Boletín Tecnológico
Evaluación de Tecnologías en Salud
N° 26 – Año 2008

DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS EN RADIOLOGÍA

Introducción

Las imágenes médicas son generadas por equipos médicos de variada tecnología y especialidad: equipos de Radiología, equipos de endoscopía y equipos de microscopía, entre otros.

Las imágenes médicas generadas por los equipos de Radiología, ocasionan mayores problemas en la gestión de imágenes médicas en EsSalud.

Los principales equipos de Radiología son:

- Equipos de Rayos X (Estacionarios, Rodables, Fluoroscopía, Arco en C)
- Equipo de Mamografía
- Angiógrafo
- Tomógrafo Computarizado (CT)
- Equipo de Resonancia Magnética
- Litotriptor Extracorpóreo (componente diagnóstico mediante Rayos X)
- Cámara Gamma (Medicina Nuclear)
- Densitómetro Óseo
- Equipos de Ultrasonido: Ecocardiógrafo, Ecógrafo Doppler, Ecógrafo de Uso General

La tendencia mundial en imágenes médicas es la digitalización; en tal sentido, EsSalud ha venido adquiriendo en los últimos años los equipos de Radiología que obtienen las imágenes en formato digital, excepto los Equipos de Rayos X y Mamografía, que en su mayoría han sido adquiridos con tecnología convencional.

Tecnología convencional en los Equipos de Rayos X y Equipos de Mamografía

Los equipos de tecnología convencional son los que utilizan las películas (placas) radiográficas.

En los últimos cien años se ha venido utilizando la película radiográfica para capturar las imágenes de Rayos X, que pasan al revelado mediante un proceso químico y finalmente se visualiza al trasluz de un Negatoscopio para emitir un diagnóstico.

Tecnología Digital en los Equipos de Rayos X y Equipos de Mamografía

La digitalización es la puerta de entrada al sistema PACS, que permitirá mejorar significativamente la gestión de imágenes médicas.

Las imágenes digitales también producen un cambio en el modo de diagnóstico médico: con los Equipos de Rayos X convencionales el médico emite diagnóstico visualizando las placas radiográficas; en cambio, con las imágenes digitales, el médico puede diagnosticar visualizando las imágenes en Monitores de alta resolución de una Estación de Trabajo (Workstation).

Comparación de la visualización:

Sin digitalización, con Negatoscopio

Con digitalización, imágenes en Monitores de una Estación de Trabajo

¿Cómo se obtienen las imágenes digitales?

Las imágenes digitales se obtienen empleando detectores que reciben los Rayos X, reemplazando a las películas radiográficas convencionales. A través de los detectores se forma la imagen latente, ésta se traslada a una computadora (consola o estación de trabajo) donde se guarda en formato digital, visualizándose en el Monitor, y puede ser manipulable en brillo, contraste, zoom, etc.

Tenemos dos escenarios de partida para obtener las imágenes digitales de los Equipos de Rayos X y Equipos de Mamografía:

a) Digitalizando imágenes de un equipo convencional existente: Equipo de Rayos X o Equipo de Mamografía.

b) Directamente de un Equipo de Rayos X Digital (DR) o Equipo de Mamografía Digital.

La imagen digitalizada debe estar en formato DICOM para conectarse al sistema PACS.

La tecnología que se emplea para ambos casos se indica en el siguiente cuadro resumen:

Tecnología Actual de la Radiología Digital para Equipos de Rayos X y Equipos de Mamografía

Método	Tecnología		Digitalización en Equipo de Rayos X Estacionario convencional	Digitalización en Equipo de Rayos X Rodable convencional	Digitalización en Equipo de Mamografía convencional	Digitalización directa con Equipo de Rayos X Digital (DR) Estac. o Rodable y Equipo de Mamografía Digital
Indirecto	Radiografía Computada (CR)		✔	✔	✔	
Directo	Conversión Indirecta	Detector CCD	✔ (Detector portátil)			✔
		Detector de Panel Plano TFD/TFT de Silicio amorfo	✔ (Detector portátil)			✔
	Conversión Directa	Detector de Panel Plano TFT de Selenio amorfo				✔

Tecnología de la Radiografía Computada (CR)

El término abreviado CR deriva de la denominación en inglés Computed Radiography.

Esta tecnología es una de las tecnologías más asentadas en el campo de la radiología digital, fue introducida por el fabricante japonés Fuji el año 1981.

Principios de funcionamiento de la tecnología CR:

Muchos sólidos cristalinos, cuando son expuestos a radiación electromagnética (por ejemplo de Rayos X), absorben energía que se almacena en forma de electrones excitados, ubicados en otros niveles orbitales de los átomos que conforman la red cristalina.

Con frecuencia dichos materiales se desexcitan de manera espontánea e inmediata, devolviendo la energía absorbida en forma de luz visible o ultravioleta.

Sin embargo, algunos de ellos no se comportan de igual modo, sino que conservan parte de la energía almacenada, hasta que reciben un determinado tipo de estímulo.

Este caso particular lo constituyen los llamados fósforos estimulables.

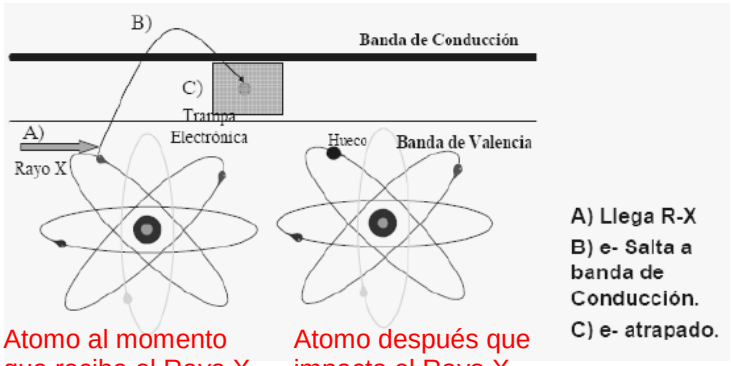
Componentes del CR:
Son tres: Pantallas (placas) de Fósforo, Digitalizador CR y Consola de Visualización.

a) Pantallas (placas) de Fósforo

Las pantallas (placas) de fósforo son el medio de digitalización, éstas se encuentran cubiertas de un cassette o chasis que se colocan en primer lugar en el Equipo de Rayos X, específicamente en el Bucky de la mesa o del estativo vertical en reemplazo de las películas convencionales.

Cuando la pantalla de fósforo se expone a los Rayos X, los electrones (e-) del fósforo son excitados a un estado de alta energía (saltan a una banda de conducción), donde son retenidos con una vida media de 8 a 16 horas, formando una imagen latente.

Incidencia de los Rayos X en la pantalla de fósforo



Atomo al momento que recibe el Rayo X

Atomo después que impacta el Rayo X

Las pantallas de fósforo son reutilizables, tienen medidas similares a las películas convencionales, entre ellas tenemos (horizontal x vertical):

- 14” x 17” (35.56 x 43.18 cm.) ó 35 x 43 cm.
- 10” x 12” (25.4 x 30.48 cm.) ó 24 x 30 cm ó 10”x14” (25.4 x 35.56 cm.)
- 8” x 10” (20.32 x 25.4 cm.) ó 18 x 24 cm.

Las pantallas de menor tamaño son usadas para Mamografía.

Set de chasis con pantalla (placa) de fósforo

Luego de recibir los disparos de Rayos X, la pantalla de fósforo se traslada manualmente al equipo CR. El traslado es un proceso similar al que se hace actualmente con la placa radiográfica convencional que se lleva al Procesador Automático de Películas, pero el CR no requiere cuarto oscuro para el revelado.
La desventaja es que se van degradando las pantallas de fósforo.

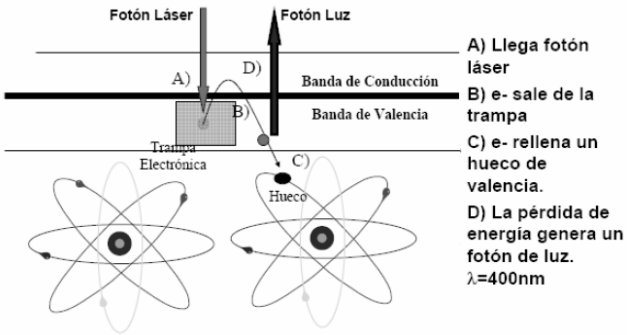
b) Digitalizador CR

El principio de funcionamiento de un equipo CR está basado en un dispositivo emisor de láser que hace un barrido a la pantalla de fósforo, la cual ha sido trasladada manualmente del equipo de Rayos X al equipo CR.

Digitalizador CR

Cuando los electrones de la pantalla de fósforo absorben la energía del láser, emiten fotones de luz y retornan a su estado de energía original.

Incidencia del láser del CR en la pantalla de fósforo

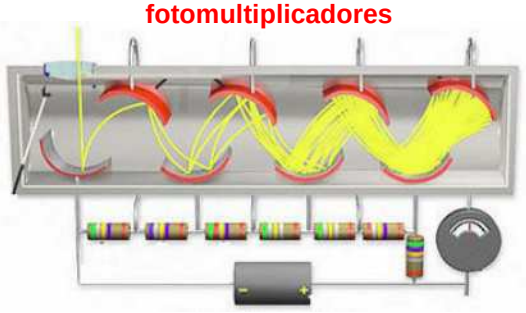


Atomo al momento que recibe el fotón láser

Atomo después que impacta el fotón láser

Esta luz es recogida por una guía de luz de fibra óptica y transmitida a un arreglo de tubos fotomultiplicadores, los cuales convierten la señal luminosa en energía eléctrica analógica, que es amplificada y convertida a señal digital, para almacenarse finalmente en la computadora (estación de trabajo).

Guía de luz de fibra óptica y tubos fotomultiplicadores



La pantalla de fósforo, como vuelve a su estado inicial de energía, se puede volver a usar.

c) Consola de Visualización del Tecnólogo

El equipo Digitalizador CR está conectado a una Consola para que el tecnólogo identifique al paciente, realice anotaciones, mediciones y visualice de inmediato las imágenes recién adquiridas.

Esta consola tiene características de una computadora, puede ser incorporada al CR por el fabricante de este último o puede ser una computadora conectada al CR. La Consola es solo de visualización para el tecnólogo, no es una Estación de diagnóstico para el médico Radiólogo.

Consola incorporada al CR

Tecnología del Detector CCD

El término abreviado CCD deriva de la denominación en inglés Charge Coupled Device (Dispositivo de Cargas eléctricas Acopladas o interconectadas).

Los primeros dispositivos CCD fueron inventados por Willard Boyle y George Smith el 17 de octubre de 1969 en los Laboratorios Bell.

Principios de funcionamiento:
El Detector está compuesto por una placa intensificadora de luz (scintillator) acoplada mediante fibra óptica a sensores de CCD.

La placa scintillator se coloca delante de la cara activa del CCD, es la que recibe los Rayos X y hace de conversor fotónico: por cada fotón de Rayos X que interacciona con la placa scintillator, ésta emite una buena cantidad de fotones del espectro visible, a los cuales son sensibles los elementos del CCD.

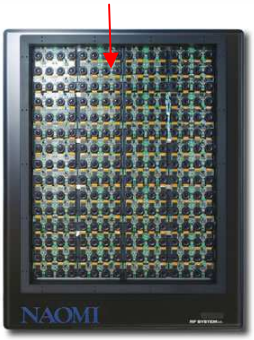
Incidencia de los Rayos X en el Detector CCD:

Fotón de Rx:

Placa intensificadora, compuesta de cristales inorgánicos, por ejemplo Yoduro de Cesio (CsI)

Emisión de fotones de luz visible

cara activa del sensor de CCD

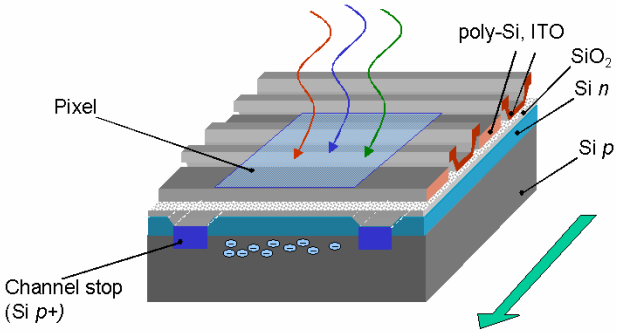


(Ejemplo de Detector portátil CCD: tamaño 14” x 17”, compuesto por 240 sensores CCD)

La captación de la imagen con el sensor CCD es similar a la tecnología de las cámaras fotográficas digitales.

Cada sensor de imagen CCD está compuesto por millones de pequeños semiconductores de silicio que conforman células fotoeléctricas, los cuales captan los fotones de luz y los convierten a energía eléctrica, comportándose también como condensadores de almacenamiento eléctrico. A mayor intensidad de luz, más carga eléctrica existirá.

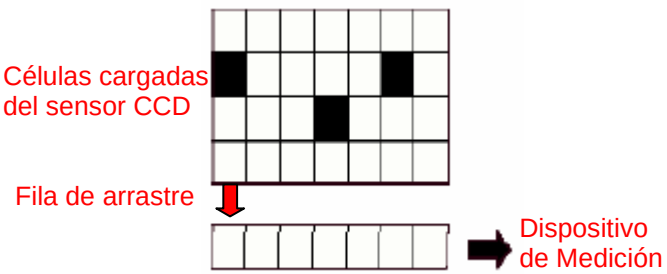
Célula fotoeléctrica del sensor CCD:



El tamaño de cada célula está en el orden de 25 – 200 micras. Para la medición no se accede directamente a cada elemento o celda, ya que se necesitaría demasiado cableado.

El método de lectura se basa en medir la carga de los elementos que están en las filas desplazándolos a una “fila o columna de arrastre”, que a su vez los desplaza a un dispositivo de lectura.

Medición del CCD:



Detector CCD portátil para Equipo de Rayos X Estacionario convencional:

El Detector CCD portátil se utiliza con el actual Equipo de Rayos X Estacionario sin hacer complejas modificaciones o reemplazos y se puede conectar a una PC con un cable USB y un adaptador de energía eléctrica.

En la siguiente figura se muestra el Detector CCD portátil que se puede colocar en el estativo vertical o la mesa horizontal del Equipo de Rayos X.

Esta forma de digitalización permite obtener imágenes de alta calidad, con un nivel de exposición menor comparado con la película convencional.

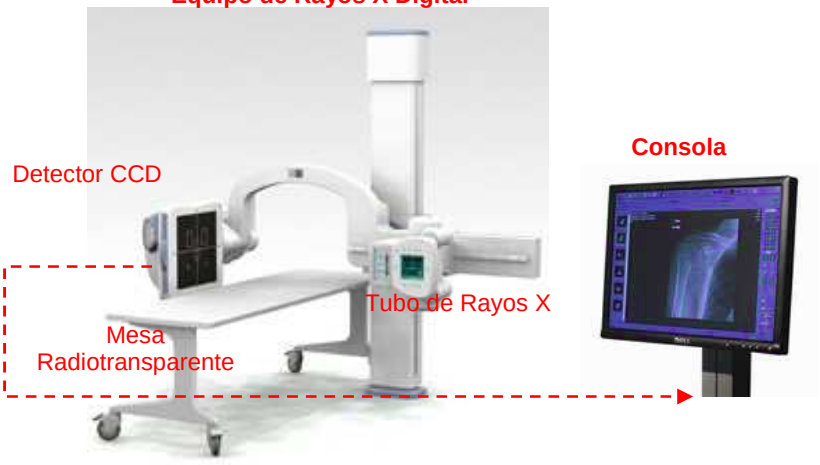
La regeneración inmediata del formato de imágenes digitales permite volver a tomar las radiografías sin perder tiempo en el revelado de la película convencional o la manipulación de los casetes del CR.

Detector portátil CCD para Equipo de Rayos X Estacionario:

Equipo de Rayos X Estacionario Digital con Detector CCD:

El Detector CCD es único y de alta densidad, está incorporado al Equipo de Rayos X, en algunos casos se encuentra direccionado con el Tubo de Rayos X mediante un soporte tipo "U", tal muestra en la figura inferior. La imagen se visualiza en una Consola ubicada en el ambiente del pulsador de disparo.

Equipo de Rayos X Digital



Equipo de Mamografía Digital con Detector CCD:

El Detector CCD está incorporado al Equipo de Mamografía, al igual que el caso anterior. La consola está cercana al Equipo de Mamografía.

Equipo de Mamografía Digital

Tecnología del Detector de Panel Plano (FPD) – TFD/TFT de Silicio

La denominación Detector de Panel Plano deriva del término en inglés: Flat Panel Detector (FPD).

El término TFD deriva del inglés Thin Film Diode (Diodo de película o capa fina); TFT deriva del inglés Thin Film Transistor (Transistor de película o capa fina o delgada).

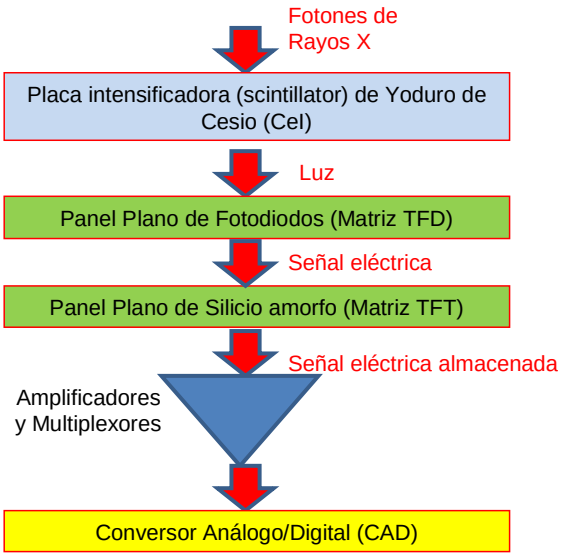
Principios de Funcionamiento:
El Detector de Panel Plano está compuesto por una placa intensificadora de luz (scintillator) que va adherido a una matriz TFT de silicio.

La placa scintillator está compuesta de Yoduro de Cesio (CsI), es la que recibe los Rayos X, convirtiéndolos en luz.

La luz es recibida por la matriz TFT, que convierte esta señal en energía eléctrica.

Cada transistor de la matriz TFT es un pixel, su tamaño individual está alrededor de las 100 micras (um).

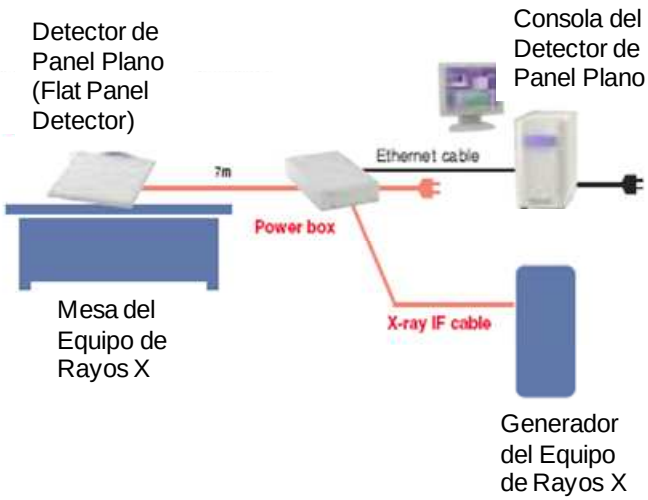
Incidencia de los Rayos X en el Detector de Panel Plano de Silicio Amorfo



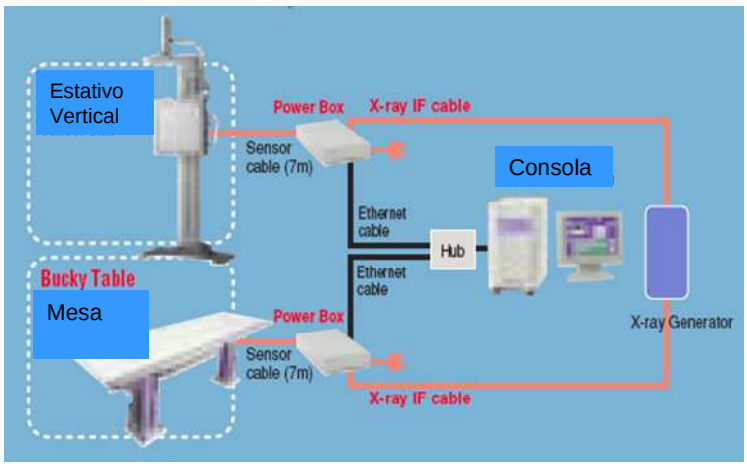
Detector de Panel Plano portátil para Equipo de Rayos X Estacionario convencional:

Estos se encuentran cubiertos de un cassette o chasis que se colocan en el Equipo de Rayos X, específicamente en el Bucky de la Mesa o del estativo, en reemplazo de las películas convencionales.

Un detector portátil ubicado en la Mesa del Equipo de Rayos X



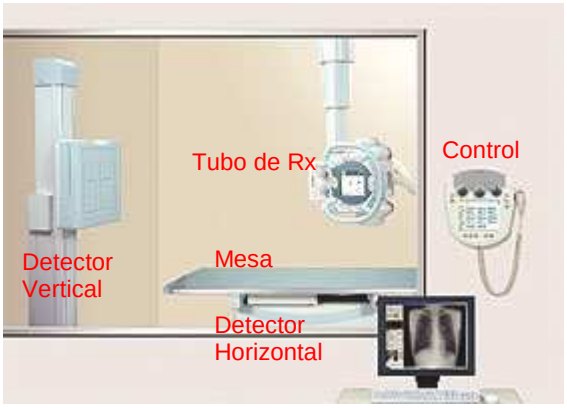
Dos detectores portátiles ubicados en la Mesa y Estativo del Equipo de Rayos X



Equipo de Rayos X Estacionario Digital con Detector de Panel Plano TFT de Silicio:

El Detector está incorporado al equipo.

Equipo de Rayos X Estacionario Digital



Equipo de Rayos X Rodable Digital con Detector de Panel Plano TFT de Silicio:

Equipo de Rayos X Rodable Digital

Equipo de Mamografía Digital con Detector de Panel Plano TFT de Silicio:

Equipo de Mamografía Digital

El caso de Mamografía es especial, porque requiere mayor resolución que las imágenes de otras partes del cuerpo.

Los detectores de panel plano van conectados mediante un cable directamente a una consola similar a una computadora y, mediante otro cable, se conectan al Generador del Equipo de Rayos X, por lo que al efectuarse el disparo de Rayos X la imagen se visualiza inmediatamente en la pantalla de la consola.

El diseño de los Equipos es similar para el siguiente caso de detectores planos que veremos a continuación.

Tecnología del Detector de Panel Plano (FPD) – TFT de Selenio

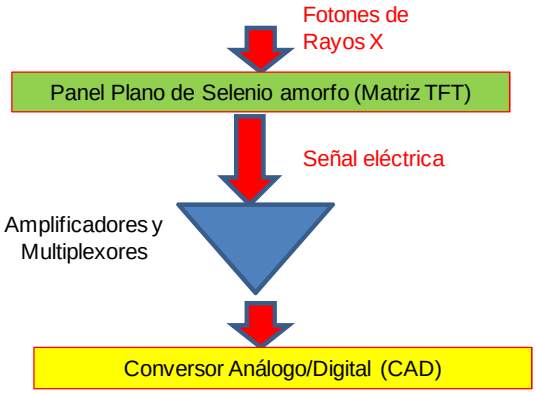
Principios de Funcionamiento:

El Detector de Panel Plano está compuesto por una matriz TFT, que recibe los fotones de Rayos X y los convierte directamente a señal eléctrica.

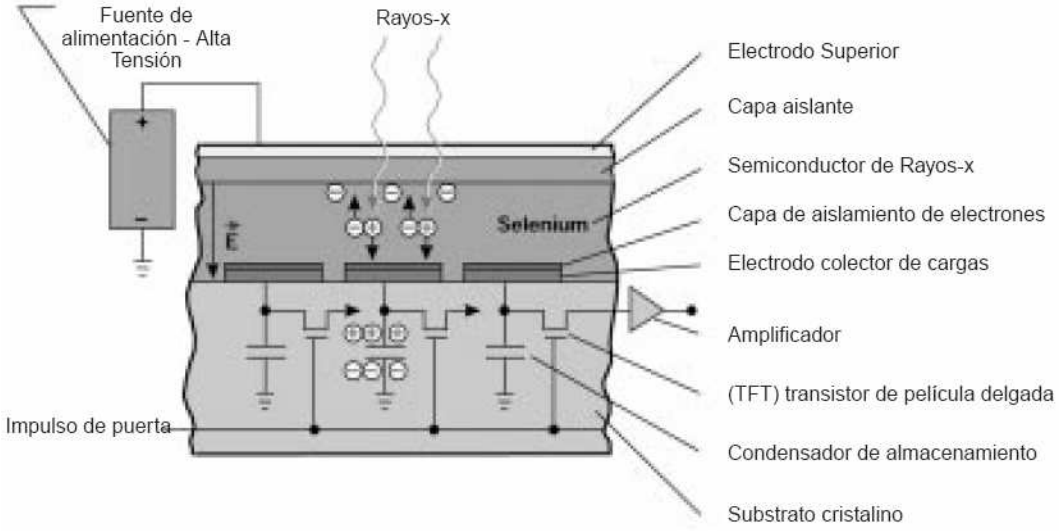
Cada transistor de la matriz TFT es un pixel, su tamaño individual está alrededor de las 50 micras (um).

El diseño de los equipos de Rayos X y de Mamografía es idéntico al caso anterior de detectores planos, solo se diferencian en el tipo de detector.

Incidencia de los Rayos X en el Detector de Panel Plano de Selenio Amorfo



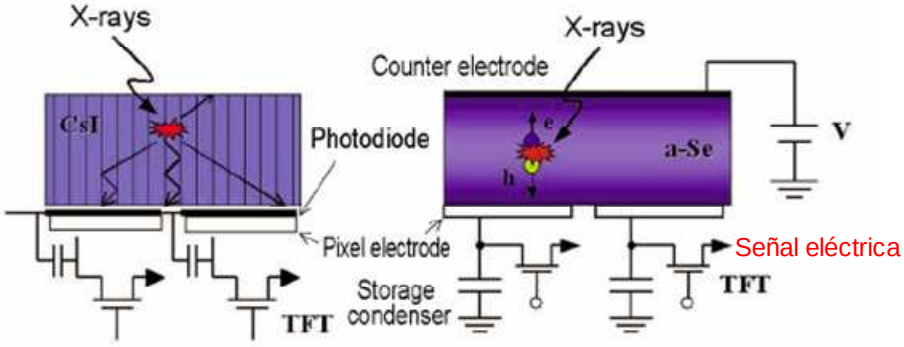
Composición del Detector de Panel Plano de Selenio Amorfo



Comparación de los dos Métodos de Panel Plano

Conversión Indirecta:
TFD/TFT Silicio Amorfo

Conversión Directa:
TFT Selenio Amorfo



Factores que intervienen en la calidad de las imágenes digitales

Existen varios factores que son importantes para tener imágenes digitales confiables para el diagnóstico médico, entre ellos tenemos:

a) Resolución Espacial

Es la capacidad de distinguir visualmente un objeto, depende del tamaño de cada pixel (medido en micras). Cuanto más píxel/mm posea, más pequeña es la dimensión del píxel, por lo tanto mejor será la resolución espacial.
El conjunto de píxel van conformando la matriz de resolución (puntos horizontales x puntos verticales).
La resolución espacial se mide en:

- pixel/mm
- lp/mm (lp = par de líneas)
- unidades de micras
- dpi (dot per inch = pixel por pulgada)

b) Resolución de Contraste

Es la capacidad de diferenciar los objetos según su densidad (profundidad o niveles de grises). Por ejemplo, si la imagen tiene 4096 niveles de grises, le corresponde una densidad de 12 bit (2^{12} = 4096).

c) DQE (Detective Quantum Efficiency)

El DQE (Eficiencia en la Detección de los Fotones) es la mejor medición de tipo general que existe hoy día para el rendimiento de la calidad de imagen de un detector.

El DQE es sencillamente la eficacia con la cual un detector capta la información presente en una exposición de Rayos-X.

La información disponible en cualquier imagen está limitada por el número finito de fotones de Rayos-X que inciden en el detector de imágenes, lo que a su vez está relacionado con la dosis de radiación.

Un sistema ideal de diagnóstico por imagen registra con precisión cada fotón de Rayos-X incidente y se caracteriza por un DQE del 100%. Los sistemas de imagen reales tienen siempre un DQE inferior al 100% debido a la imposibilidad de captar todos los fotones de Rayos-X incidentes y a la existencia de fuentes de ruido internas.

Los Detectores de Panel Plano y los CCD tienen mejor DQE que los digitalizadores CR.

Evaluación Costo/Efectividad de las Alternativas de Digitalización para EsSalud

En este análisis se determinará a partir de qué nivel de demanda es conveniente implementar la digitalización de las imágenes médicas en EsSalud.

Dividimos el análisis en dos casos:

I) Cuando existe en el servicio de radiodiagnóstico un Equipo de Rayos X convencional (analógico).
II) Cuando no existe en el servicio de radiodiagnóstico ningún Equipo de Rayos X convencional o digital.

Metodología:

a) Determinamos las alternativas de solución para la digitalización de imágenes médicas y la capacidad de atención de cada una de ellas (capacidad de atención = producción de placas/imágenes = efectividad).

b) Determinamos el costo de inversión inicial de cada alternativa.

c) Calculamos el costo operativo anual de cada alternativa, en un horizonte de evaluación de 07 años (es el periodo de vida útil de un equipo Digitalizador CR y de los sistemas PACS).

d) Calculamos el flujo de costos de cada alternativa en el horizonte de 07 años, obteniendo el Valor Actual Neto (VAC) con una tasa del 11% (recomendación del MEF).

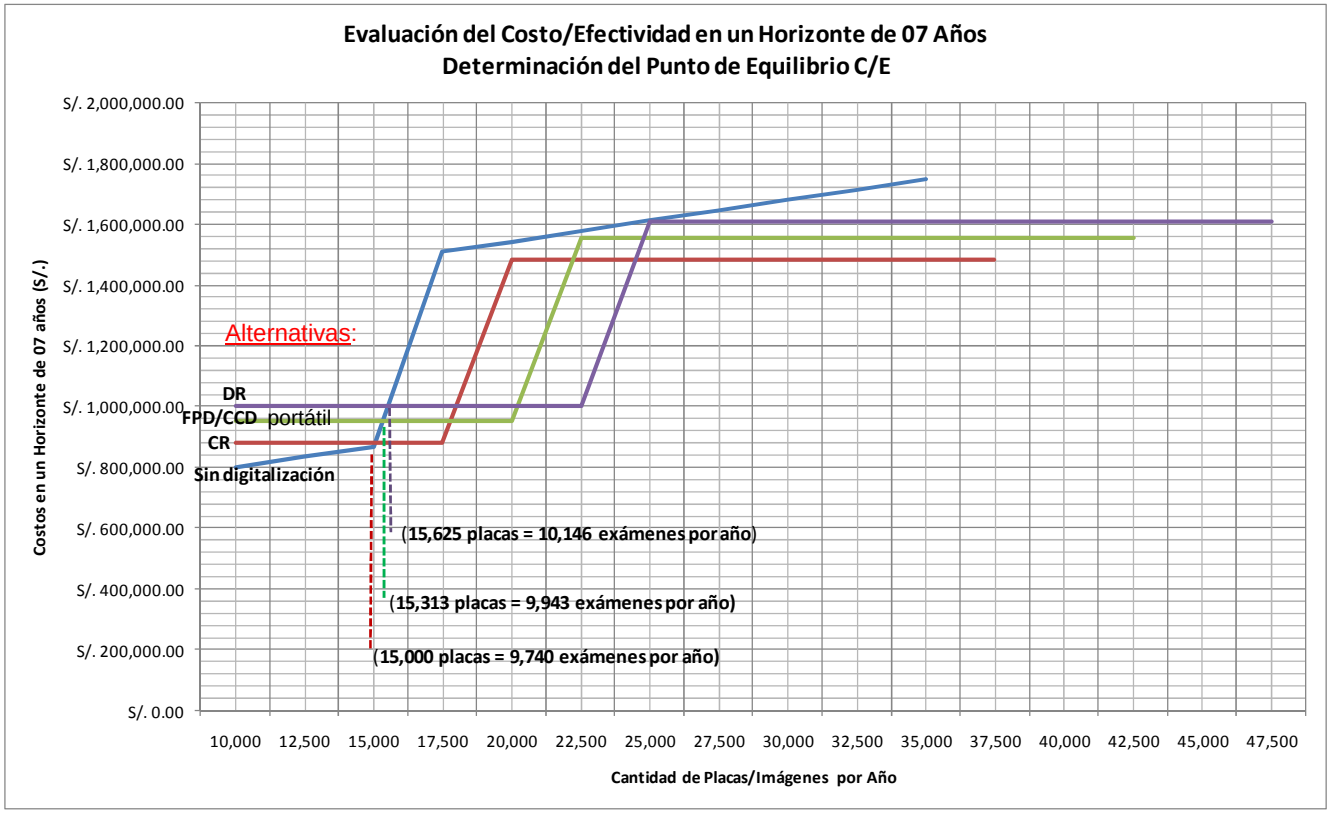
e) Elaboramos un cuadro resumen del costo de cada alternativa en el horizonte de 07 años (VAC), de manera creciente según la capacidad de atención.

f) Con el cuadro anterior, elaboramos la gráfica de Costo/Efectividad de todas las alternativas, para determinar el punto de equilibrio que permita identificar a la alternativa más conveniente según la demanda de exámenes o placas radiográficas.

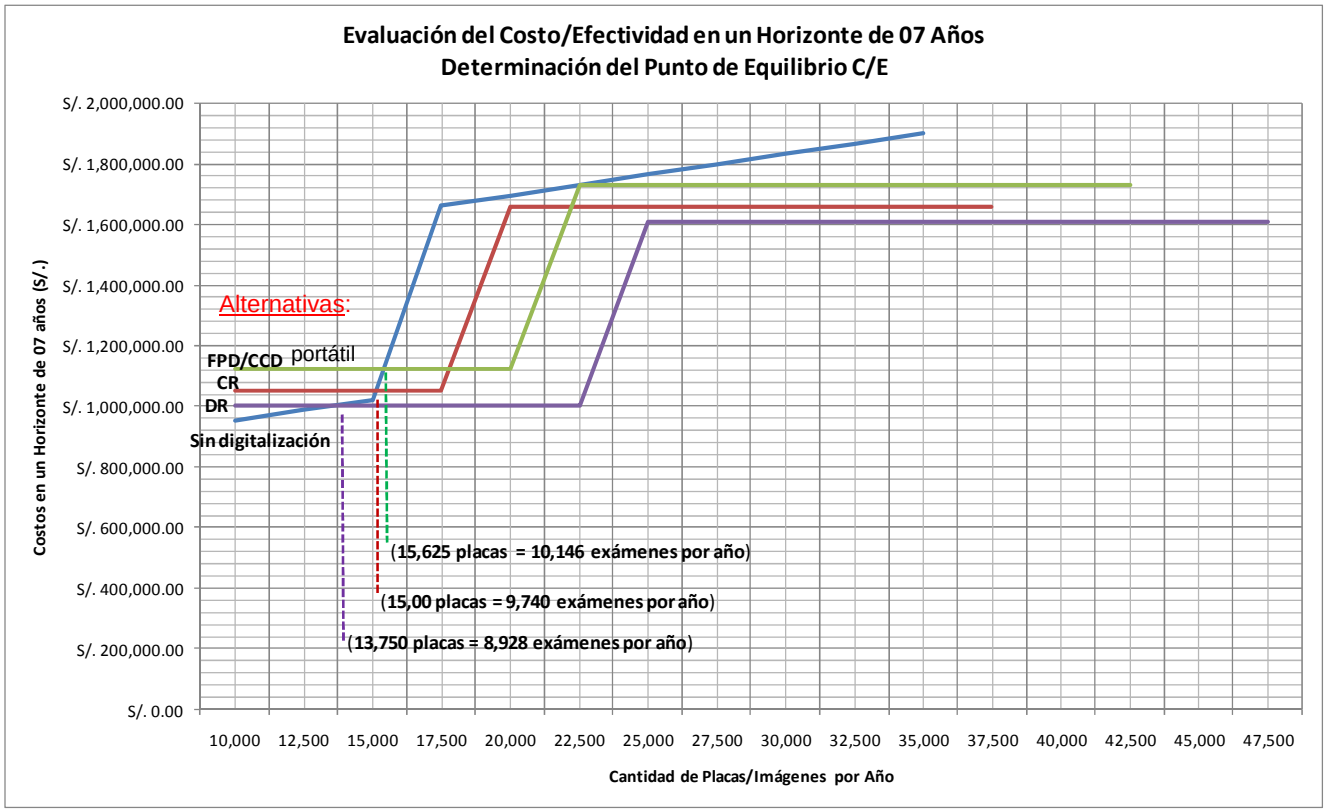
Según datos estadísticos de los últimos tres años, por cada examen radiológico se emplean 1.54 placas/imágenes.

Realizando los pasos de la metodología, obtenemos las siguientes gráficas:

Caso I : Existe en el Servicio Equipo de Rayos X Estacionario convencional (analógico)



Caso II : No Existe Equipo de Rayos X Estacionario convencional (analógico) o Digital en el Servicio



Conclusiones

CASO I:

a) Es conveniente la adquisición de un nuevo Equipo de Rayos X Digital (DR) en reemplazo del Equipo analógico existente cuando la demanda supera los 10,146 exámenes (15,625 placas / imágenes) por año.

CASO II:

b) Es conveniente la adquisición de un nuevo Equipo de Rayos X Digital (DR) cuando la demanda supera los 8,928 exámenes (13,750 placas/imágenes) por año. A partir de dicha cantidad, esta alternativa también es mejor en costo/efectividad a la digitalización con CR o up-grade con detectores portátiles FPD/CCD.

Boletín Tecnológico
Evaluación de Tecnologías en Salud

Boletin Nº 26

Edición :
Sub Gerencia de Evaluación Tecnológica
Gerencia de Planeamiento y Evaluación de Inversiones
Oficina Central de Planificación y Desarrollo

Comité Editorial :
- Dr. Victor Espada Yuffra
- Ing. Max Bonilla Ruiz
- Ing. Jorge Documet Celis
- Ing. Carlos Ordoñez Crespo
- Ing. Luis Roca Maza
- Ing. Edgar Vilca Gray

Telefono : 265-6000 / Anexo 2405
Email: luroca@essalud.gob.pe

Se invita a las personas interesadas en difundir artículos tecnológicos, tenga a bien remitirlo a la siguiente dirección electrónica: luroca@essalud.gob.pe