

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 368 592**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08852857 .5**

96 Fecha de presentación: **18.11.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2209422**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **28.07.2010**

54

Título: **RETARDO DE DISPARO PARA DETECTOR DIGITAL DE RAYOS X MODERNIZADO.**

30

Prioridad:  
**20.11.2007 US 989144 P**  
**20.11.2007 US 989151 P**  
**17.11.2008 US 271962**

73

Titular/es:  
**CARESTREAM HEALTH, INC.**  
**150 VERONA STREET,**  
**ROCHESTER NY 14608, US**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**18.11.2011**

72

Inventor/es:  
**NEWMAN, Peter A. y**  
**URBON, Michael P.**

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**18.11.2011**

74

Agente: **Carpintero López, Mario**

**ES 2 368 592 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**

Retardo de disparo para detector digital de rayos X modernizado

**Campo de la invención**

5 La invención se refiere, en general, al campo de la formación de imágenes de rayos X digitales y, más concretamente, se refiere a un aparato y a un procedimiento para adaptar la secuencia de temporización de un sistema de formación de imágenes de rayos X basado en película y / o de radiografía computerizada (CR) para la utilización de un detector de radiografía digital (DR) modernizado.

**Antecedentes de la invención**

10 La DR es una alternativa a los procedimientos técnicos de formación de imágenes radiográficas que se basan en capas de películas fotosensibles para captar la exposición a la radiación y, de esta manera, obtener y almacenar una imagen de las características físicas internas de un sujeto. Con la radiografía digital, la energía de exposición a la radiación captada sobre capas sensibles a la radiación de un detector de rayos X es convertida, píxel por píxel, en datos de imágenes electrónicos que a continuación son almacenados en un conjunto de circuitos de memoria para su posterior lectura y presentación en unos pertinentes dispositivos electrónicos de presentación de imágenes. Una  
15 de las fuerzas directrices del éxito de la radiografía digital es la capacidad para visualizar rápidamente y comunicar imágenes almacenadas por medio de redes de datos hasta uno o más emplazamientos remotos para su análisis y diagnóstico por parte del radiólogo, sin el retraso que supone el revelado y cotejo de la película, y a continuación su empaquetado y envío por correo o por mensajero hasta un emplazamiento remoto.

20 La DR se considera que presenta algunas ventajas con respecto a sistemas anteriores basados en película y radiografía computerizada (CR). Por ejemplo, la DR proporciona la capacidad de obtener datos de imágenes radiográficas sin tener que desplazar, manipular, procesar o escanear cualquier tipo de medio de formación de imágenes después de la exposición. Los datos bajados directamente del panel receptor de DR están inmediatamente disponibles para su visualización y diagnóstico *in situ* o en cualquier estación de trabajo del visionador adecuadamente conectado en red.

25 Las mejoras en la realización, miniaturización y embalaje han permitido la creación de un panel portátil receptor de DR alimentado por baterías y susceptible de comunicación inalámbrica para establecer señales de control y datos en imágenes. Entre otras ventajas, ello permite que el panel receptor de DR presente un diseño de perfil bajo que puede ser compatible con las dimensiones del receptor utilizadas en sistemas anteriores de película y CR.

30 Aunque los sistemas de formación de imágenes de DR presentan ventajas con respecto a los anteriores sistemas de película y de CR, la sustitución de dichos sistemas de rayos X anteriores pueden ser muy costosos, limitando con ello la viabilidad de los sistemas de DR en cuanto los hospitales intentan potenciar al máximo su inversión de equipamiento antiguo y para extender su vida útil.

35 El documento WO-A-2007/098920 divulga un montaje para un aparato de rayos X de tipo panorámico que comprende una disposición de película que puede ser desplazada dentro de un dispositivo receptor por medio de un motor paso a paso. Dicho montaje permite que el aparato de rayos X sea modernizado con un dispositivo receptor que comprende una matriz de detectores CCD. El montaje modernizado está conectado de manera exclusiva con los cables existentes que son también utilizados para el dispositivo de película.

40 Para satisfacer la exigencia de las capacidades mejoradas ofrecidas por la formación de imágenes de DR, una serie de empresas que comercializan equipamiento de rayos X ofrecen unas configuraciones modernizadas que permiten que un panel receptor de DR sean utilizadas con los componentes existentes de rayos X, en lugar de un casete de película o CR. Las soluciones modernizadas existentes, sin embargo, presentan una o más limitaciones, en cuanto:

45 (a) no permiten el uso ni de los tipos anteriores de receptores ni de los paneles de DR más recientes. Una modernización que convierta completamente el hardware existente a la utilización de DR pero que impida la utilización de los receptores de película o CR es menos conveniente, dado que tanto los medios de película como de CR presentan intensidades específicas y pueden seguir siendo preferentes en algunos tipos de situaciones de formación de imágenes. Existirían ventajas en una solución modernizada que mantuviera la capacidad de utilizar el sistema de formación de imágenes con receptores de película o CR así como que permitiera la utilización de receptores de DR.

50 (b) no reducen al mínimo el impacto de la modernización en el hardware del sistema. Las exigencias reglamentarias del equipamiento de rayos X hacen que resulte indeseable en grado sumo manipular los conjuntos de circuitos de conexiones interiores, como por ejemplo los exigidos para una serie de soluciones de modernización. La reconfiguración invasiva de un panel de control de rayos X podría invalidar las autorizaciones o certificaciones existentes del equipamiento o podrían incluso en algunos casos suponer una violación de las normas y restricciones reglamentarias.

(c ) no reducen al mínimo los cambios en el desarrollo de las operaciones y su impacto en la atención al cliente. Una solución modernizada pertinente debería añadir las nuevas capacidades de formación de imágenes de DR con el menor impacto posible sobre las prácticas existentes para la colocación del paciente y para la obtención de exposiciones.

- 5 En consecuencia, aunque se han propuesto diversas soluciones de modernización, existe la necesidad de una modernización de la DR que tenga escasa o ninguna influencia sobre el hardware existente,

sea mínimamente invasiva con respecto a los componentes de un sistema de rayos X actual, y no limite la capacidad del sistema para utilizar medios de formación de imágenes de película y de CR.

**Sumario de la invención**

10 Un objetivo de la presente invención consiste en estimular la técnica del diagnóstico por la imagen. La invención proporciona un procedimiento y un aparato para modernizar un aparato de formación de imágenes de rayos X basado en película o CR para captar una imagen de rayos X utilizando un receptor de DR. Se proporciona un aparato de conexión modernizado que adapta el aparato de formación de imágenes de rayos X para su uso con un receptor de DR. El aparato proporciona un canal de interfaz de receptor para comunicar señales hacia y desde el receptor de radiografía digital, un canal de interfaz de operador para encaminar al menos una señal de exposición de entrada desde un control de operador hasta un operador de conexión modernizado, y un canal de interfaz de generador para transmitir al menos una señal de exposición de salida hacia un generador de rayos X. El aparato responde a la señal de exposición de entrada sobre el canal de interfaz de operador mediante el inicio de una reinicialización del receptor de radiografía digital sobre el canal de interfaz de receptor antes de transmitir la señal de exposición de salida hacia el generador de rayos X sobre el canal de interfaz de generador.

Otro objetivo de la presente invención consiste en proporcionar una solución modernizada que sea sustancialmente no invasiva, reduciendo o eliminando la probabilidad de que se requiera la inspección o recertificación del equipamiento por parte de las autoridades reglamentarias.

25 Otro objetivo de la presente invención consiste en proporcionar una solución modernizada que permita que el usuario de un sistema de rayos X utilice uno o más tipos de medios de formación de imágenes existentes además de los paneles receptores de DR más recientes.

Estos objetivos se ofrecen únicamente a modo de ejemplo ilustrativo, y dichos objetivos pueden ser ejemplares de una o más formas de realización de la invención. Otros objetivos y ventajas deseables obtenidos inherentemente mediante la invención divulgada pueden ser advertidos o resultar evidentes para los expertos en la materia. La invención se define por las reivindicaciones adjuntas.

30 Se proporciona un procedimiento para la obtención de una imagen mediante la utilización de un receptor de radiografía digital en un sistema de formación de imágenes de rayos X en un tipo configurado para película o radiografía computerizada. El procedimiento comprende: la provisión de un aparato de conexión modernizado que se adapta al sistema de formación de imágenes de rayos X para su uso con el receptor de radiografía digital mediante: (a) la formación de un canal de interfaz de receptor para comunicar señales hacia y desde el receptor de radiografía digital; (b) la formación de un canal de interfaz de operador para encaminar al menos una señal de exposición de entrada desde un control de operador hasta el aparato de conexión modernizado; y (c ) la formación de un canal de interfaz generador para transmitir al menos una señal de exposición de salida del aparato de conexión modernizado hasta un generador de rayos X de un sistema de formación de imágenes de rayos X; en respuesta a la señal de exposición de entrada encaminada sobre el canal de interfaz de operador, el inicio de una reinicialización del receptor de radiografía digital sobre el canal de receptor; y la transmisión de la señal de exposición de salida hacia el generador de rayos X sobre el canal de interfaz de generador.

45 Se proporciona un aparato para la formación de imágenes de rayos X. El aparato comprende un componente de interfaz instalado como una modernización de un sistema de formación de imágenes de rayos X. El componente de interfaz comprende: un seleccionador de modos para la selección de al menos un primer reglaje de modo para captar imágenes utilizando un receptor de radiografía digital y un segundo reglaje de modo para captar imágenes utilizando un casete desmontable de película o radiografía computerizada; un canal de interfaz de receptor para su comunicación con dicho receptor de radiografía digital, un canal de interfaz de generador para su comunicación con un generador de rayos X de dicho sistema; un canal de interfaz de operador para su comunicación con un control de operador para recibir al menos una primera señal de preparación y una segunda señal de exposición procedente de un operador; y un procesador de lógica de control programada que, cuando se selecciona el primer reglaje de modo, responde a dicha segunda señal de exposición procedente del canal de interfaz de operador mediante el inicio de una reinicialización de dicho receptor de radiografía digital sobre el canal de interfaz de receptor antes de la transmisión de una señal de exposición hacia un generador de rayos X de dicho sistema sobre el canal de interfaz de generador.

**Breve descripción de los dibujos**

Los objetivos, características distintivas y ventajas expuestas de la invención se pondrán de manifiesto a partir de la descripción más detallada subsecuente de las formas de realización de la invención, tal y como se ilustran en los dibujos que se acompañan.

5 Los elementos de los dibujos no están a escala unos respecto de otros.

La FIG. 1A es un diagrama esquemático que muestra un sistema de formación de imágenes de rayos X.

La FIG. 1B muestra unos estados de temporización para la utilización de un sistema de formación de imágenes de rayos X convencional con unos medios desmontables de película o CR.

La FIG. 2 muestra unos estados de temporización para la utilización de un detector de radiografía digital.

10 La FIG. 3 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de formación de imágenes de rayos X que ha sido modernizado de acuerdo con una forma de realización de la presente invención.

La FIG. 4 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de formación de imágenes modernizado que ha sido modernizado de acuerdo con una forma de realización inalámbrica de la presente invención.

15 La FIG. 5A es un diagrama de bloques esquemático de una consola de control del operador convencional, del tipo utilizado en el sistema de la FIG. 1.

La FIG. 5B es un diagrama de bloques esquemático de una forma de realización de un aparato de conexión modernizado que utiliza unos conmutadores montados sobre panel o enlazados del aparato de formación de imágenes existente.

20 La FIG. 5C es un diagrama de bloques esquemático de una forma de realización de un aparato de conexión modernizado que utiliza un conmutador externo separado e inhabilita el conmutador existente para las funciones Prep y de Exposición del aparato de la FIG. 5B.

La FIG. 5D es un diagrama de bloques esquemático de una forma de realización alternativa de un aparato de conexión modernizado que incorpora una conexión tanto para conmutadores existentes como para conmutadores Prep y de Exposición.

25 La FIG. 5E es un diagrama de bloques esquemático de una forma de realización de un aparato de conexión modernizado que monta un controlador de conmutación separado sobre la consola de control del operador.

La FIG. 5F es un diagrama de bloques esquemático de una forma de realización de un aparato de conexión modernizado que monta un controlador de conmutación separado sobre la consola de control del operador para el control de un solo pulsador de dos posiciones.

30 La FIG. 6 es un diagrama esquemático que muestra la configuración, los componentes y el manejo de señales de una interfaz y circuito de control utilizado en una forma de realización de la invención.

La FIG. 7A es una vista en perspectiva que muestra la posición relativa del pulsador Prep / Exposición sobre una consola de operador convencional.

35 La FIG. 7B es una vista en perspectiva de una consola de control del operador para un sistema de formación de imágenes de rayos X con una modernización que utiliza un aparato de control de pulsador de una forma de realización de la presente invención.

La FIG. 8 es una vista en perspectiva de los componentes internos del aparato de control del pulsador y muestra su relación con la superficie de la consola de control del operador.

40 La FIG. 9A es una vista lateral esquemática que muestra la posición del componente del aparato de control del pulsador en reposo en estado inactivo.

La FIG. 9B es una vista lateral esquemática que muestra la posición del componente del aparato de control del pulsador para el accionamiento del pulsador del panel de control en un primer reglaje.

La FIG. 9C es una vista lateral esquemática que muestra la posición del componente del aparato de control del pulsador para el accionamiento del pulsador del panel de control en un segundo reglaje.

45 La FIG. 10 es una vista en perspectiva de una forma de realización alternativa de un aparato de control del pulsador utilizado con un panel de control que incorpora pulsadores dobles.

**Descripción detallada de la invención**

Lo que sigue es una descripción detallada de las formas de realización preferentes de la invención, con referencia a los dibujos, en los cuales, las mismas referencias numerales identifican los mismos elementos estructurales en cada una de las diversas figuras.

5 La Figura 1A muestra un sistema de formación de imágenes de rayos X 10 que suministra imágenes sobre un medio amovible, como por ejemplo un casete 16 de película o CR amovible. Una consola de control 12 del operador está situada en una sala de control 14, mostrada por debajo de la línea de punto en la Figura 1A y en las figuras posteriores. Un generador de rayos X 22 está instalado en una sala de radiación 20, mostrada por encima de la línea de puntos. El casete 16 está situado detrás de un paciente 18 para obtener la imagen. La energía de exposición se suministra por un tubo de rayos X 24 controlado desde el generador de rayos X 22. No mostrados, pero  
10 ampliamente utilizados con el equipamiento convencional son, así mismo, los aparatos de control de exposición, como por ejemplo los dispositivos de Control de Exposición Automática (AEC) que miden los niveles de exposición y terminan la exposición cuando ha sido recibido un nivel de radiación elegido como objetivo.

Con referencia a la Figura 1A y al diagrama de temporización de la Figura 1B, un conmutador de control 28 del  
15 operador que está conectado de manera operativa a y opera como parte de la consola 12 del operador, puede estar en cualquiera de tres estados, controlados por el técnico de rayos X. Antes de la instalación del paciente y de la formación de imágenes, el sistema está en estado Inactivo. Una vez que el paciente está adecuadamente situado para la formación de imágenes, con el casete 16 en posición, el operador pulsa el conmutador 28 para hacerlo avanzar hasta un estado Prep. Ello da instrucciones al sistema de rayos X para que se prepare para una próxima  
20 exposición. En la mayoría de los sistemas, la opresión del conmutador Prep, o la introducción de cualquier otro modo de un comando para introducir el estado Prep, determina que el rotor del tubo de rayos X 24 alcance la velocidad necesaria como etapa preparatoria. El operador puede ajustar y mantener el estado Prep, por ejemplo, mientras está esperando que el paciente se relaje o se sitúe en la mejor posición para la formación de imágenes. El estado Prep propiamente dicho puede durar de unos pocos segundos a más de un minuto, en algunos casos.

25 Cuando se ha completado el estado Prep, puede tomarse una exposición tan pronto como el operador hace avanzar el conmutador 28 hasta un estado o posición de Exposición.

En esta secuencia, una vez que las condiciones son apropiadas para la formación de imágenes el operador hace avanzar el reglaje del conmutador 28 hasta el estado de Exposición. Hay un periodo de retardo momentáneo D1, típicamente no mayor de aproximadamente 1 milisegundo, para que se produzca la respuesta del conjunto de  
30 circuitos de control del generador de rayos X. La corriente a continuación discurre hasta el ánodo del tubo de rayos X 24, el cual emite la radiación ionizante necesaria para la exposición. Al terminar la exposición, por ejemplo, después de un tiempo de exposición preestablecido o cuando lo señale un dispositivo AEC u otro dispositivo de detección de la exposición de acuerdo con lo descrito con anterioridad, tanto la corriente del rotor como la del ánodo son desenergizadas y se reanuda el estado Inactivo.

35 Como es sabido por los facultativos expertos en la formación de imágenes de rayos X debe, así mismo, satisfacerse una pluralidad de condiciones adicionales para hacer posible el flujo de la corriente de ánodo hacia el tubo de rayos X. Esto incluye, por ejemplo, que las exigencias de las condiciones de interbloqueo del equipamiento sean satisfechas y que las condiciones del rotor sean aceptables.

Con sistemas de rayos X diferentes, el conmutador 28 presenta diversas configuraciones en una pluralidad de  
40 formas. En algunos sistemas, el conmutador 28 es un pulsador de dos posiciones montado sobre la consola 12 del operador. En otros sistemas, el conmutador 28 está incorporado como un banco de dos pulsadores u otros controles sobre o cerca de la consola 12 del operador, o como un conmutador manual enlazado con un conmutador pulsador de dos posiciones conectado mediante un cordón que permite un movimiento más libre por parte del operador.

Para conseguir una modernización que permita el uso de un panel receptor de DR como detector de rayos X en  
45 lugar del casete amovible 16 del sistema convencional de la Figura 1A, la temporización de los estados Prep y de Exposición deben ser modificados en consonancia. Con el fin de acondicionar de manera adecuada sus componentes de detección para obtener una imagen de exposición, un panel receptor de DR requiere al menos un ciclo de reinicialización. La reinicialización limpia cualquier ruido residual, como por ejemplo el llamado "ruido oscuro" procedente de los píxeles del panel receptor de DR para que la siguiente señal de exposición que sea recibida se  
50 lea adecuadamente. Solo después de que se ha confirmado la reinicialización debe procurarse la energía de exposición. Así mismo, es ventajoso contar el tiempo de la interacción de la exposición del panel para que siga inmediatamente después de la reinicialización y que no se produzca un retardo ulterior.

El diagrama de temporización de la Figura 2 muestra la secuencia de las señales de Prep y de Exposición y de las  
55 operaciones relacionadas de acuerdo con una forma de realización modernizada de DR de la presente invención. Tal y como se mostró respecto de la temporización convencional en la Figura 1B, la opresión del conmutador de Prep inicia la puesta en marcha del rotor del tubo de rayos X. Así mismo, esto puede también modificar el modo de potencia del panel receptor de DR, en particular respecto de un detector inalámbrico de DR alimentado por baterías. En la forma de realización de la Figura 2, la opresión del conmutador Prep fija la potencia del panel receptor de DR

de un nivel bajo o de alerta hacia un nivel alto. Durante el periodo entre la opresión del conmutador Prep y la opresión del conmutador de Exposición, normalmente entre aproximadamente de 2 a 15 segundos, el operador típicamente observa al paciente para asegurar que el paciente permanece quieto durante la exposición.

La opresión del conmutador de Exposición envía una señal de reinicialización al panel receptor de DR. La reinicialización del conjunto de circuitos de detección de imágenes del detector de DR típicamente no dura más de aproximadamente 300 milisegundos, mostrado como periodo de tiempo D2 en la Figura 2. Una señal de confirmación opcional es recibida desde el panel receptor de DR cuando la reinicialización ha sido completada. En una forma de realización, la confirmación de reinicialización se requiere con el fin de que los rayos X sean generados y la corriente de ánodo no se suministre hasta que una confirmación positiva de la reinicialización ha sido recibida de retorno desde el panel receptor de DR. Esto ayuda a impedir la exposición del paciente a la radiación por rayos X cuando el panel de DR no está listo para formar una imagen. La corriente de ánodo que acciona la generación de rayos X se suministra durante un periodo D3 que generalmente no es mayor de aproximadamente 500 milisegundos. El periodo de integración del panel receptor de DR es típicamente de aproximadamente 1 segundo y empieza justo antes de que se suministre la corriente de ánodo, extendiéndose más allá del tiempo en el que la corriente de ánodo es detenida. En la Figura 2, el periodo D1 es de nuevo provocado por el conjunto de circuitos de control del generador de rayos X y representa el intervalo de temporización entre los inicios de la integración temporal en el panel receptor de DR y el tiempo en que los rayo X son emitidos (corriente de ánodo ACTIVADA).

Se destaca que el diagrama de temporización de la Figura 2 es ejemplar y admite una pluralidad de modificaciones dentro del alcance de la presente invención. Por ejemplo, la señal de reinicialización podría alternativamente suministrarse desde el momento en que el conmutador Prep sea oprimido, para que la exposición y la integración puedan empezar más rápidamente después de la opresión del conmutador de exposición. Los periodos de tiempo de retardo D1, D2, y D3 pueden variar en cuanto a duración respecto de los descritos. La temporización, más que la confirmación de la reinicialización positiva puede ser utilizada para la exposición de retardo (esto es, con respecto a la Figura 2 para retardar la corriente de ánodo ACTIVADA) durante un breve periodo después de la selección por parte del operador con el fin de hacer posible un intervalo para la reinicialización del panel receptor de DR antes de continuar. Sin embargo, tal y como se indicó con anterioridad, la exigencia de una configuración efectiva de la reinicialización desde el propio panel receptor de DR puede ser más ventajosa y puede ayudar a impedir exposiciones perdidas cuando exista un problema del equipamiento o una dificultad en la comunicación.

Tal y como puede apreciarse mediante la comparación del diagrama de temporización de la Figura 2 con la temporización convencional mostrada en la Figura 1B, la tarea de modernización para el uso de un panel receptor de DR con un sistema de medios de película o CR existente, presenta un grado añadido de complejidad: la modificación de la secuencia de temporización para permitir el retardo suficiente para reinicializar el conjunto de circuitos de detección del panel receptor de DR y la temporización del periodo de integración del conjunto de circuitos del panel detector de DR para precisamente superponer el periodo durante el cual los rayos X son generados. La realización de este cambio requiere, así mismo, la comunicación con el panel de DR, tanto para iniciar la operación de reinicialización como, de manera opcional, para recibir la confirmación de que la reinicialización ha sido completada. Tal y como se indicó con anterioridad en la sección de antecedentes, las modificaciones al equipamiento existente son, de modo preferente, no invasivas, de tal modo que requieran que una consola de control de rayos X por parte del operador presente unas partes sustituidas o recableadas interiormente. Como una complicación adicional, sería considerado desventajoso inhabilitar el esquema operativo existente para que solo el panel receptor de DR pudiera ser utilizado una vez que la modernización estuviera instalada y, por tanto, los medios de película o de CR resultarían inutilizables. Sería mucho más favorable permitir un uso seleccionable de ambos medios amovibles, esto es, ya sean los casetes de película o CR o bien del panel receptor de DR.

El diagrama esquemático de la Figura 3 muestra un sistema de formación de imágenes modernizado 50 que sustituye un panel receptor de DR 40 en lugar del casete 16 y efectúa los cambios necesarios para la temporización de la exposición a los rayos X de acuerdo con una forma de realización de la presente invención utilizando unas conexiones cableadas. Una interfaz un circuito de control 30 comunica entre el panel receptor de DR 40 y otros componentes de este sistema. Los datos de las imágenes propiamente dichos discurren hasta un procesador 32 de formación de imágenes, como por ejemplo una computadora o estación de trabajo que esté en comunicación con una pantalla 34. Un canal de interfaz de generador 70 conecta la interfaz y circuito de control 30 con la consola 12 de control del operador por medio de un aparato de conexión 38 para suministrar las señales Prep y de Exposición con la temporización apropiada. Un conmutador de control 29 del operador está conectado a la interfaz y circuito de control 30 mediante un canal de interfaz de operador 72 para el control del operador, en lugar del conmutador 28 utilizado en el sistema convencional de la Figura 1A. El conmutador 29 puede ser un conmutador enlazado como en la Figura 3 o puede estar configurado para controlar de manera mecánica los conmutadores existentes montados sobre la consola de control 12. Un canal de interfaz de receptor de DR 42 está dispuesto entre el panel receptor de DR 40 y sitúa en interfaz un circuito de control 30 mediante una conexión por cable a ethernet u otro tipo de enlace de transferencia de datos de alta velocidad y puede incluir otras líneas de señales de control para enviar y recibir la información de reinicialización y los comandos.

El diagrama esquemático de la Figura 4 muestra el sistema de formación de imágenes modernizado 50 en una forma de realización alternativa no enlazada. Aquí, se proporciona un enlace de comunicaciones inalámbricas para

el canal de interfaz de receptor 42 entre el panel receptor de DR 40 y la interfaz y circuito de control 30. Un transceptor 52 está conectado a o se incorpora como parte del panel 40 receptor de DR y comunica con un transceptor 48 que está conectado a o se incorpora como parte y la interfaz y circuito de control 30. En una forma de realización, la potencia por baterías es, así mismo, suministrada dentro del panel receptor de DR 40, de manera que no se requiere ningún cableado externo sobre el panel para el funcionamiento. En otra forma de realización, únicamente se necesita una conexión por cable de potencia con el panel receptor de DR 40; el canal de transmisión hacia la interfaz y circuito de control 30 es inalámbrico.

Las Figuras 3 y 4 muestran, así mismo, un sensor adicional 56 para detectar un nivel de la corriente de ánodo que indique la emisión de rayos X activa del tubo de rayos X 24. La detección de la corriente de ánodo mediante el detector 56 puede ser utilizada para indicar que la integración de la señal en el panel receptor de DR 12 debe terminarse. Debe observarse que el uso de este detector adicional puede, así mismo, llevarse a cabo de una forma no activa, y puede, por consiguiente, ser preferente respecto de otros procedimientos, como por ejemplo la detección o interrupción de una señal de terminación desde, por ejemplo, un dispositivo de AEC, de acuerdo con lo descrito con anterioridad.

El diagrama de bloques esquemático de la Figura 5A muestra la forma en que el conmutador 28 ha sido convencionalmente conectado para suministrar unas señales Prep y de Exposición en la consola de control 12 del operador. Un tablero de control 58 situado dentro de la consola de control 12 del operador acepta las señales procedentes del conmutador 28 por medio de un conector 54 que se acopla con un conector 53 que está en comunicación con el tablero de control 58. El conmutador 28 puede estar dispuesto como un conmutador simple de dos posiciones, de acuerdo con lo ya analizado, con una posición para la señal de Prep, y la otra para la señal de Exposición; o mediante múltiples elementos de conmutación, un elemento de conmutación para la señal de Prep, el otro para la señal de Exposición, de acuerdo con lo ilustrado en la Figura 5A. El conmutador 28 puede estar montado sobre el panel o enlazado, de acuerdo con lo descrito con anterioridad. Los diagramas de bloque esquemáticos de las Figuras 5B, 5C, 5D, 5E y 5F muestran a continuación la manera en que la disposición convencional de las conexiones de la consola de control 12 del operador resulta modificada en formas de realización diferentes del aparato de conector 38.

Con referencia a una forma de realización de un aparato modernizado 62 en la Figura 5B, el conmutador 28 del sistema original es utilizado con la conexión modernizada del aparato de conector 38. El conector 54 está retirado del conector 53 sobre el tablero de control 58 y está reconectado a la interfaz y circuito de control 30 para constituir el canal de interfaz de operador 72. La interfaz y circuito de control 30 a continuación utiliza la temporización, de acuerdo con lo analizado con respecto a la Figura 2 y condiciona las señales procedentes del conmutador 28 sobre un canal de interfaz de operador 72 para proporcionar el retardo necesario y suministra las señales condicionadas sobre el canal de interfaz de generador 70 en un conector 55 sobre el tablero de control 58. El conmutador 28 en dicha forma de realización puede estar montado sobre el panel o encadenado. En una forma de realización, el conector 53 está montado por fuera como una clavija de conexión o enchufe para la conexión del conmutador enlazado 28, consiguiendo que resulte particularmente directa la provisión de la disposición modernizada del aparato de conexión 38.

Todavía con referencia a la Figura 5B, se proporciona un selector opcional de modos 68 para el circuito de control de interfaz 30 en una forma de realización. El selector de modos 68 puede ser utilizado para especificar el funcionamiento de la lógica de control en la interfaz y circuito de control 30, con el fin de posibilitar ya sea la temporización de las señales de un primer modo mostrado en la Figura 1A cuando se utilicen los medios amovibles (casete de película o CR) o bien la temporización de señales de un segundo modo mostrado en la Figura 2 cuando se utilice un panel receptor de DR. Pueden disponerse otros tipos de selector de modos, incluyendo una instrucción por computadora programada o introducida por el operador que especifique uno u otro modo, introducido desde una pantalla táctil, un teclado, un teclado numérico, o un ratón u otro tipo de señalizador, por ejemplo. Utilizando un conmutador de selector de modos u otro mecanismo de selección de modos, el aparato de formación de imágenes de rayos X puede proporcionar la formación de imágenes ya sea sobre los medios amovibles o sobre el panel receptor digital de DR, posibilitando que el operador escoja el modo de formación de imágenes de preferencia.

Con referencia a la forma de realización alternativa del aparato modernizado 62 mostrado en la Figura 5C, el conmutador o los conmutadores 28 existentes no son utilizados con la disposición modernizada del aparato de conexión 38. Aquí, el conector 54 está desconectado de el tablero de control 58 o resulta de cualquier otra forma puenteado, y se aplica una cubierta 66 sobre los conmutadores 28, impidiendo que estos conmutadores sean vistos y utilizados. El conmutador enlazado 29 dispuesto sobre el canal de interfaz de operador 72 sustituye el conmutador para enviar las señales Prep y de Exposición a la interfaz y control de circuito 30. La conexión se proporciona sobre el canal de interfaz de generador 70 desde la interfaz y circuito de control 30 hacia el tablero de control interno 58.

El diagrama de bloques esquemático de la Figura 5D muestra una forma de realización alternativa del aparato modernizado 62 en la cual el selector de modos 68 no sería necesario, dado que ambos conmutadores 28 y 29 están conectados. En esta forma de realización, el canal de interfaz de generador 70 conecta con el tablero de control 58 en un segundo conector 53'. La cubierta 66 es amovible o presenta una puerta o panel de acceso, permitiendo que el técnico obtenga imágenes desde los medios de película o CR amovibles utilizando el conmutador

28 cuando sean expuestas; para la formación de imágenes en el panel de receptor de DR, el técnico utiliza el conmutador 29.

Otra forma de realización alternativa adicional del aparato modernizado 62 se muestra en la Figura 5E. Esta forma de realización del aparato conector 38 monta un controlador de conmutadores 60 sobre un par de conmutadores 28. El controlador de conmutadores 60 manipula mecánicamente cada uno de los conmutadores 28 para enviar las señales de Prep y de Exposición, respectivamente, hasta el tablero de control 58. El operador utiliza uno o dos conmutadores 29 para enviar las señales de Prep y de Exposición. Los conmutadores 29 pueden estar montados de forma separada o enlazados, o pueden estar montados sobre el controlador de conmutadores 60. No se necesita ningún recableado interno con esta forma de realización; el controlador de conmutadores 60 incluye un tipo apropiado de accionador, como por ejemplo uno o más solenoides, por ejemplo, energizados de manera selectiva con el fin de accionar los conmutadores existentes 28 bajo el control de la interfaz y circuito de control 30 con esta forma de realización. El canal de interfaz de generador 70 es, por tanto, utilizado para manipular los conmutadores de pulsador existentes en esta forma de realización. En una forma de realización, la cubierta 66 puede ser retirada para su uso cuando sea conveniente para obtener una imagen sobre una casete de película o CR amovible amovible utilizando los conmutadores 28 mejor que utilizando el panel receptor de DR utilizando uno o dos conmutadores 29.

El diagrama de bloques de la Figura 5F muestra los componentes de una forma de realización del aparato modernizado 62 utilizando el controlador de conmutadores 60, montado sobre la consola de control 12 del operador. El canal de interfaz de generador 70 conecta con el controlador de conmutadores 60 y, en base a la posición del conmutador 29 tal y como queda ajustada por el operador, proporciona unas señales a los accionadores sobre el controlador de conmutadores 60 que fuerzan al conmutador de pulsador 28 a las posiciones de Prep o de Exposición, de acuerdo con lo descrito con anterioridad. El conmutador 29 puede estar montado de forma separada o enlazado, o puede estar montado sobre el controlador de conmutadores 60 de manera que tanto el canal de interfaz de operador 72 como el canal de interfaz de generador 70 puedan seguir la misma trayectoria básica entre el controlador de conmutadores 60 y la interfaz y circuito de control 30. No se requiere ningún cableado interno en esta forma de realización. Otros detalles acerca de la configuración y el funcionamiento de este dispositivo se ofrecen a continuación.

El diagrama de bloques esquemático de la Figura 6 muestra los componentes funcionales y las conexiones de señal de un aparato modernizado 62 con la interfaz y circuito de control 30 de forma adicional detallada, con particular énfasis en sus componentes en cuanto se refieren al control de temporización modernizado. Los componentes del aparato modernizado 62 están genéricamente esbozados dentro de los límites de las líneas de puntos. Un procesador de lógica de control 46, el cual puede ser un microprocesador u otro dispositivo de procesamiento lógico que incorpore unas instrucciones programadas almacenadas o que puede ser implementado en hardware, ejecuta la secuencia de temporización para las etapas de Prep y de Exposición, de acuerdo con lo descrito con anterioridad con respecto a la Figura 2. Las señales de Prep y de Exposición procedentes del conmutador 29 son dirigidas hacia el procesador de lógica de control 46 para el retardo de la temporización de la señal de Exposición, de acuerdo con lo descrito con anterioridad. En formas de realización en las que la señal de Prep solo tiene la función de energizar el rotor de rayos X, tal y como se muestra en la Figura 2, la señal de Prep puede alternativamente puentear el procesador de lógica de control 46, tal y como se indica en la conexión de línea de puntos en la Figura 6.

Continuando con la Figura 6, un circuito de interfaz de comunicación 44 proporciona la interfaz requerida para los datos de control y comando sobre el canal de interfaz de receptor 42 con el panel receptor de DR 40. El circuito de interfaz de comunicación 44 es utilizado para enviar el comando de reinicialización, para recibir la confirmación de la terminación de la reinicialización y para terminar la integración cuando se utilice el sensor 56 u otro dispositivo. Podría utilizarse otro conjunto de circuitos adicional, no mostrado en la Figura 6, para obtener datos de imágenes procedentes del panel receptor de DR 40 a través de la interfaz y circuito de control 30 y para pasar estos datos de imagen sobre el procesador de formación de imágenes 32 y sobre la pantalla 34, tal y como se mostró anteriormente en las Figuras 3 y 4.

Tal y como se muestra en la Figura 6, el aparato de conexión 38 que utiliza una disposición de componentes tales como los mostrados en las Figuras 5B, 5C, 5D, 5E y 5F, suministra las señales de Prep y de Exposición desde la lógica de control sobre la interfaz y circuito de control 30 hasta la consola de control 12 del operador sobre el canal de interfaz de generador 70. Tal y como se describió con anterioridad, la conexión entre el aparato de conexión 38 y la consola de control 12 del operador puede ser cualquiera entre un número indeterminado de formas.

La vista en perspectiva de la Figura 7A muestra una consola de control 12 convencional que incorpora un simple control de pulsador de Prep / Exposición 28. La vista en perspectiva de la Figura 7B muestra entonces una forma de realización con un controlador de conmutadores 60 como tipo de aparato de control de pulsador montado sobre la consola de control 12 del operador. Dicho controlador de conmutadores 60 presenta una cubierta 66 y un panel de acceso opcional 74, en posición retraída en la Figura 7B, posibilitando la selección de un modo de temporización alternativo en una forma de realización. Un conmutador de derivación 78 resulta accesible deslizando hacia atrás el panel de acceso 74. La operación del conmutador de derivación 78 permite que el operador eluda la operación utilizando el aparato de control de pulsador del controlador de conmutadores 60, una opción para especificar el

modo cuando los receptores de CR o película se utilicen alternativamente para la formación de imágenes con el sistema de rayos X.

El controlador de conmutadores 60 está montado sobre la consola de control 12 del operador de manera apropiada. Pueden ser utilizados unos medios de sujeción mecánicos. En una forma de realización, el controlador de conmutadores 60 está montado sobre la consola de control 12 del operador utilizando material adhesivo, como por ejemplo adhesivo sensible a la presión (PSA).

La Figura 8 es una vista en perspectiva de algunos de los componentes internos que están montados dentro de la cubierta exterior protectora 66 del aparato de control de pulsador, el controlador de conmutadores 60 de la Figura 7B en esta forma de realización, y muestra su relación con la superficie de la consola de control 12 del operador. En base al uso por parte del operador del conmutador 29 (tal y como se muestra, por ejemplo, en las Figuras 5F y 6), el mecanismo interno del controlador de conmutadores 60 funciona para forzar al pulsador 28 hasta una de sus posiciones operativas mediante el desplazamiento de un extremo de un brazo oscilatorio 84, soportado en un pivote 86. Unos accionadores 80 y 82 cooperan para suministrar la fuerza necesaria contra el conmutador de pulsador 28. En una forma de realización, los accionadores 80 y 82 son solenoides. Tipos alternativos de los accionadores 80 y 82 incluyen ejes accionados por motor, tornillos de avance, o levas, u otros dispositivos de accionamiento actuados de forma magnética, neumática o utilizando presión, por ejemplo.

La secuencia de las Figuras 9A, 9B y 9C muestra la interacción mecánica de los componentes del controlador de conmutadores 60 en la forma de realización de la Figura 8, de nuevo con la cubierta 66 retirada. Para dar una idea de la cantidad relativa de movimiento de conmutación necesaria para el conmutador de pulsador 28, valores ejemplares de la posición del conmutador 28 son los siguientes en una forma de realización típica:

Estado seleccionado	Alcance del desplazamiento del conmutador 28
Inactivo	0 - 1,3 mm
Prep.	1,5 - 2,6 mm
Exposición	5,5 - 6,7 mm

La Figura 9A muestra el aparato de control de pulsador en reposo en estado inactivo. El pivote 86 se muestra encuadrado en un rectángulo esbozado para indicar que este punto es mantenido fijo por la cubierta 66, la cual está retirada en las Figuras 9A a C.

La Figura 9B es una vista lateral esquemática que muestra la posición del componente del controlador de conmutadores 60 para el accionamiento del pulsador del panel de control hasta un primer reglaje. El reglaje Prep para la mayoría de los sistemas de rayos X. Tal y como se muestra mediante la flecha bosquejada en la línea de puntos, el accionador 82 es energizado, traccionando hacia arriba sobre la sección correspondiente del brazo oscilatorio 84. El accionador 80 es desenergizado. El eje 88 proporciona el soporte vertical para desplazar el brazo oscilatorio 84 utilizando la palanca procedente del pivote 86. Una rueda 90 situada en el extremo del brazo oscilatorio 84 proporciona una interconexión mecánica con fricción reducida contra el pulsador 28.

La vista esquemática de la Figura 9C muestra la posición del componente del controlador de conmutadores 60 para el accionamiento del pulsador del panel de control hasta un segundo reglaje, el reglaje de Exposición. Aquí, el accionador 80 es energizado, traccionando hacia arriba sobre el extremo del brazo oscilatorio 84. El accionador 82 permanece energizado, pero está ya en el extremo de su trayectoria de desplazamiento. El brazo oscilatorio 84 se sale del eje 88 en esta forma de realización, al ser basculado hacia el interior de esta posición siguiente.

En una forma de realización que utiliza solenoides, el uso de dos solenoides es ventajoso con respecto al uso de un solo accionador. Puede ser difícil conseguir un solo solenoide capaz de efectuar la trayectoria de desplazamiento completa para cada posición de señal. Así mismo, cada solenoide tiene un funcionamiento simple en la forma de realización descrita con respecto a las Figuras 9A a 9C, presentando únicamente estados completamente energizado y completamente desenergizado.

La forma de realización del controlador de conmutadores alternativo 60 de la Figura 10 muestra una disposición de unos componentes internos en los cuales el aparato de control de pulsador del controlador de conmutadores 60 monta sobre un panel que incorpora unos conmutadores separados de Prep y de Exposición 28 de acuerdo con lo descrito con anterioridad con referencia a la Figura 5E, y no la forma de realización de pulsador único de los dispositivos mostrados en las Figuras 7B - 9C. El controlador de conmutadores 60 de nuevo incorpora dos accionadores 80 y 82, uno para controlar cada uno de los dos conmutadores 28. La opresión del conmutador de Prep 29, sobre el lado izquierdo en la forma de realización de la Figura 10, energiza el conmutador 80 para oprimir el conmutador de Prep 28 dispuesto sobre la consola de control 12. La opresión del conmutador de Exposición 29 sobre el lado derecho en esta forma de realización envía una señal hacia el procesador de lógica de control 46 de la interfaz y circuito de control 30 (Figura 5E). La corriente de accionamiento que energiza el accionador 82 para

oprimir el conmutador de Exposición es transmitida a través del procesador de lógica de control 46. La señal de Exposición a continuación discurre hasta el tablero de control 58.

5 La invención ha sido descrita con detalle con particular referencia a una forma de realización actualmente preferente, pero debe entenderse que pueden llevarse a cabo variantes y modificaciones dentro del alcance de la invención. Por ejemplo, pueden ser utilizados diversos tipos de conexiones por cable para formar cada canal de interfaz, en este caso, suministrando las señales de Prep y de Exposición desde la interfaz y circuito de control 30 sobre el canal de interfaz de generador 70. Una comunicación cableada o inalámbrica podría ser utilizada desde la interfaz y circuito de control 30 sobre cualquier canal de interfaz individual 42, 70 y 72.

**Lista de partes**

- 10. Sistema de formación de imágenes de rayos X
- 12. Consola de control del operador
- 14. Sala de control
- 16. Casete a base de película o radiografía computerizada
- 18. Paciente
- 20. Sala de radiación
- 22. Generador de rayos X
- 24. Tubo de rayos X
- 28. Conmutador de control por operador
- 29. Conmutador de control por operador
- 30. Interfaz y circuito de control
- 32. Procesador de formación de imágenes
- 34. Pantalla
- 38. Aparato de conexión
- 40. Panel receptor de DR
- 42. Canal de interfaz de receptor de DR
- 44. Circuito de interfaz de comunicación
- 46. Procesador de lógica de control
- 48. Transceptor conectado a interfaz y circuito de control 30
- 50. Sistema de formación de imágenes modernizado
- 52. Transceptor conectado a panel receptor de DR 40
- 53, 53', 54, 55. Conector
- 56. Sensor de corriente de ánodo en 24
- 58. Tablero de control
- 60. Controlador de conmutadores
- 62. Aparato modernizado
- 66. Cubierta
- 68. Selector de modos
- 70. Canal interfaz de operador
- 72. Canal interfaz de operador

## ES 2 368 592 T3

- 74. Panel de acceso
- 78. Conmutador de derivación
- 80, 82. Accionador
- 84. Brazo oscilador
- 86. Pivote
- 88. Eje
- 90. Rueda
- D1 Periodo de retardo después del estado de Exposición de 28
- D2 Periodo de reinicialización del panel receptor de DR 40
- D3 Periodo de corriente de ánodo para generador de rayos X 22

**REIVINDICACIONES**

- 1.- Un procedimiento para obtener una imagen mediante la utilización de un receptor de radiografía digital en un sistema de formación de imágenes de rayos X de un tipo configurado para radiografía de película o computerizada, comprendiendo el procedimiento:
- 5 la provisión de un aparato de conexión modernizado que adapta el sistema de formación de imágenes de rayos X para su uso con el receptor de radiografía digital mediante:
- la formación de un canal de interfaz de receptor para comunicar señales hacia y desde el receptor de radiografía digital;
- 10 la formación de un canal de interfaz de operador para encaminar al menos una señal de exposición de entrada desde un control de operador hasta el aparato de conexión modernizado; y
- la formación de un canal de interfaz de generador para transmitir al menos una señal de exposición de salida desde el aparato de conexión de modernización hasta un generador de rayos X del sistema de formación de imágenes de rayos X;
- 15 en respuesta a la señal de exposición de entrada encaminada sobre el canal de interfaz de operador, el inicio de una reinicialización del receptor de radiografía digital sobre el canal de interfaz de receptor; y
- la transmisión de la señal de exposición de salida hasta el generador de rayos X sobre el canal de interfaz de generador.
- 2.- El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la formación de un canal de interfaz de operador comprende la provisión de un conmutador de sujeción manual.
- 20 3.- El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende así mismo, en respuesta a la señal de exposición de entrada el inicio de una integración de señal de imagen en el receptor de radiografía digital antes de transmitir la señal de exposición de salida.
- 4.- El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende así mismo la provisión de un selector de modos que selecciona una secuencia de temporización alternativa, en el que la señal de exposición de entrada es directamente
- 25 suministrada como señal de exposición de salida.
- 5.- El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende así mismo la detección de un nivel de corriente de ánodo de rayos X al menos durante la exposición de la imagen.
- 6.- El procedimiento de la reivindicación 5, que comprende así mismo la integración de la señal de terminación sobre el receptor de radiografía digital de acuerdo con el nivel de la corriente de ánodo de rayos X detectado.
- 30 7.- El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la formación de un canal de interfaz de receptor comprende así mismo la provisión de un enlace de comunicación inalámbrica entre el aparato de conexión de modernización y el receptor de radiografía digital.
- 8.- El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la formación de un canal de interfaz de operador comprende la desconexión de al menos un conmutador de control de un primer conector comprendido en el sistema de formación
- 35 de imágenes de rayos X y la conexión de dicho al menos un conmutador de control con un segundo conector comprendido en el aparato de conexión de modernización.
- 9.- El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la formación de un canal de interfaz de operador comprende el montaje de un dispositivo que cubre al menos un conmutador de panel frontal del sistema de formación de imágenes de rayos X.
- 40 10.- Un aparato para la formación de imágenes de rayos X que comprende:
- un componente de interfaz instalado como una modernización de un sistema de formación de imágenes de rayos X (10) comprendiendo el componente de interfaz:
- un selector de modos (68) para seleccionar al menos un primer reglaje de modo para la captación de imagen utilizando el receptor de radiografía digital y un segundo reglaje de modo para la captación de imagen utilizando un
- 45 casete de radiografía de película amovible o computerizada;
- un canal de interfaz de receptor (42) para la comunicación con dicho receptor de radiografía digital,
- un canal de interfaz de generador (70) para la comunicación con un generador de rayos X (22) de dicho sistema;
- un canal de interfaz de operador (78) para la comunicación con un control de operador para recibir al menos una primera señal de preparación y una segunda señal de exposición procedente de un operador; y

un procesador de lógica de control programado (30) que, cuando se selecciona el primer reglaje de modo responde a dicha segunda señal de exposición procedente del canal de interfaz de operador mediante el inicio de una reinicialización de dicho receptor de radiografía digital sobre el canal de interfaz de receptor antes de emitir una señal de exposición hacia un generador de rayos X de dicho sistema sobre el canal de interfaz de generador.

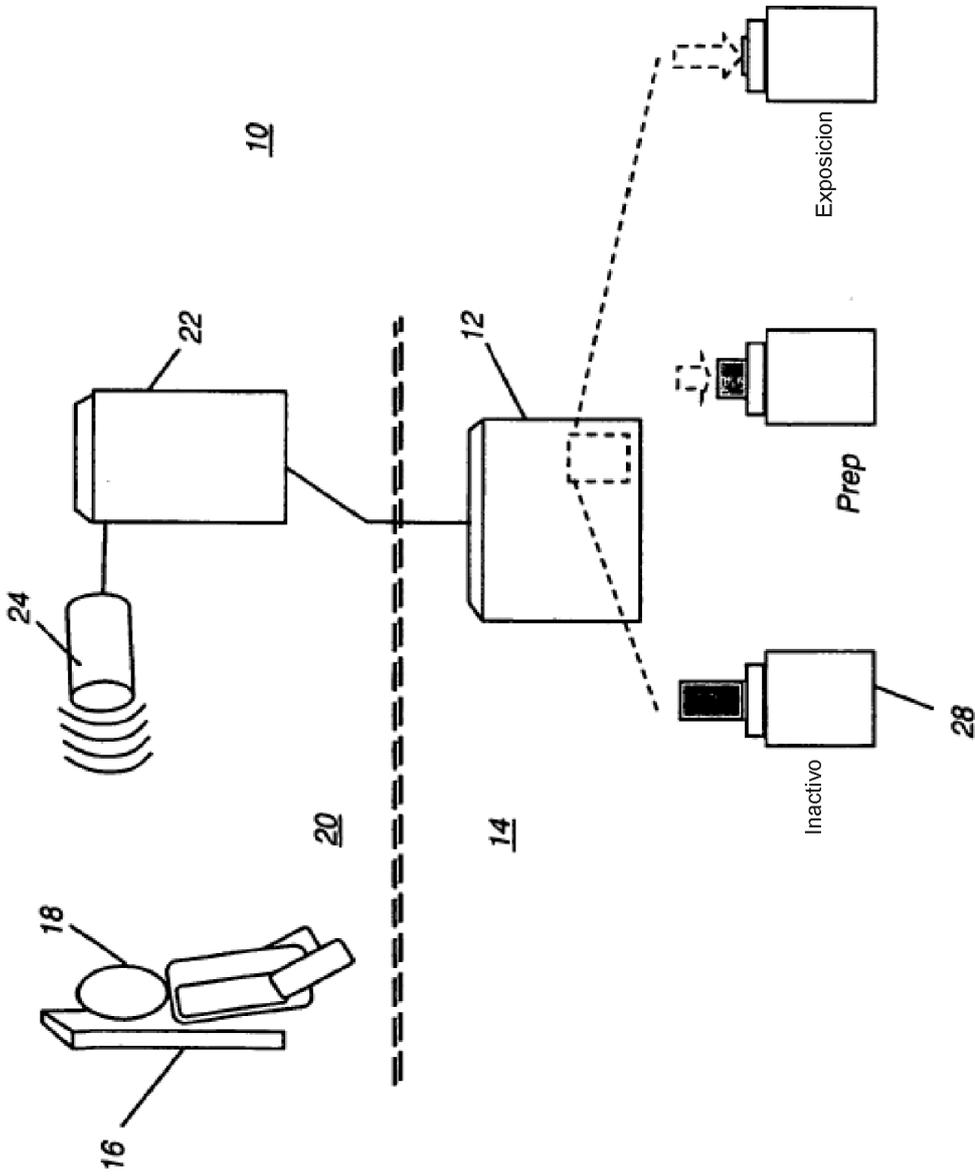
5 11.- El aparato de la reivindicación 10, en el que el canal de interfaz de receptor comprende un enlace de comunicación inalámbrica para su uso entre el componente de interfaz y dicho receptor de radiografía digital.

12.- El aparato de la reivindicación 10, en el que el componente de interfaz comprende así mismo un sensor para detectar el nivel de corriente de ánodo de rayos X de dicho sistema.

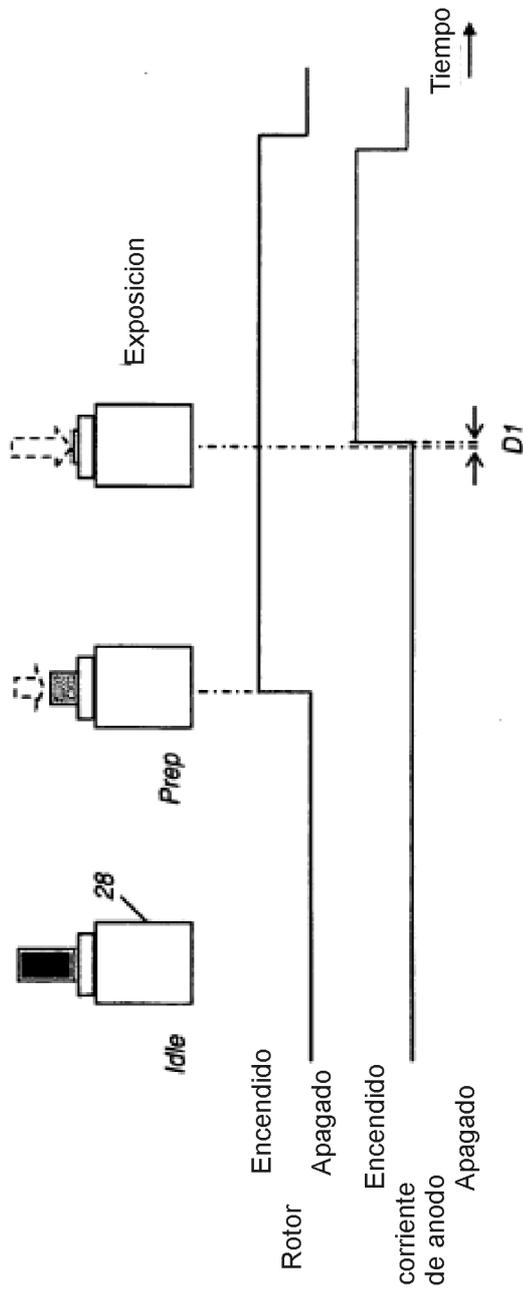
10 13.- El aparato de la reivindicación 10, en el que el componente de interfaz comprende así mismo un sensor para proporcionar una señal indicativa de una emisión de rayos X de acuerdo con un nivel de la corriente eléctrica detectada.

15 14.- El aparato de la reivindicación 10, en el que el canal de interfaz de generador comprende así mismo un controlador de conmutadores (60) para cubrir al menos un primer conmutador (28) sobre un panel de control (12) de dicho sistema y para controlar el reglaje de al menos el primer conmutador de acuerdo con un reglaje de un segundo conmutador (29) mediante un operador.

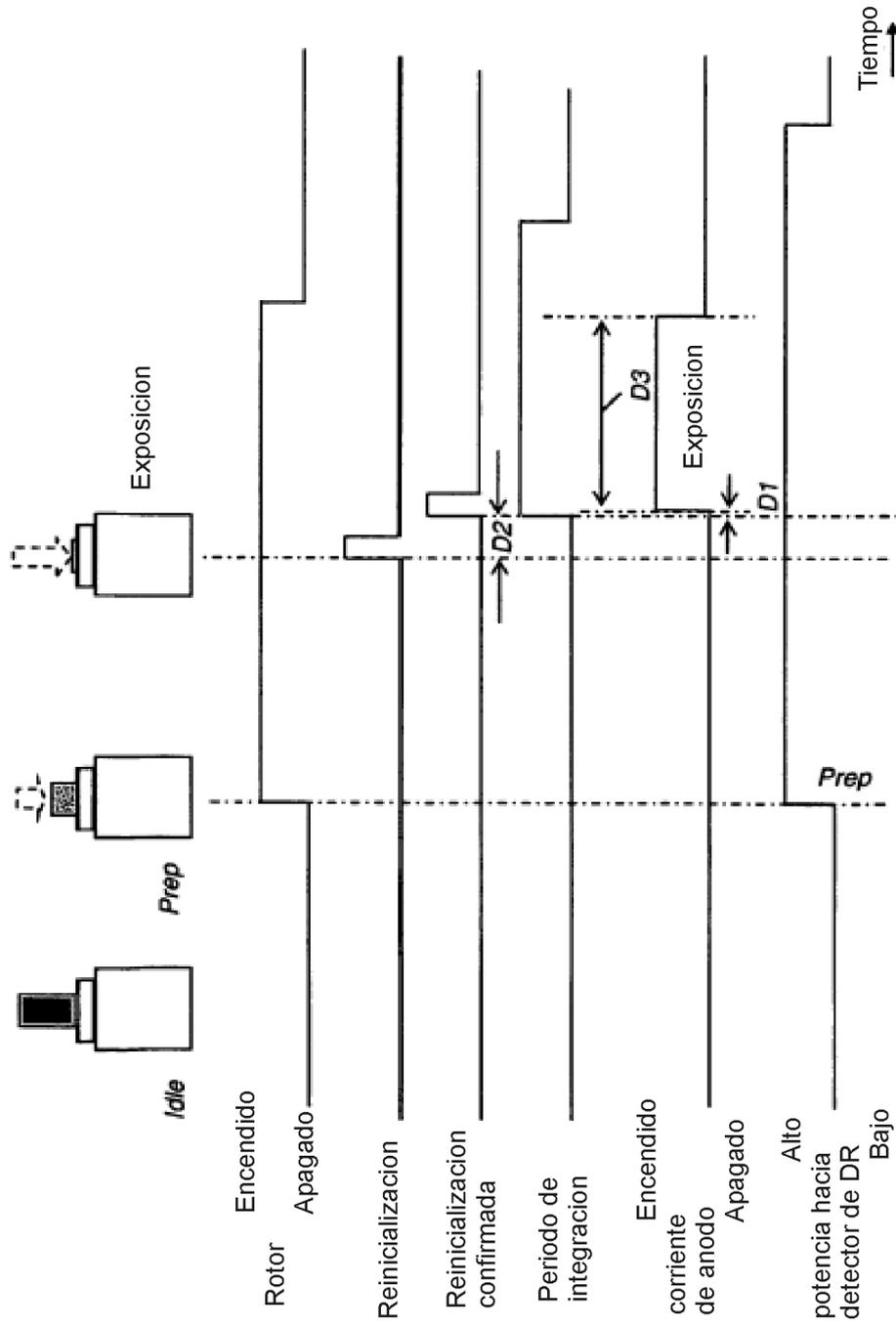
15.- El aparato de la reivindicación 14, en el que el controlador de conmutadores comprende así mismo al menos un accionador (80, 82) que es controlado por una señal procedente del componente de interfaz sobre el canal de interfaz de generador.



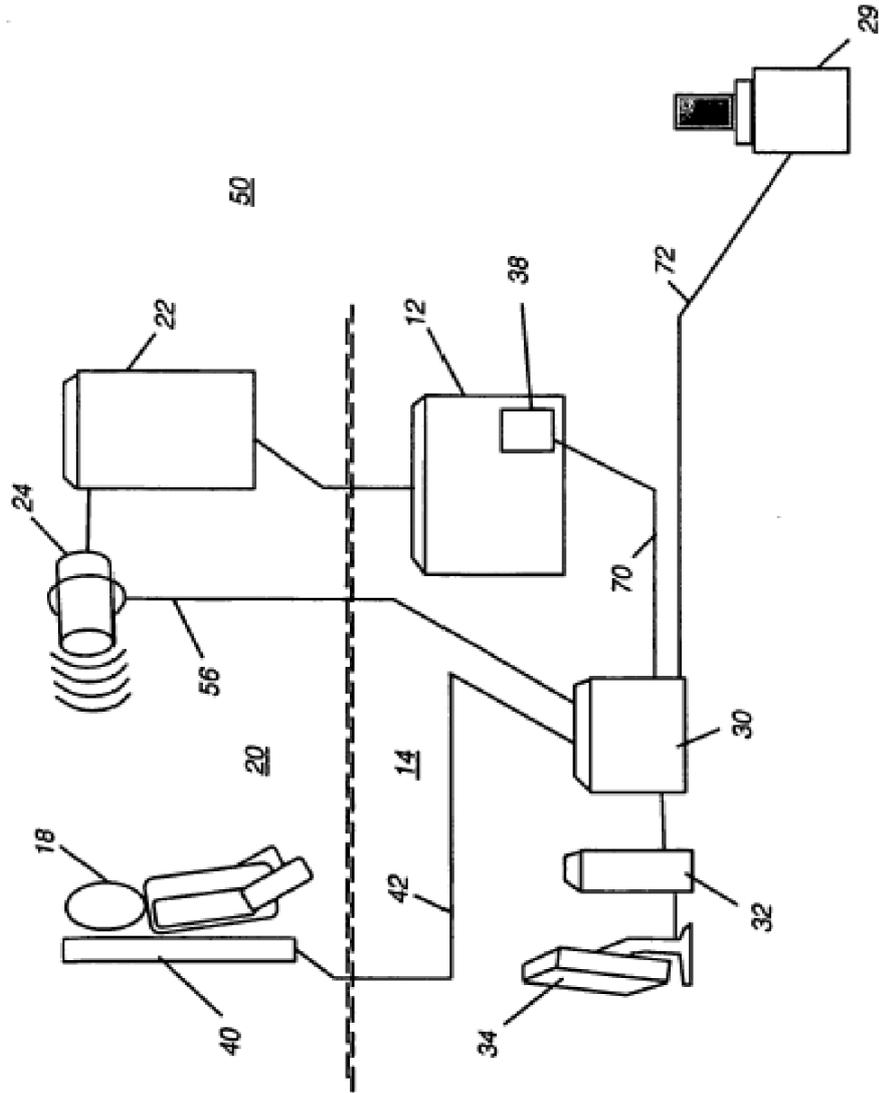
**FIG. 1A**  
(Técnica Anterior)



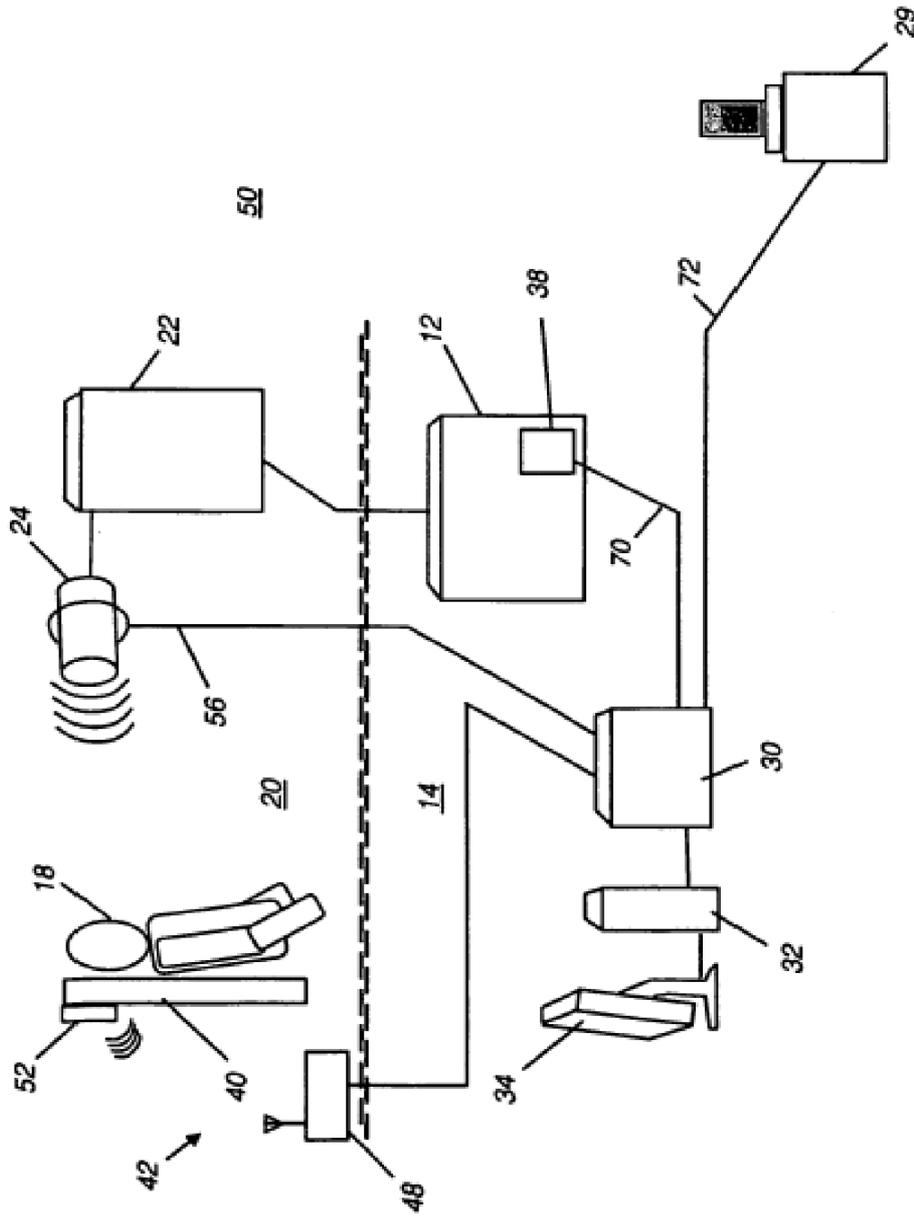
**FIG. 1B**  
(Tecnica Anterior)



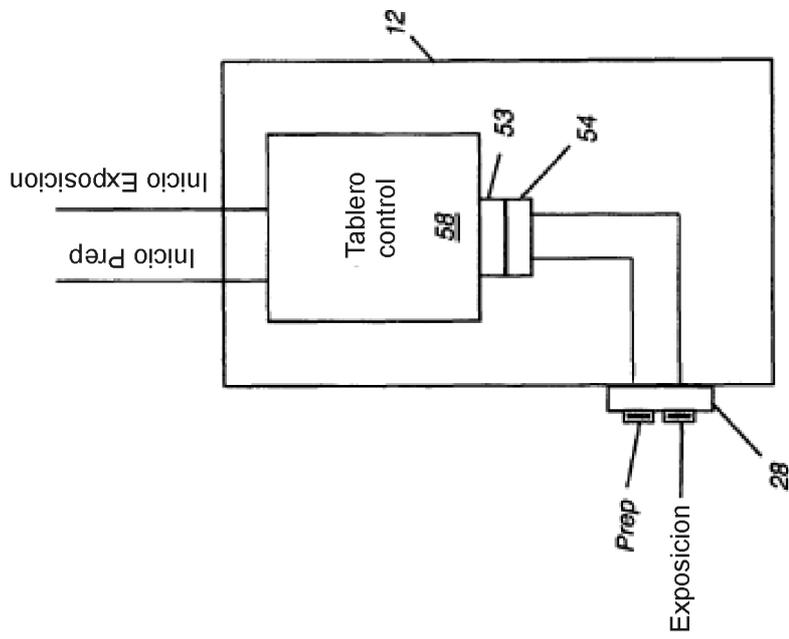
**FIG. 2**



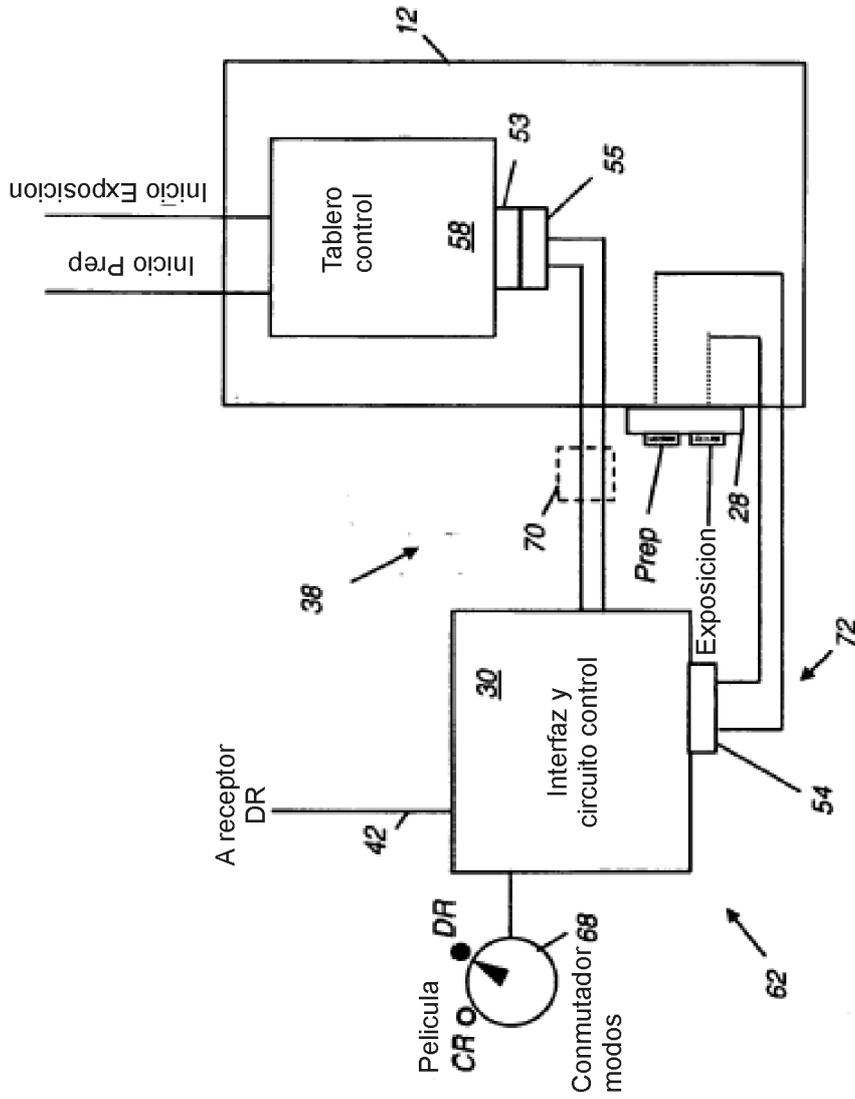
**FIG. 3**



**FIG. 4**



**FIG. 5A**  
(Tecnica Anterior)



**FIG. 5B**

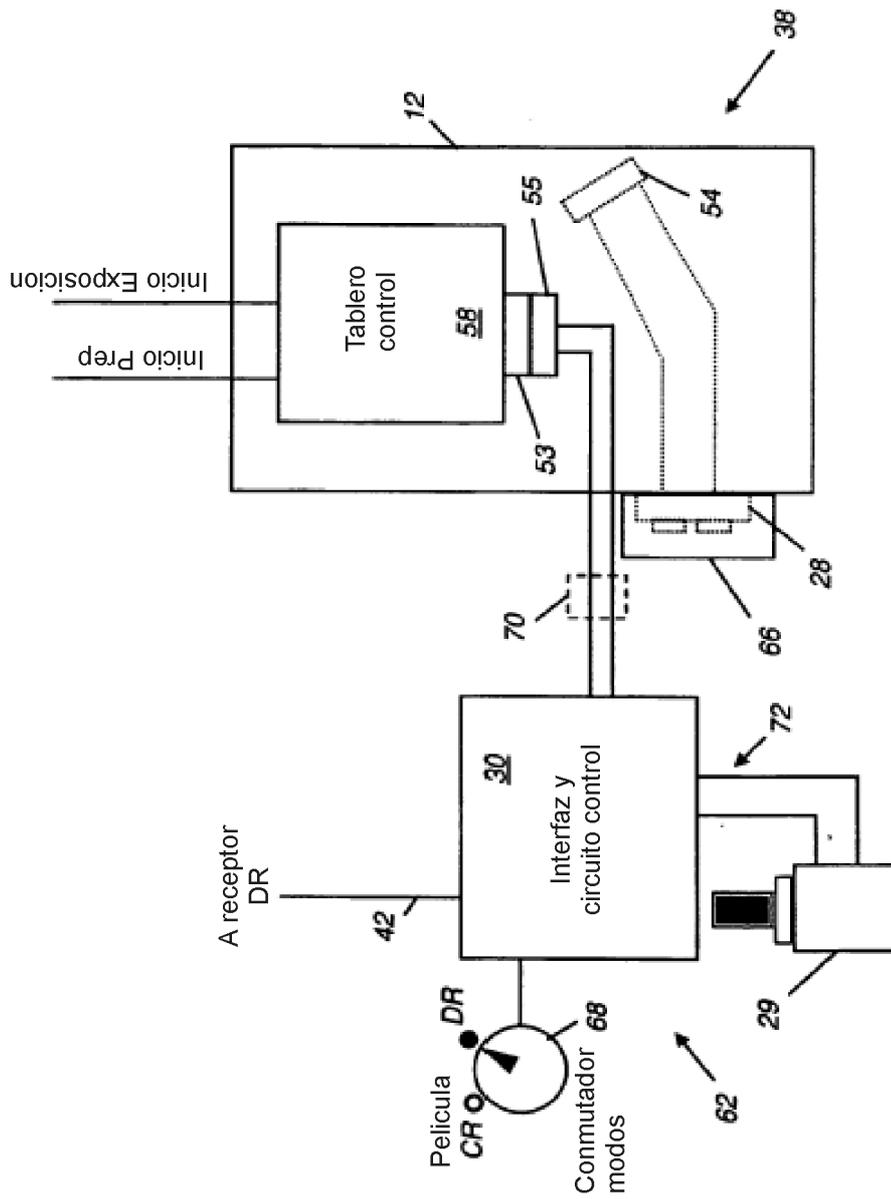
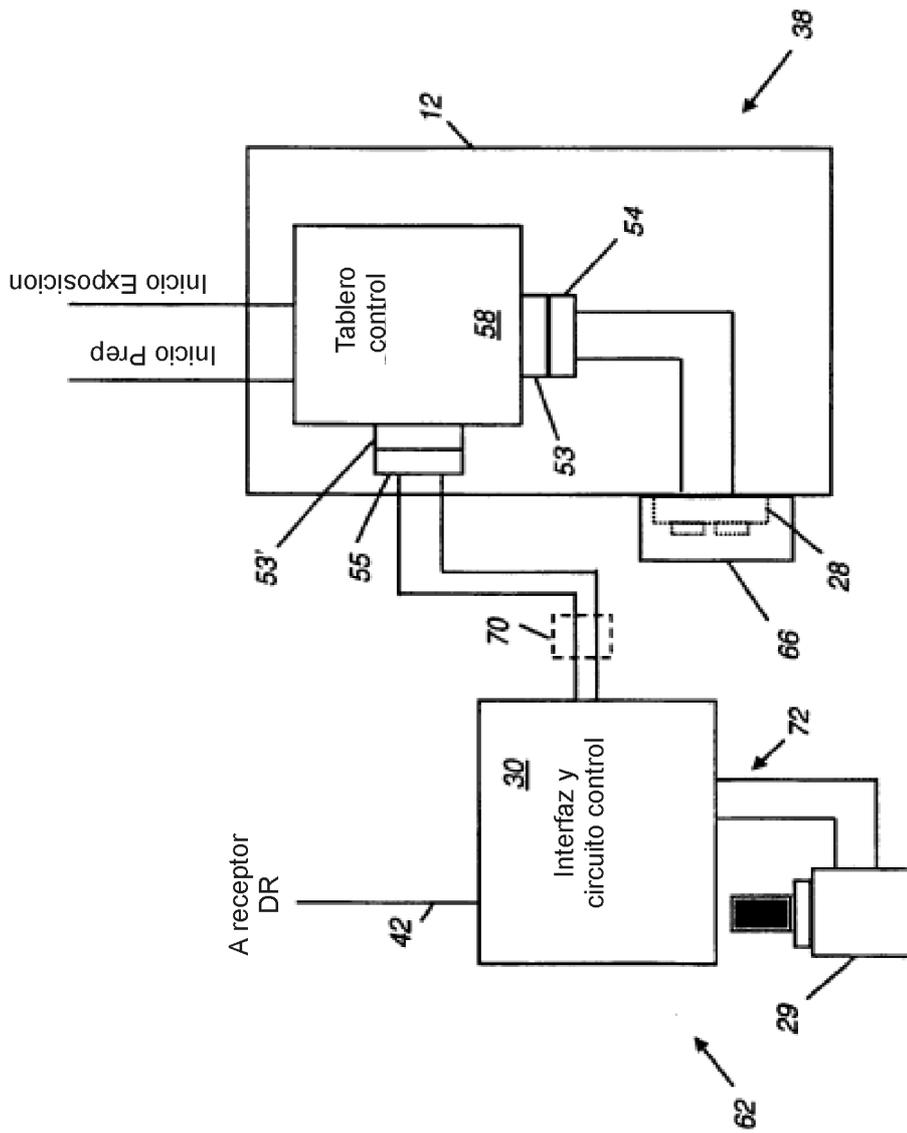
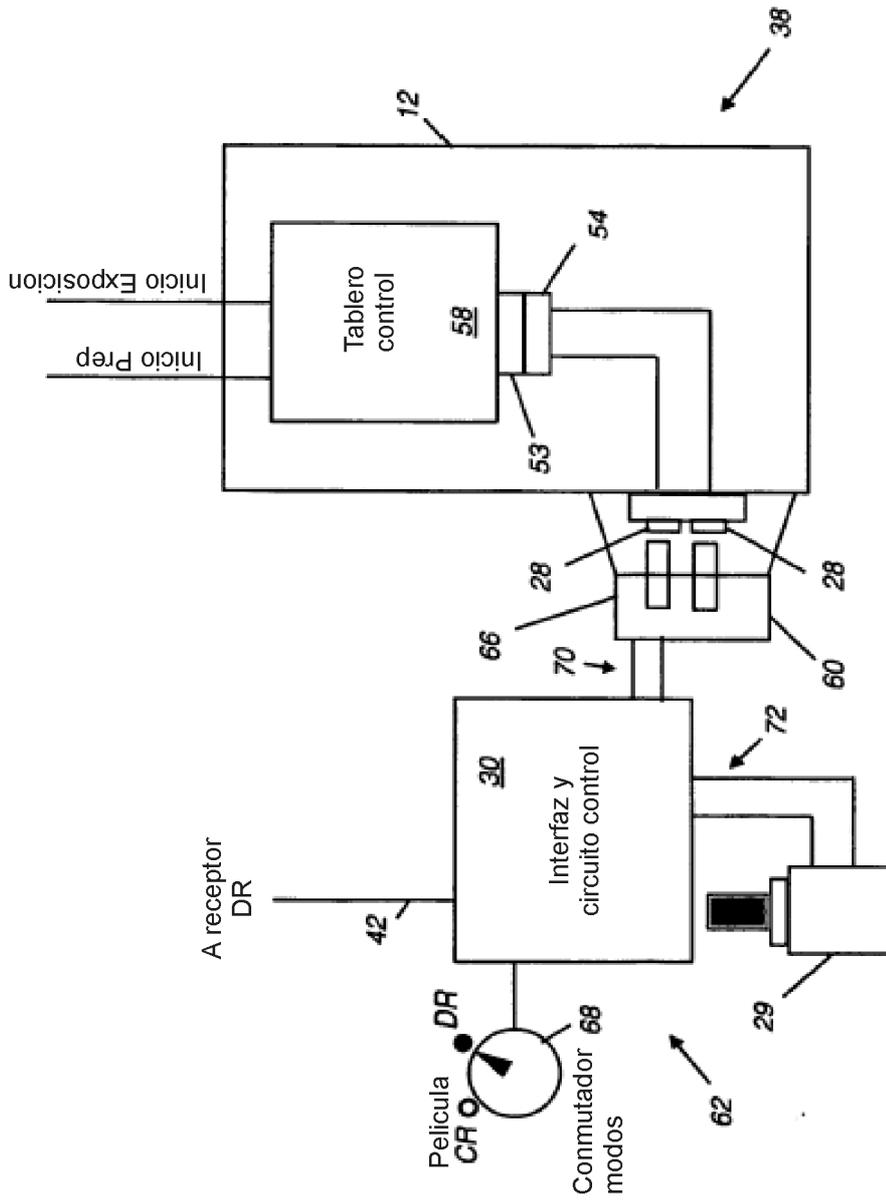


FIG. 5C



**FIG. 5D**



**FIG. 5E**

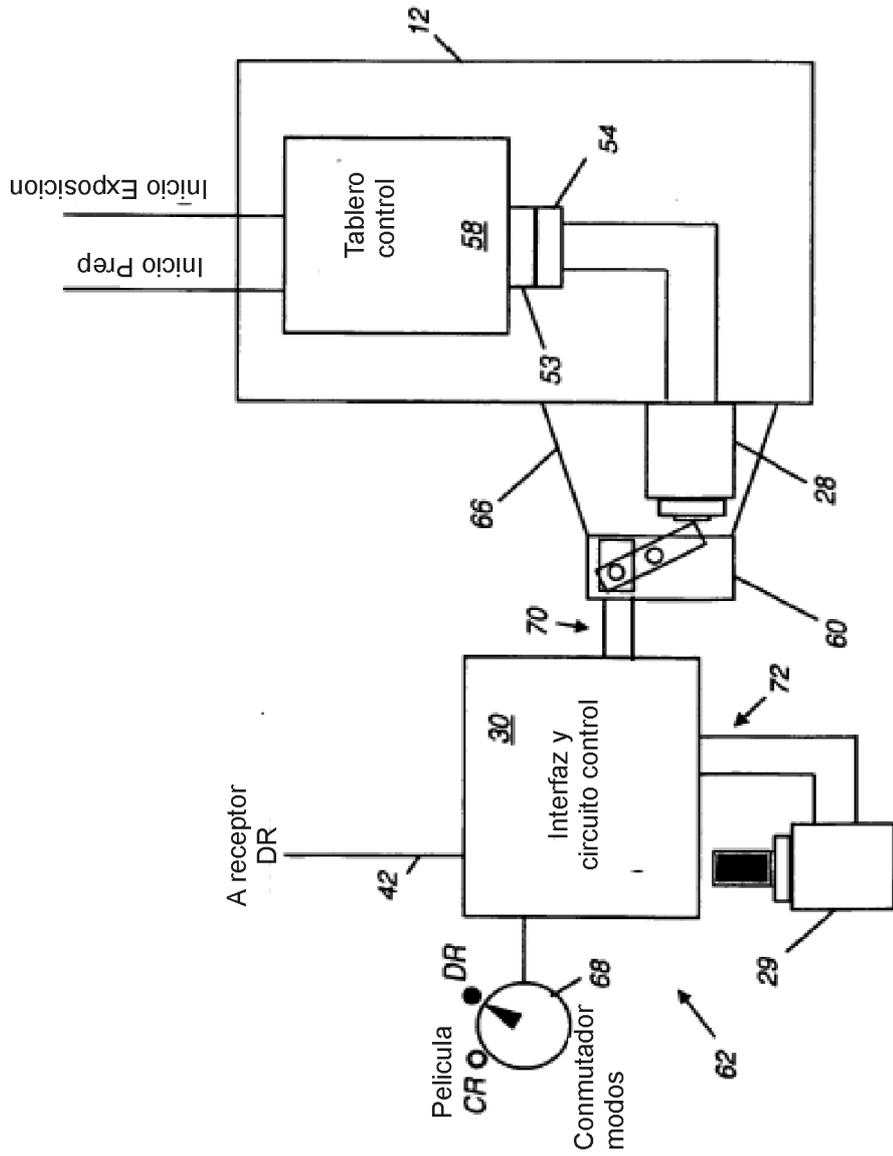
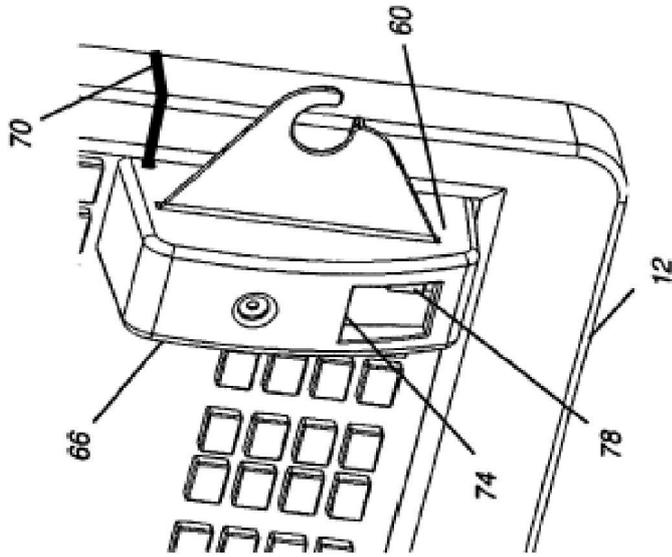
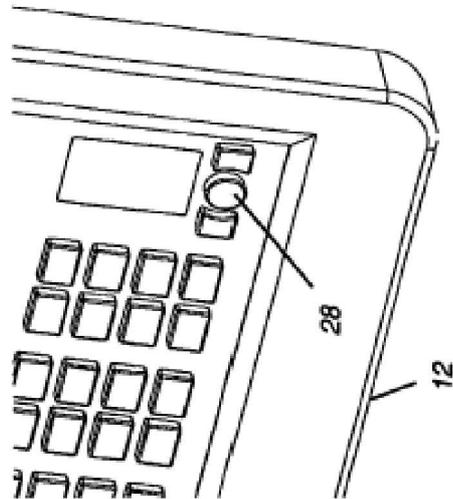


FIG. 5F

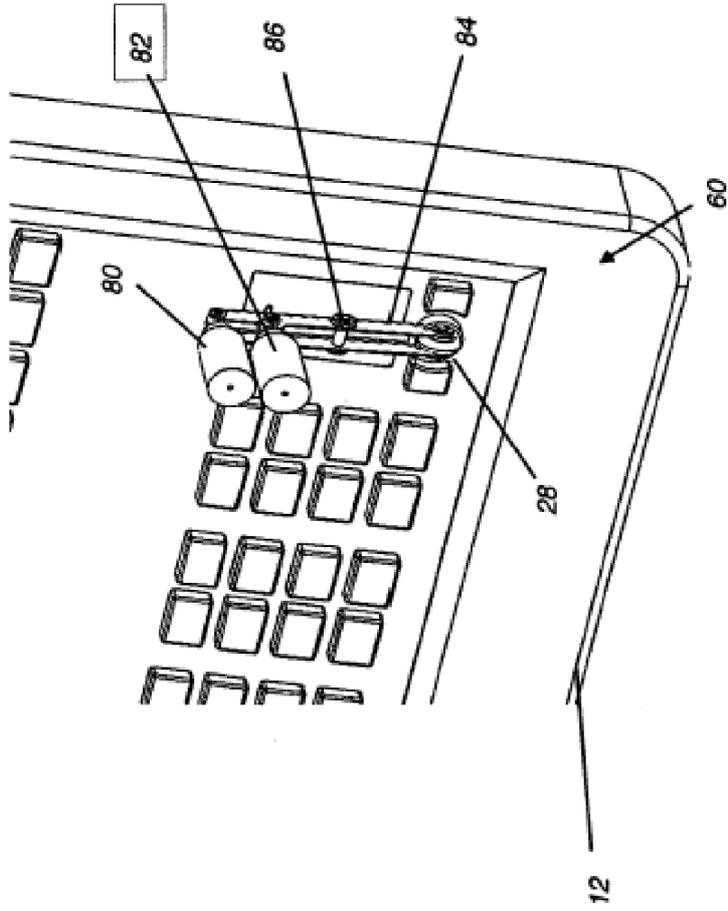




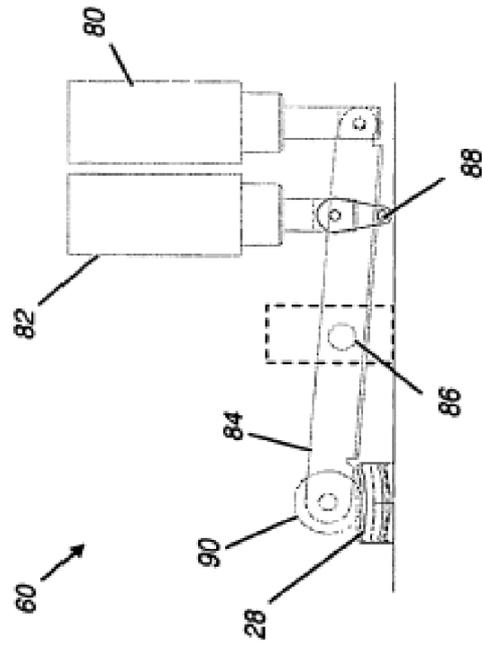
**FIG. 7B**



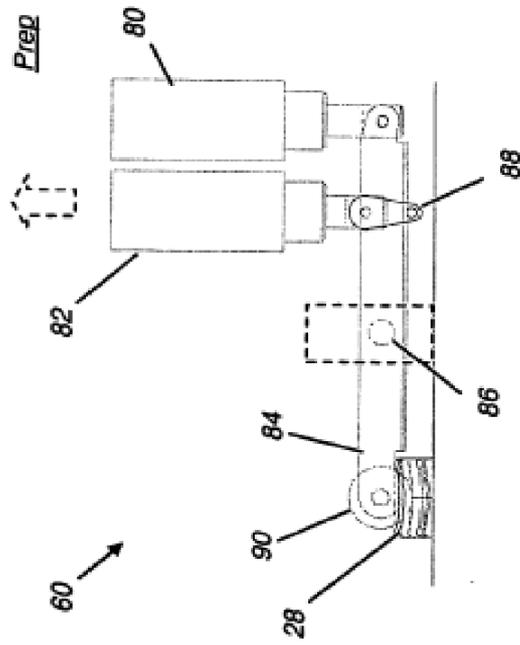
**FIG. 7A**  
(Tecnica Anterior)



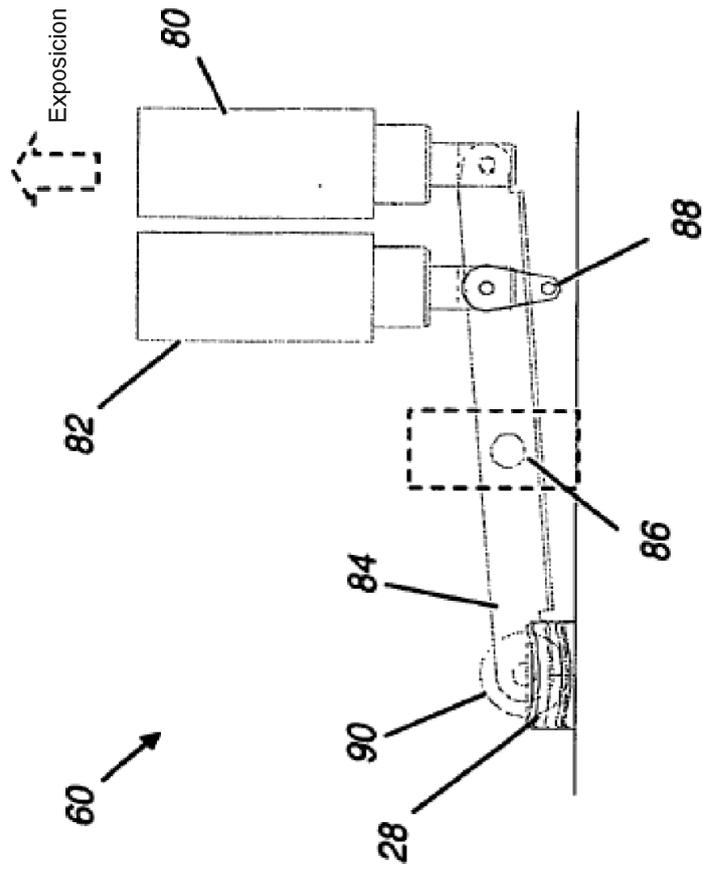
**FIG. 8**



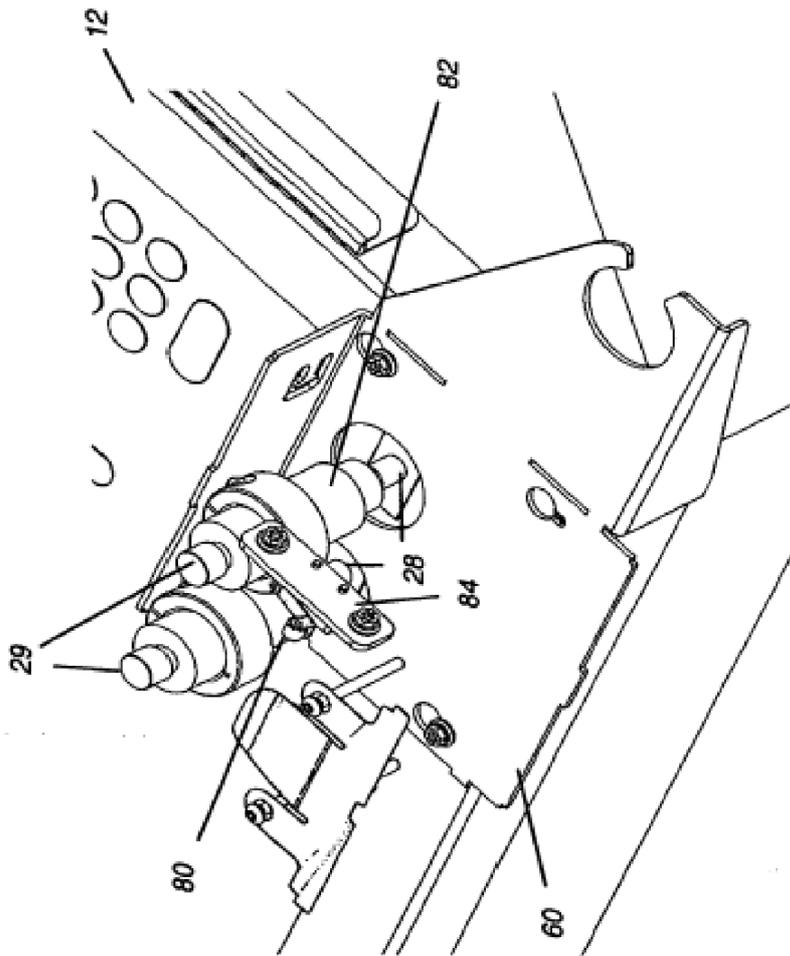
**FIG. 9A**



**FIG. 9B**



**FIG. 9C**



**FIG. 10**