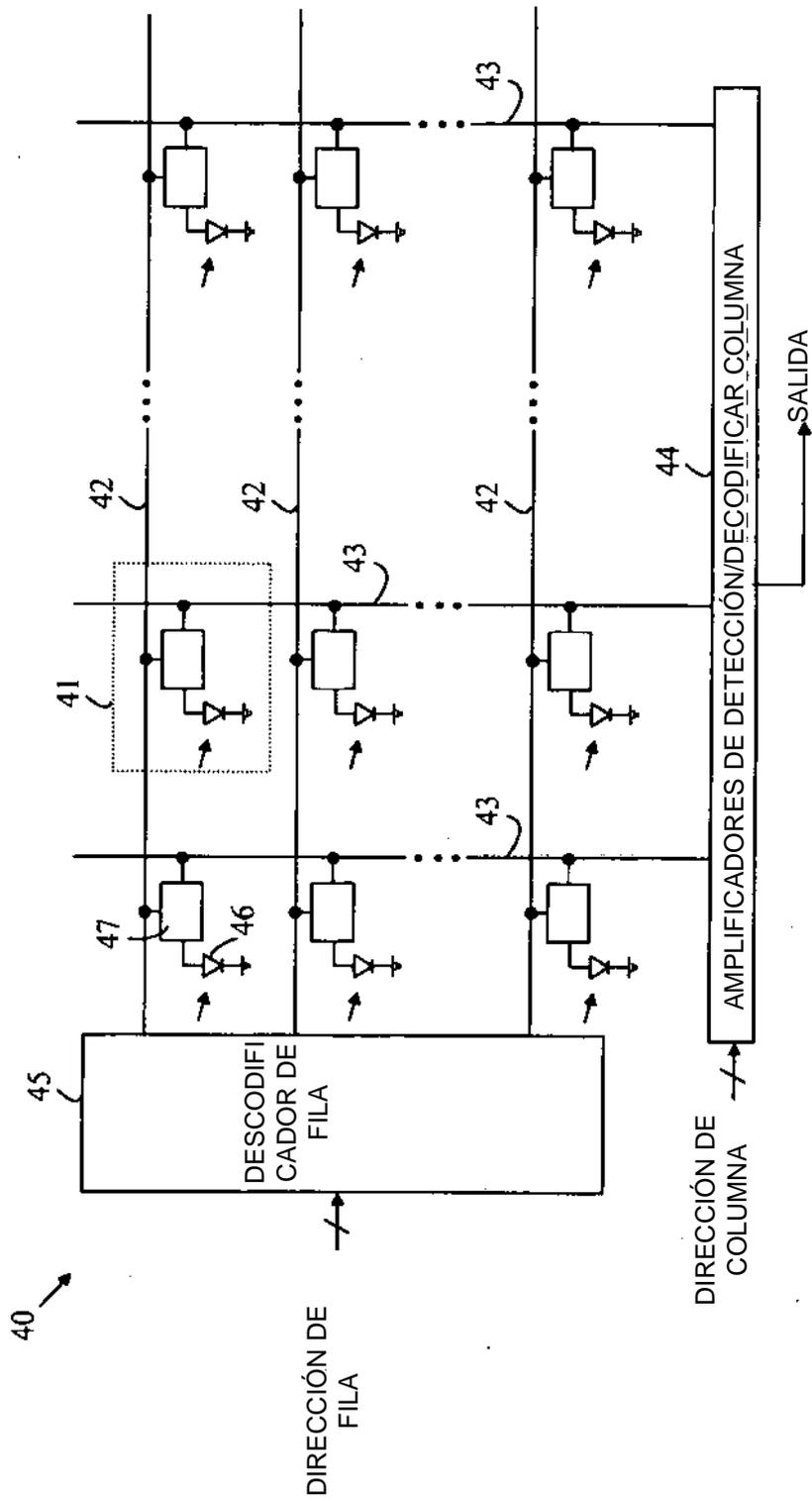


FIGURA 3
(TÉCNICA ANTERIOR)

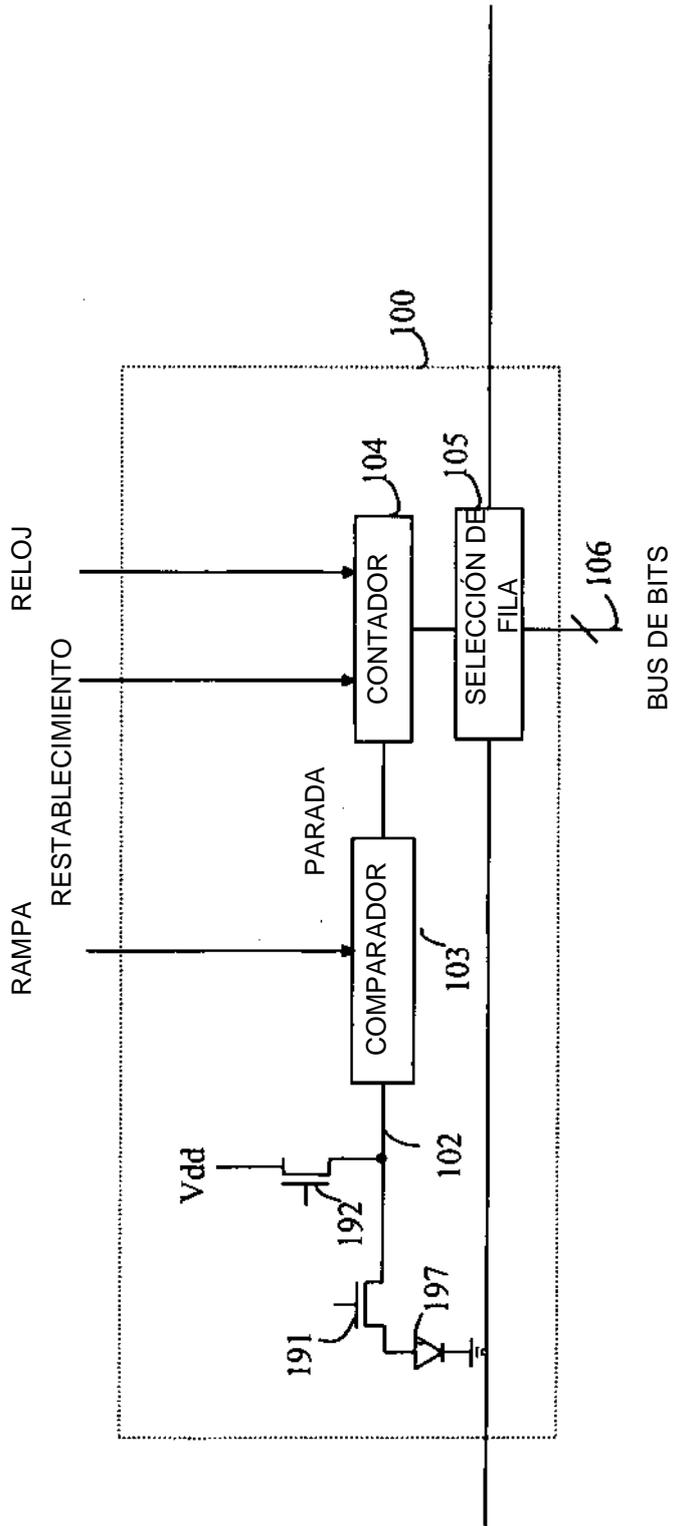


FIGURA 5

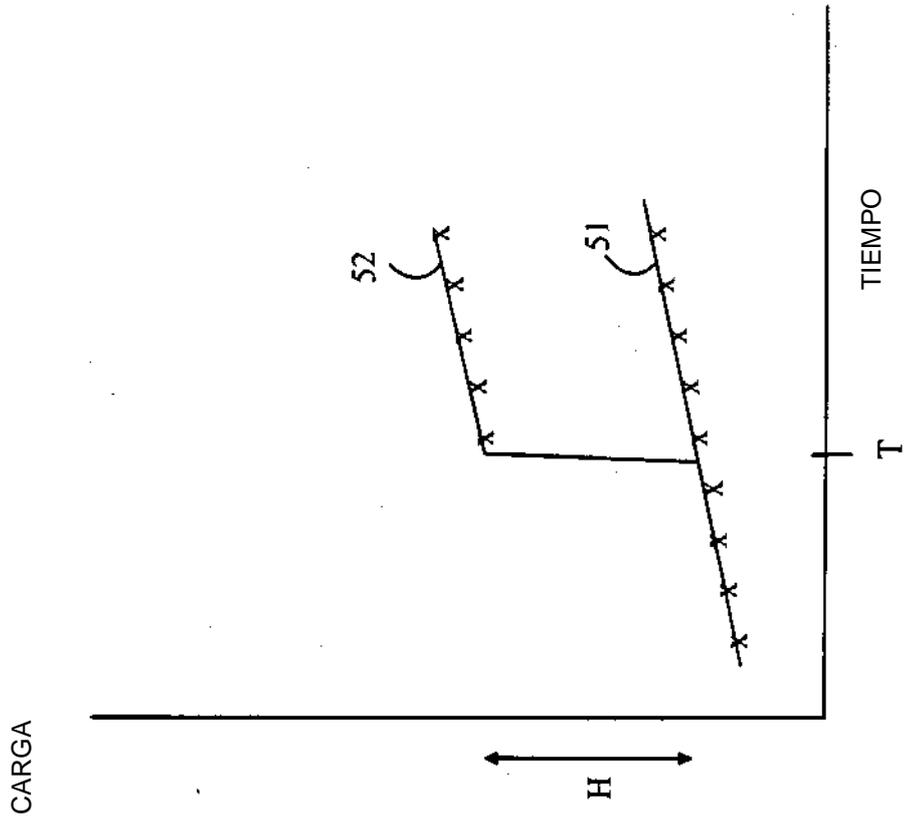


FIGURA 4

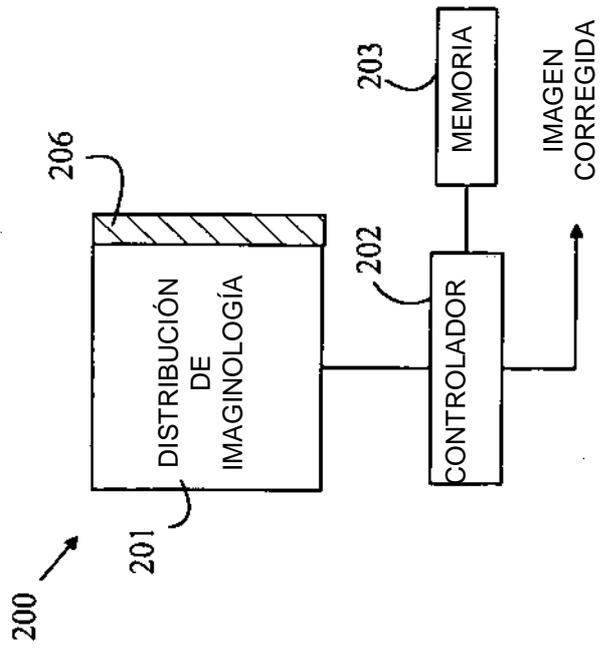


FIGURA 6

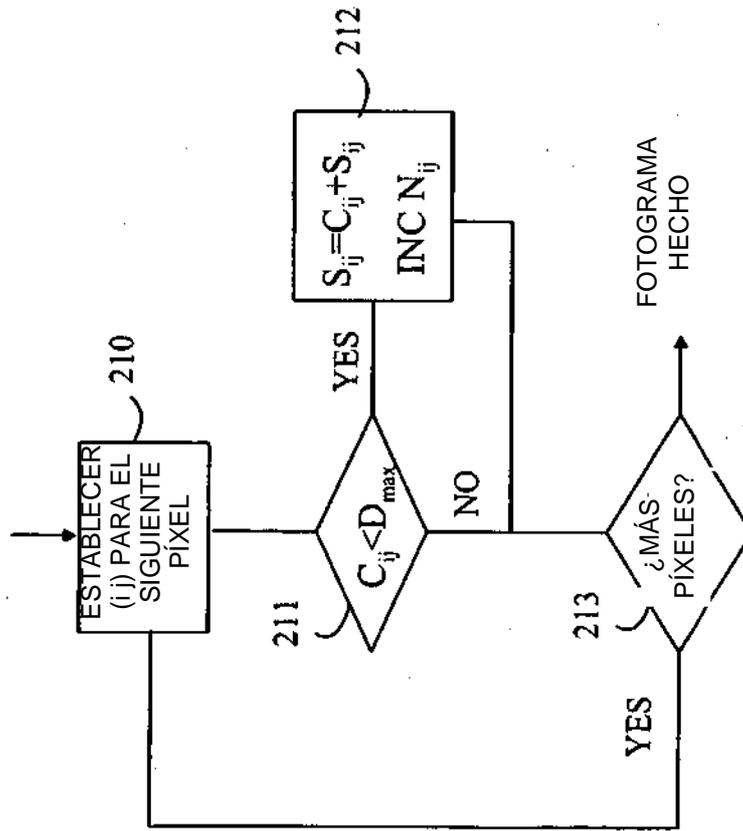


FIGURA 7

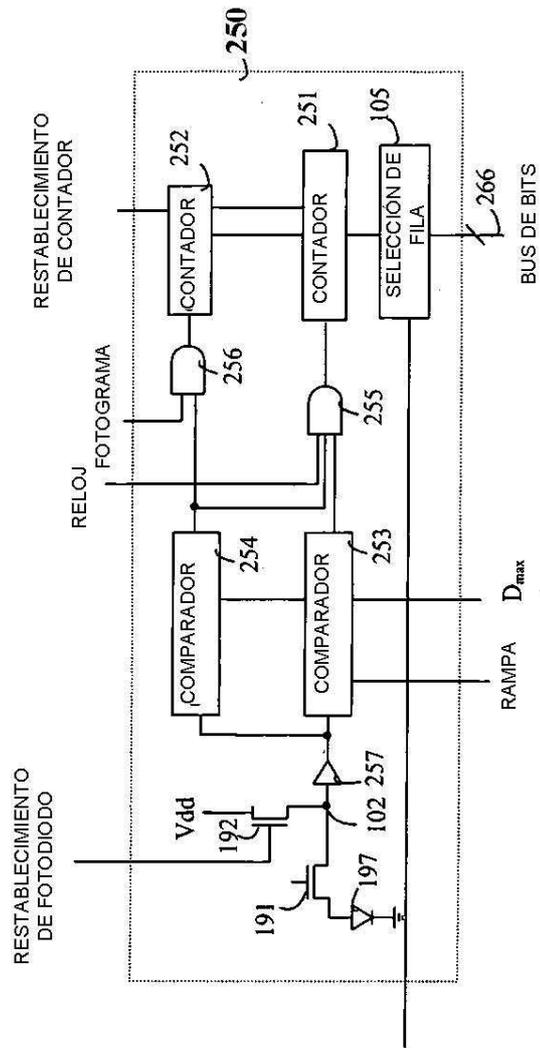


FIGURA 8

