

La Radiología Digital: Adquisición de imágenes

C. Fernando Mugarra González.

Doctor en Ciencias Físicas. Radiofísico Hospitalario. Profesor Titular de Electrónica. Departamento de Ingeniería Electrónica. Universidad de Valencia. E-mail: Fernando.Mugarra@uv.es

Miguel Chavarría Díaz.

Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario la Fe y Departamento de Informática. Universidad de Valencia.

INTRODUCCIÓN

El término radiología digital se utiliza para denominar a la radiología que obtiene imágenes directamente en formato digital sin haber pasado previamente por obtener la imagen en una placa de película radiológica. La imagen es un fichero en la memoria de un ordenador o de un sistema que es capaz de enviarlo a través de una red a un servidor para su almacenamiento y uso posterior. Por el contrario la radiología analógica utiliza para obtener imágenes un chasis con cartulinas de refuerzo y película radiológica o si es radiología en tiempo real un intensificador de imágenes que se visualizan en un monitor a la vez que se están obteniendo.

La radiología analógica ha demostrado a lo largo de más de diez décadas que es un sistema fiable y que con él se obtienen imágenes diagnósticas de gran calidad. A pesar de ello todo apunta a que sus días están contados y que la radiología digital va ir sustituyendo paulatinamente a la radiología analógica. Este cambio es muy importante y tiene múltiples aspectos a contemplar.

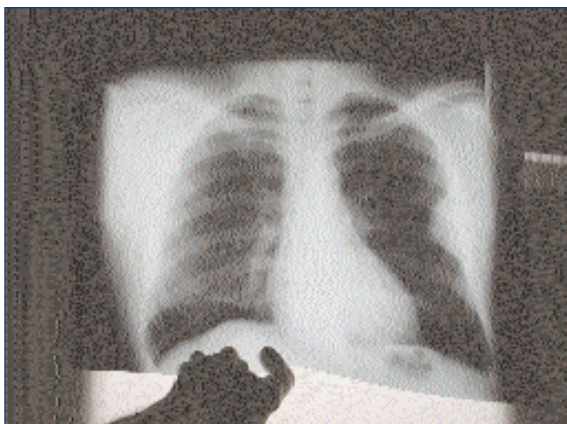


Figura 1. Imagen de un tórax obtenida en un equipo de RX analógico

Hace bastantes años que en los Servicios de Radiología de los Hospitales españoles entraron sistemas de obtención de imágenes diagnósticas en los que la imagen que

se obtiene es digital: TAC, RMI y Ecógrafos, también se podría incluir en esta lista los equipos vasculares digitales.

El TAC utiliza un fino haz de RX que barre en rodajas o en hélice la zona del paciente a explorar. El haz que logra atravesar el paciente es detectado por unos sensores cuya señal recoge, una vez digitalizada y convertida en un número en un ordenador. Estos datos y diversos algoritmos matemáticos permiten obtener las imágenes digitales de cortes de la zona explorada y si se tiene el software adecuado reconstrucciones 3D de dicha zona.

La RMI (Imágenes por Resonancia Magnética) utiliza un campo magnético constante muy intenso en el cual se coloca la zona del paciente a explorar. Diversos gradientes en el campo magnético según cada uno de los ejes coordenados, combinado con una secuencia de pulsos de radio frecuencia de valor adecuado, darán lugar a que desde la zona en exploración se emitan señales de radiofrecuencia de diferentes frecuencias y fases. El ordenador que gobierna el equipo, analiza estas señales y obtiene las imágenes de los cortes de la zona

Los Ecógrafos utilizan pulsos de ultrasonidos que se aplican en la zona del paciente que se está explorando. Los ecos de estos pulsos servirán para formar las imágenes en el ordenador que controla el sistema.

Los equipos vasculares digitales se desarrollaron fundamentalmente para obtener imágenes de vasos sanguíneos en las cuales se elimina de la imagen el entorno que puede entorpecer la visibilidad de estos vasos. Esta técnica tiene precedentes en la radiografía analógica, pero la potencia de los equipos vasculares actuales es fantástica.

En el Servicio de Medicina Nuclear el equipo básico que se usa para obtener imágenes diagnósticas es la gammacámara. Las gammacámaras obtienen imágenes de la zona del paciente que se desea explorar, detectando fotones gamma que emitirá dicha zona, después que el paciente haya incorporado a su organismo un radiofármaco que le han suministrado en dicho Servicio Médico. Las primeras gammacámaras suministraban imágenes analógicas pero la evolución tecnológica de estos equipos ha dado como resultado que las imágenes que obtienen

Monográfico: Radiología Digital

los equipos actuales son digitales. Otros equipos de diagnóstico más avanzados, que se utilizan en los servicios de Medicina Nuclear, como son el SPECT y el PET, sus imágenes han sido siempre digitales.

Las imágenes que se obtenían, y se obtienen, en todos estos sistemas estaban en la memoria de un ordenador en formato digital y se podían visualizar en monitores adecuados, no obstante en muchos casos el informe diagnóstico se hacía en los clásicos negatoscopios visualizando al trasluz copias impresas de las imágenes digitales, esta situación persiste en gran parte de los Servicios de Radiodiagnóstico. Las copias impresas se realizaban, y se realizan, sobre soportes similares a las placas de la radiología analógica y su aspecto es idéntico.

Esta situación parece que va a cambiar. ¿Por qué?, pues por la irrupción de los PACS, que son sistemas de archivo y comunicación de imágenes médicas, y las estaciones de Visualización y Diagnóstico que acompañan a la llegada de la Radiología Digital. Este hecho va a revolucionar todo el ámbito del Diagnóstico por la Imagen, y por lo que es fácil de suponer esta revolución va a tener muchas implicaciones en todo el ámbito Hospitalario y extrahospitalario a través del RIS, sistema de información radiológico, HIS, sistema de información hospitalario, y el gran desarrollo de Internet.

No todo lo que trae una renovación tecnológica tiene que ser positivo en sí, y si bien habrá que ser valientes y decididos para afrontar el reto que plantea esta nueva tecnología, también habrá que ser prudentes y sensatos para no cometer fallos que después son difíciles de arreglar, sobre todo teniendo en cuenta las implicaciones económicas que tienen los cambios de equipamiento tecnológico de una instalación sanitaria. Dicho esto es evidente que un conocimiento más profundo de estos nuevos sistemas puede y debe ayudar a un mejor análisis y valoración de los mismos.

Este artículo trata de explicar las principales características de los diferentes sistemas de adquisición de imágenes que actualmente ofertan las casas fabricantes de los equipos de Radiología Digital.

Antes de entrar en el tema hay que aclarar que bajo el término de radiología digital se incluyen sistemas de adquisición de imágenes en los que el proceso físico que se realiza para obtener la imagen digital es muy diferente de unos a otros. Para mayor claridad se seguirá la clasificación más habitual: agrupar los diferentes sistemas de radiología digital en dos tipos, y dentro de cada tipo se aclarará las diferencias, si son tecnológica o físicamente significativas, entre equipos de diferentes fabricantes.

Los dos tipos de radiología digital a los que se hace referencia son: radiología digital indirecta (IR: Indirect Radiography) o radiología computarizada (CR: Computed Radiography), y radiología digital directa (DR: Direct Radiography). En este último tipo existen dos grandes grupos: los sistemas basados en sensores de Dispositivo de

Carga Acoplada (CCD: Charge Coupled Device), y los sistemas basados en detectores de panel plano (FPD: Flat Panel Detector). Por último dada su importancia se tratará el tema de los equipos de mamografía digital.

RADIOLOGÍA DIGITAL INDIRECTA

RADIOLOGÍA COMPUTARIZADA (CR)

CR es un tipo de radiología digital con más de dos décadas de antigüedad que en los últimos años su implantación ha tenido un gran auge. El nombre es un término comercial tras el cual hay un sistema tecnológico, como se verá no excesivamente complejo, que suministran diferentes fabricantes.

Para obtener un sistema CR basta sustituir en un equipo de RX convencional, el chasis radiológico de película fotográfica con sus cartulinas de refuerzo, por un chasis que tiene en su interior una lámina de un fósforo foto-estimulable. El equipo se ha de completar con un lector del nuevo tipo de chasis e impresoras adecuadas conectadas al lector de chasis. Haría falta hablar de otros elementos que mejoran y complementan el sistema pero eso se expondrá posteriormente.

El fósforo de la cartulina CR, a diferencia de los fósforos de las cartulinas de refuerzo de los chasis de la radiología analógica, no emite instantáneamente la mayor parte de la energía que el haz de RX le depositó al interactuar con él, si no que la almacena durante cierto tiempo y hay que estimularlo para que la emita antes de que decaiga de forma espontánea. La razón de ello es que el fósforo de estas placas suele ser una mezcla de fluorohaluros de bario activados con impurezas de europio.

Cuando se realiza un disparo de RX sobre una de estas placas de fósforo, el haz de RX interactúa con el material del fósforo, libera electrones de los átomos de las impurezas. Esto equivale a que pasen electrones desde los niveles energéticos de la banda de valencia a los niveles energéticos de la banda de conducción, una vez en la banda de conducción muchos de estos electrones son atrapados por estados energéticos ligeramente por debajo de la energía mínima de la banda de conducción y en ellos quedan retenidos con una vida media de días. Si queremos liberarlos antes de que decaigan de por sí, al cabo de días, hay que bombardear el fósforo con un haz de fotones, de energía adecuada, que los devuelva a la banda de conducción y queden libres en la estructura. Una vez libres en la banda de conducción pueden decaer a la banda de valencia emitiendo luz visible. Este proceso se produce cuando los electrones libres en la banda de conducción son capturados por átomos de impurezas de europio que hubieran soltado previamente un electrón por la acción de los RX (fig. 2).

El chasis CR una vez irradiado almacena una información que se lee en equipos especiales que convierten



Figura 2. Proceso físico de irradiación y lectura de una placa CR.

dicha información en una imagen digital. Antes de su procesamiento en el equipo de lectura, la placa CR contiene una imagen latente que recuerda a la imagen latente que contiene una placa radiológica analógica que acaba de ser irradiada y no ha sido aún revelada.

El equipo de lectura del chasis CR es similar a una reveladora luz-día de los chasis de la radiología analógica. Una vez que el chasis está dentro del equipo de lectura este extrae la placa de fósforo, la pone en un sistema de arrastre por rodillos y barre cada línea horizontal de la placa con un haz de luz láser en la banda energética del rojo. La luz láser roja es la excitación adecuada para que el fósforo emita la energía acumulada, en la irradiación con RX, en forma de fotones de luz visible en el intervalo de energías del azul al verde. Una guía de luz de fibra óptica, recoge gran parte de la luz que está emitiendo la placa de fósforo, la lleva a un tubo fotomultiplicador (fig. 3) y este convierte la luz en una señal eléctrica. Un conversor analógico digital transforma la señal eléctrica en un número.

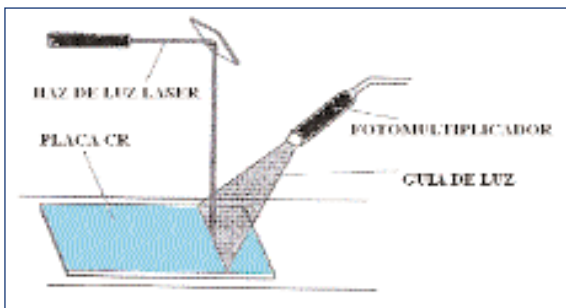


Figura 3. Lectura de la placa CR por activación con luz láser.

El proceso repetido para cada punto de cada línea de la placa, da una serie de números que formarán la imagen digital, donde cada número dará un nivel de gris del punto de la placa correspondiente. La imagen obtenida, una vez aceptada, se puede imprimir o si el servicio dispone de PACS puede simplemente enviarse al PACS para su almacenamiento y posterior informe. Una vez leída la lámina de fósforo, se borra mediante el barrido de la placa por un intenso haz de luz blanca, tras lo cual queda disponible para un nuevo uso una vez devuelta al chasis (fig. 4).



Figura 4. Equipo de lectura de placas CR de la casa comercial AGFA.

Un detalle importante que se ha de resaltar es que en el haz de luz que llega al tubo fotomultiplicador se ha eliminado, mediante un filtro, la banda espectral del rojo para eliminar en dicha señal la luz procedente del láser. Si no se excluye dicha banda del espectro de la luz que lee el tubo fotomultiplicador, se estaría añadiendo ruido de fondo a la señal que se recoge de la placa de fósforo.

El proceso de trabajo que se realiza con CR es similar al de la radiología analógica si una vez obtenida la imagen esta se imprime directamente y no se almacena en el PACS. Este hecho ha potenciado la introducción de este sistema de radiología digital en los servicios de radiodiagnóstico. La introducción de este sistema deja preparado el servicio de radiodiagnóstico para la posterior implantación de un PACS, si no se realizó a la vez que se instaló la CR.

Un aspecto importante a tener en cuenta en el uso de este sistema de imagen es que el rango dinámico del fósforo es casi de cinco órdenes de magnitud de exposición a la radiación, frente a los menos de dos en los sistemas de radiología analógica.

Una placa radiológica obtenida por un disparo de RX en un sistema de radiología analógica puede dar lugar a una imagen que esté un poco clara o un poco oscura si ha faltado o sobrado dosis de radiación en el disparo realizado, respectivamente. Este problema que es una de las causas habituales de repetición de placas es muy difícil que se dé en CR dado el amplio margen dinámico que posee.

Como se acaba de citar, el rango dinámico tan amplio de la CR es muy útil pero se puede convertir en uno de sus mayores problemas. La causa es que los operadores del equipo con chasis CR saben, o deberían saberlo, que el ruido en la imagen, principalmente moteado radiológico, aumenta si el número de fotones que llega a cada punto del panel de fósforo, lo que luego va ser un píxel, es bajo. Pocos fotones por píxel dan una baja relación señal/ruido. La relación señal/ruido mejora si se aumenta el número de fotones que se recoge en cada píxel.

Ante esta situación el operador, para garantizar una alta calidad en la relación señal/ruido, aumenta la carga del

Monográfico: Radiología Digital

disparo de RX. La relación señal/ruido ha mejorado mucho pero la dosis de radiación al paciente también y eso hay que impedirlo a toda costa. Hay que obtener una buena calidad de imagen pero no se debe subir la dosis al paciente para mejorar excesivamente la relación señal/ruido.

El problema expuesto pone de manifiesto que los equipos con CR deben de llevar incorporado un sistema de exposímetro automático. Este sistema corta el disparo de RX cuando la dosis de radiación que llega al sistema de imagen alcanza el nivel que se considera adecuado, lo cual incluye una adecuada relación señal/ruido y una dosis al paciente moderada, por supuesto siempre por debajo de los estándares que marcan la legislación y los protocolos de protección radiológica y de garantía de calidad en RX.

Cuando se dispone de chasis de CR en un servicio de radiología es habitual realizar los estudios radiológicos con estos chasis a los pacientes que no se pueden desplazar hasta el servicio de radiodiagnóstico y hay que hacerles el estudio con un equipo portátil. La razón de usar siempre los chasis de CR es que se garantiza que no habrá que volver a repetir la placa por muy clara o muy oscura. Los equipos portátiles no disponen de exposímetro automático, por tanto que el disparo no imparta una dosis excesiva al paciente dependerá de la formación y actitud del operador de RX que realiza el disparo.

Esta cuestión y un buen control de los exposímetros automáticos es un tema de responsabilidad del personal de protección radiológica que llevan a cabo el programa de garantía de calidad de las instalaciones de RX, pero una buena formación de los operadores de la instalación es tan importante o más, y jamás se podrá conseguir controlar totalmente este problema si los operadores de estos equipos no tienen clara su importancia.

Antes de concluir con este tipo de radiología digital se ha de mencionar que la imagen que obtiene el equipo lectura del chasis CR no es tal cual la imagen que nos muestra para su aceptación. La imagen digital que se obtiene tras la lectura sufre una serie de procesamientos digitales mediante diversos algoritmos matemáticos, procesamientos digitales que eliminan imperfecciones del proceso de lectura de la placa, eliminan artefactos o fallos en la lectura de líneas, y que también mejoran la calidad de la imagen.

RADIOLOGÍA DIGITAL DIRECTA

SISTEMA BASADOS EN SENSORES CCD.

Un sensor CCD es el dispositivo que capta las imágenes en las cámaras y las videocámaras digitales actuales. Un sensor CCD es un circuito integrado que contiene en una cara una matriz de elementos sensibles a la luz visible (fig. 5). Para un tamaño de la matriz sensible de 2,5 x 2,5 cm

la matriz puede contener 2048 x 2048 elementos y las imágenes que obtiene serán de 4 Mega pixels de resolución. Esta resolución va en aumento pues ya se ofertan cámaras fotográficas digitales con sensor CCD de 6 Mega pixels.

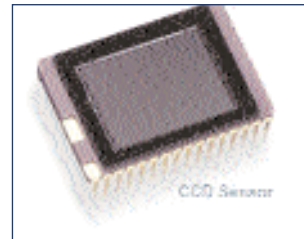


Figura 5.
Pequeño sensor CCD de una cámara fotográfica digital.

Cuando los fotones de luz visible interaccionan con un elemento de la matriz del sensor CCD, en el elemento se liberan electrones y estos quedan atrapados en el mismo ya que actúa como un condensador eléctrico. La razón estriba en que hay barreras de potencial eléctrico entre los diferentes elementos, que impiden la migración de la carga entre elementos. La lectura posterior de la carga almacenada en cada elemento y su conversión a un valor digital es el proceso que permite obtener una imagen digital con estos sensores.

La lectura de la carga almacenada en los diferentes elementos de la matriz del sensor CCD al obtener una imagen, se realiza de una forma muy peculiar ya que no se accede directamente a cada elemento para medir la carga almacenada. Si la descarga de cada elemento se hiciera por acceso directo desde el exterior hasta cada elemento, el cableado necesario para ello sería excesivo, baste pensar en el cableado que requeriría un CCD de 1 Mega pixels.

El método de lectura se basa en medir la carga del elemento que está en un extremo de la última fila, p.e. el del extremo izquierdo (fig. 6)

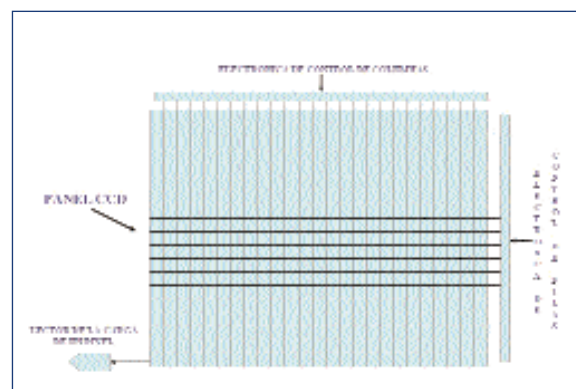


Figura 6. Proceso de lectura de un CCD por transferencia de carga.

Una vez leído un pixel se desplaza la carga de cada uno de los elementos del resto de esta fila a su elemento de la izquierda y se vuelve a leer la carga del elemento del

extremo izquierdo. El proceso se repite tantas veces como elementos hay en la fila, con ello se completa la lectura de la carga acumulada en cada uno de los elementos de la última fila. Una vez leída la última fila, se transfiere la carga de los elementos del resto de filas al elemento contiguo de la fila que tiene debajo, transferencia por columnas (fig. 7).

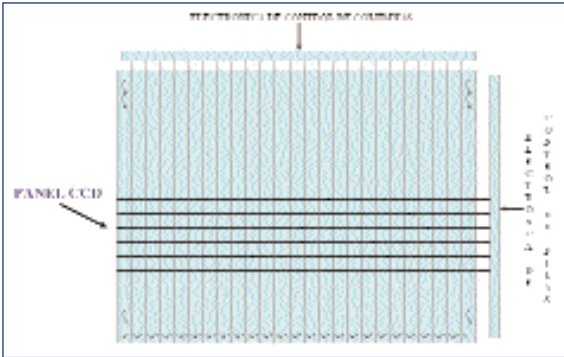


Figura 7. Transferencia de carga entre píxeles.

Se repite el proceso de la lectura de la última fila y con ello se ha leído la penúltima fila del sensor CCD. Si se ha entendido el proceso de lectura de estas dos filas, el método para leer el resto de las filas es muy fácil de imaginar.

La introducción de los sensores CCD en los equipos de radiodiagnóstico tuvo lugar a través de la fluoroscopia y el cine-radiografía: la salida del intensificador de imagen se acopla óptimamente al sensor CCD mediante lentes y fibra óptica. La secuencia de imágenes que se obtiene es digital y de muy alta calidad.

En imagen radiológica de pequeña superficie su aplicación puede ser fácil como es el caso de la radiología dental. Una placa intensificadora delante y en contacto con la cara activa del CCD hace de convertidor fotónico: por cada fotón de RX que interacciona con la placa intensificadora esta emite un buen número de fotones del espectro visible a los cuales es muy sensible los elementos del CCD. El proceso se puede llevar a cabo con un alto índice de rendimiento dado su buen acoplo óptico.

Este tipo de uso del CCD se puede hacer extensivo a la obtención de imágenes radiológicas si el campo que se trata de visualizar no es de una superficie mucho más extensa que la del CCD. El equipo que se utiliza es una ligera modificación del mencionado para la radiología dental: una placa intensificadora del tamaño del campo a visualizar sufre la interacción del haz de RX y emite varios fotones de luz visible por cada fotón de RX que interaccionó con la placa. Un bloque de fibra óptica acoplado a toda la superficie de la otra cara de la placa intensificadora recoge la luz y la traslada, estrechándose por el camino, a la superficie del CCD. Si la proporción entre ambas superficies no es muy elevada la luz que recoge el CCD puede ser suficiente para obtener una imagen de exce-

lente calidad. Un ejemplo de ello puede ser el de las biopsias en mamografía donde el campo a visualizar puede ser de tan solo 5 x 5 cm. Este método no es aplicable directamente a la obtención de imágenes de tamaños mucho más grandes, p.e. imágenes de tórax donde el campo es de 35 x 43 cm., ya que la relación de superficies: campo a visualizar y superficie del CCD es muy grande y la calidad de la imagen resultante no es aceptable.

La mejora en el acoplamiento óptico de los paneles centelleadores que detectan los fotones de RX y los convierten en fotones de luz visible, y los mosaicos de células CCD sensibles a la luz visible, están abriendo un campo de grandes posibilidades en la radiología digital. Dada la gran resolución espacial que se puede conseguir con estos sensores, superior a 10 pares de líneas por mm.

DETECTORES DE PANEL PLANO

Estos detectores son más conocidos con el nombre genérico de flat panel (FP) o también flat panel detector (FPD).

El desarrollo tecnológico ha logrado un control muy preciso de las técnicas de deposición de sustancias semiconductoras sobre extensas áreas de un sustrato. Un campo de aplicación de estas técnicas es la denominada tecnología de matriz activa, y un ejemplo de ello son las pantallas planas de ordenador tipo TFT. Este avance tecnológico se ha utilizado para desarrollar nuevos sistemas detectores de RX que permiten obtener imágenes digitales trascurridos tan sólo unos segundos desde la realización del disparo de RX y sin tener que manipular ningún chasis. El detector cuando recibe un disparo de RX genera una secuencia de datos numéricos que transferirá al ordenador que controla el equipo. El detector obtiene directamente una imagen en formato digital. (fig. 8)

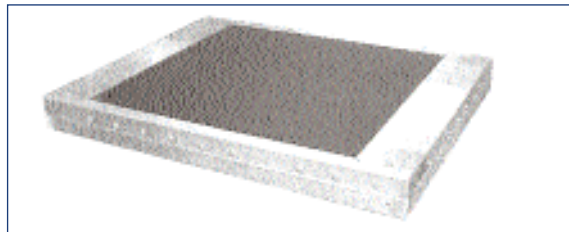


Figura 8. Detector indirecto de panel plano de la casa comercial G.E.

La estructura interna de estos detectores es parecida a la de las pantallas TFT pero con una diferencia importante: las pantallas TFT usan la matriz activa para mostrar en ella una imagen que está en formato digital en el ordenador. Los detectores de panel plano recogen información del disparo de RX a través de una matriz activa, la digitalizan y el ordenador almacena el fichero de los datos recibidos desde el detector: la imagen digital.

Existen dos sistemas bastante diferentes de equipos de radiología digital de panel plano: los sistemas de panel

Monográfico: Radiología Digital

plano de detección indirecta y los sistemas de panel plano de detección directa.

Los de detección indirecta convierten los fotones de RX en fotones de luz visible y estos los convertirán en carga eléctrica que es lo que la matriz activa convertirá en un número en el proceso de descarga. Los de detección directa convierten directamente los fotones de RX en carga eléctrica, el resto es muy similar a los de detección indirecta. Ambos sistemas convierten los fotones de RX que han interactuado en la zona de detección de un píxel en una carga eléctrica almacenada en el elemento de la matriz activa correspondiente a dicho píxel.

La lectura de la carga almacenada en cada píxel de la matriz activa durante un disparo de RX se inicia inmediatamente después que el equipo corta el haz de RX. El acceso a cada píxel de la matriz activa no se hace por cableado directo al mismo si no activando dos líneas de señal control: una de la fila del píxel y la otra la de la columna del píxel, pero en este proceso, a diferencia del que se menciona para los detectores CCD, la carga no va a llegar al exterior pasando por otros píxeles de la matriz activa si no que la línea de la columna que se ha activado conecta un solo píxel, a través de un multiplexor, con el conversor analógico-digital. Éste convierte la carga almacenada en un número que será el nivel de gris que se asigna al píxel. El píxel que se lee cada vez es el de la intersección de la fila y la columna que se ha activado.

La diferencia entre el sistema panel plano de lectura indirecta y el sistema panel plano de lectura directa parece mínima pero tiene su importancia y se debe analizar.

DETECTOR INDIRECTO DE PANEL PLANO

El detector indirecto de panel plano posee una matriz activa cuyos elementos son sensibles a los fotones de luz visible. Los fotones de RX interactúan con un centellador que se ubica delante de la matriz activa y que produce múltiples fotones de luz visible por cada fotón de RX que interactúa con él. La luz se convierte en carga eléctrica mediante un fotodiodo de silicio amorfo que existe en cada elemento de la matriz activa, esta carga se va alma-

cenando en el condensador del píxel, hasta que arranca el proceso de lectura al finalizar el disparo de RX (fig. 9).

Algunos de estos sistemas utilizan centelladores basados en tierras raras, oxisulfitos de gadolinio. Para conseguir con estos centelladores un rendimiento de detección de los fotones de RX aceptable, estos deben tener un espesor mínimo ya que mientras que en los chasis de la radiología analógica se puede ubicar una placa de centellador a cada lado de la película fotográfica, en el panel plano sólo se puede colocar una lámina de centellador entre el haz de RX y la matriz activa.

Si se incrementa el espesor del centellador aumenta el rendimiento de detección de fotones de RX pero por contra se pierde resolución espacial. Los fotones de luz se producen y se dispersan a partir del punto del centellador en que interactuó el fotón de RX. Si el punto de interacción está próximo a la superficie de entrada al centellador dará lugar a un haz de fotones de luz que llegarán a un mayor número de píxeles de la matriz activa que si interactúa en un punto próximo a la otra cara del centellador. Este problema se agrava aumentando el espesor del centellador.

Los parámetros: rendimiento de detección y resolución espacial, son esenciales para la calidad de la imagen, por tanto hay que buscar un espesor de centellador que mantenga un equilibrio entre ambos, y se obtenga una calidad de imagen adecuada. Una mejora apreciable de la situación la han obtenido algunos fabricantes de este tipo de sistemas cambiando el centellador e introduciendo las agujas de ICs (Yoduro de Cesio) como centellador. (fig. 10)

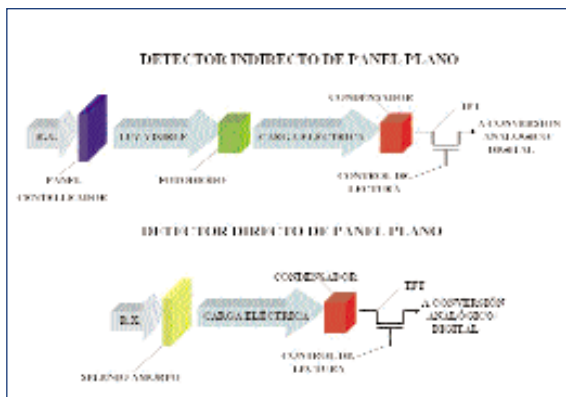


Figura 9. Procesos físicos en los paneles planos indirectos y directos

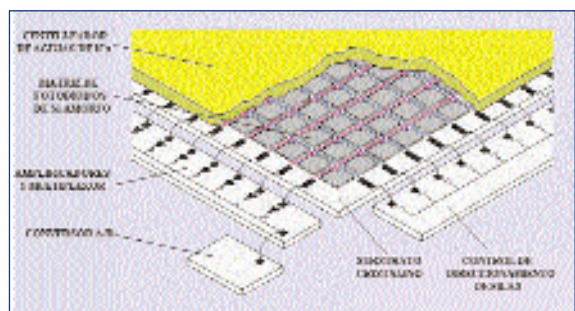


Figura 10. Estructura interna del panel plano de la figura 8. El panel consta de 3000x3000 píxeles

Las agujas de ICs además de ser un centellador de rendimiento de interacción con los fotones de RX aceptable, una vez que los fotones de luz se han producido en ellas tras la interacción del fotón de RX, se comportan como guías de luz y evitan la dispersión tan fuerte que se produce en las placas intensificadoras normales.

Los flat panel indirectos con centellador de ICs logran tamaños de píxel de tan sólo 100 μ m de lado. Éste tamaño de píxel fija la resolución espacial del sistema en 5 pares de líneas por milímetro. A mayor número de líneas por milímetro más calidad de imagen.

Otro aspecto a tener en cuenta en estos sistemas es el dominado factor de llenado (fill factor). El factor de llenado es la proporción de la superficie del píxel que es útil para recoger señal. En una esquina del píxel se ha de colocar la electrónica que permite la transferencia de la carga acumulada en él durante el disparo. Cuanto mayor sea esta zona menor será el fill factor y menor el rendimiento de detección. La electrónica que controla la transferencia de carga desde el píxel es un transistor que actúa de interruptor (fig 11).

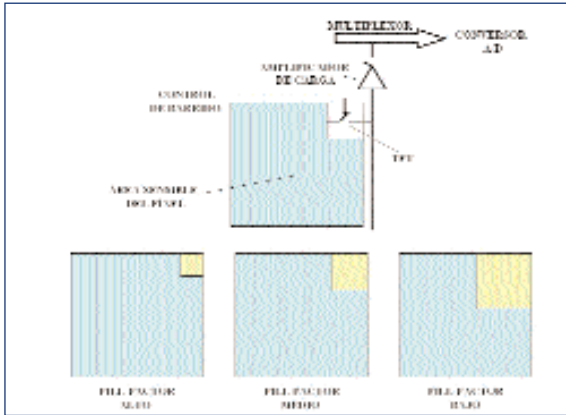


Figura 11. Factor de llenado (Fill factor).

DETECTOR DIRECTO DE PANEL PLANO

El flat panel de detector directo convierte los fotones de RX que interaccionan con él directamente en carga eléctrica que se almacena en el condensador asociado a cada píxel. El resto es exactamente como en el detector de flán panel indirecto (fig. 12).

Para conseguir la conversión directa se cambia el centellador y el fotoconversor por una capa de selenio amorfo (aSe) entre cuyas caras se ha establecido una diferencia de potencial. La interacción de los fotones de RX con el aSe produce pares electrón-hueco, que bajo la acción del fuerte campo eléctrico existente en su seno emigran, los electrones hacia la cara superior y los huecos hacia la cara

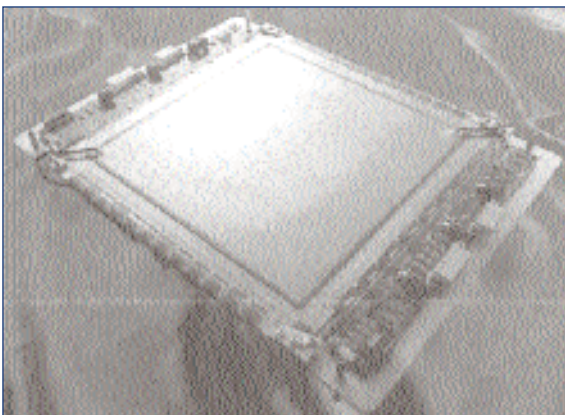


Figura 12. Detector directo de panel plano de la casa comercial Toshiba.

inferior donde son recogidos por el condensador del píxel sobre el cual físicamente estaban.

El campo eléctrico va servir para que la carga producida en cualquier interacción de un fotón de RX se recoja exactamente en el píxel sobre el cual está ubicado el punto del aSe en el cual se produjo la interacción, y además mediante ajuste adecuado de este campo eléctrico se puede conseguir un fill factor efectivo mejor que en los flán panel de detección indirecta. Los huecos los podemos guiar mediante el campo eléctrico.

El selenio amorfo tiene de número atómico (Z) de 34. Éste valor no muy alto de Z del aSe es la causa de que su rendimiento de interacción con los RX no sea muy alto, el rendimiento de interacción con los RX de un material es proporcional a su Z. Para compensar este problema se usa una capa de aSe más gruesa con lo cual se consiguen rendimientos de interacción muy aceptables. Mayor espesor de detector da lugar a mayor rendimiento de interacción.

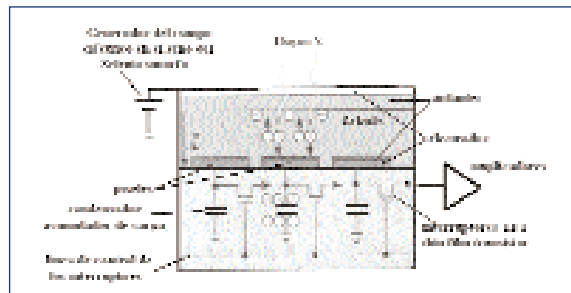


Figura 13. Esquema de funcionamiento en un panel plano directo de Selenio amorfo.

Se ha de tener en cuenta que en este tipo de detectores el mayor espesor del detector no degrada la resolución del sistema ya que el fuerte campo eléctrico existente en el seno del aSe dirige los iones que produce cada interacción de un fotón de RX en el seno del aSe, directamente en la perpendicular a la matriz activa, e impide la dispersión en otras direcciones. Si se produjera dispersión, esta sería más acentuada cuanto más grueso fuera el detector y por tanto más degradaría la resolución.

MAMOGRAFÍA DIGITAL

Los diferentes tipos de equipos de mamografía digital que actualmente se ofertan se han implementado mediante los diferentes tipos de radiología digital que hemos descrito previamente. Hay de todos los tipos y es difícil decidir cual es el que presenta las mejores prestaciones. Además lo que hoy se puede aventurar como el equipo con mejores prestaciones, probablemente mañana será superado por un nuevo diseño o simplemente por la introducción de unas sencillas mejoras en un equipo ya existente.

Dada la polémica que se ha desatado en entre los radiólogos de este país a favor y en contra de los equipos de mamografía digital, no es el momento de opinar a

Monográfico: Radiología Digital

favor o en contra si no de dar elementos técnicos objetivos que puedan aportar luz al tema.

En primer lugar se ha de constatar que ningún equipo de mamografía digital de los que actualmente están a la venta, junio del 2003, ha alcanzado la resolución de los 11 pares de líneas por milímetro que se obtienen con algunos sistemas de imagen de la mamografía analógica, pero ya están bastante cerca.

Dicho lo anterior hay que matizar que no todo se reduce a dar ese parámetro, hay otros aspectos a tener en cuenta que pueden compensar con creces el tema del número de pares de líneas por milímetro.

Para no marear con muchos datos técnicos sólo se va a incidir en las posibilidades que ofrece la imagen digital y el software asociado de ayuda a la detección y al diagnóstico de patologías malignas en la imagen mamográfica (C.A.D.: Computer Aided Diagnostic).

El estudio y análisis de las imágenes mamográficas en una buena estación de visualización que disponga de un buen sistema C.A.D., se está mostrando como una potente herramienta de trabajo. Los primeros resultados que se están publicando de comparación de estos sistemas frente a la mamografía analógica auguran un gran futuro a la mamografía digital.

BIBLIOGRAFÍA.

- **S. Webb**, ed. *The Physics of Medical Imaging*. Adam Hilger, 1988.
- **K. Kirk Shung, Michael B. Smith and Benjamin Tsui**, *Principles of Medical Imaging*. Academic Press, 1992.
- **W. R. Hendee and J. H. Trueblood**, *1993 Summer School Proceedings, American association of Physicist in Medicine* (AAPM), Medical Physics Monograph nº 22, 1993.
- **A. Brinton**, *Physics of Radiology*. Prentice-Hall International, 1993.
- **Jacob Beutel, Harold L. Kundel and Richard L. Van Metter**, ed. *Handbook of Medical Imaging volume 1 Physics and Psychophysics*. Spie Press, 2000.
- **Milan Sonka and J. Michael Fitzpatrick**, ed. *Handbook of Medical Imaging, volume 2 Medical Image Processing and Analysis*. Spie Press, 2000.
- **Jerold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt JR. and John M. Boone**. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.