

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



ESTUDIO DE UN EQUIPO DE RAYOS X PARA
DIAGNOSTICO MEDICO DE ULTIMA GENERACION

INFORME DE SUFICIENCIA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE

INGENIERO ELECTRÓNICO

**PRESENTADO POR:
PERCY MIURA BADOS LUIS**

**PROMOCIÓN
1999 – II**

**LIMA – PERÚ
2010**

**ESTUDIO DE UN EQUIPO DE RAYOS X PARA DIAGNOSTICO
MEDICO DE ULTIMA GENERACION**

SUMARIO

El presente trabajo tiene por finalidad analizar los principios de funcionamiento de las etapas de los equipos de rayos X de diagnóstico médico como son: el generador, tubo emisor de rayos X, la consola de control, así como también las tecnologías disponibles de la etapa digital. Todas las mejoras de software y/o hardware en los equipos de radiología de tecnología digital nos llevan indefectiblemente a mejorar la calidad de la imagen y a reducir la dosis de radiación en el paciente, pero si se trata de la factibilidad económica en la adquisición de estos equipos de diagnóstico médico se realiza un análisis de costo inicial y de mantenimiento que asegure su funcionamiento continuo en comparación con los equipos de radiología convencional.

Se realizó la configuración y calibración de las partes activas de un equipo de rayos X con detectores digitales de estado sólido y el análisis técnico económico que nos permita tener criterios para definir la adquisición de un equipo de rayos X.

Finalmente se concluye mencionando las conclusiones técnicas y económicas de los equipos digitales tanto en la mejora de la calidad de imagen, disminución de la dosis de radiación, eliminación de placas e insumos de revelado y disminución de costos.

INDICE

SUMARIO

PROLOGO

1

CAPITULO I

MARCO TEORICO CONCEPTUAL

3

1.1 Fundamentos físicos

3

1.1.1 Producción de los rayos X

3

1.1.2 Radiación de frenado

4

1.1.3 Radiación característica

5

1.1.4 Interacción de los rayos X con la materia

5

1.1.5 Efecto fotoeléctrico

6

1.1.6 Efecto Compton

7

1.1.7 Propiedad luminiscente de los rayos X

8

1.2 Diagrama de bloques de un equipo de rayos X

8

1.3 El generador de alta tensión

8

1.3.1 Generador de un impulso

10

1.3.2 Generador de dos impulsos

10

1.3.3 Generador de seis impulsos

11

1.3.4 Generador de doce impulsos

11

1.3.5 Generador de alta frecuencia

11

1.4 El tubo de rayos X

12

1.4.1 El cátodo

13

1.4.2 El ánodo

13

1.4.3 Corriente de tubo

13

1.4.4 Consideraciones de diseño de la geometría del punto focal

13

1.4.5 Selección del material del target

15

1.4.6 Capacidad de almacenamiento térmico del ánodo

16

1.4.7 Capacidad de disipación térmica del ánodo

17

1.5 La consola de control

17

1.5.1	Influencia de la corriente	18
1.5.2	Influencia del potencial	18
1.5.3	Influencia de la filtración	18
1.6	La mesa radiográfica	18
1.7	Sistemas de radiología digital	19
1.7.1	Detectores con cristales de centelleo	20
1.7.2	Detectores de gas ionizado	21
1.7.3	Radiología computarizada	21
1.7.4	Detector Dispositivo de Carga Acoplada (CCD)	24
1.7.5	Detector de panel plano de Silicio amorfo	25
1.7.6	Detector de panel plano de Selenio amorfo	27
1.8	Características de la imagen digital	29
1.8.1	Resolución espacial	29
1.8.2	Resolución de contraste	29
1.8.3	Eficiencia en la detección de los fotones (DQE)	29
1.8.4	Rango dinámico	30
1.9	Parámetros técnicos de control de calidad de los equipos de rayos X	30
1.9.1	Parámetros geométricos	30
1.9.2	Calidad del haz	31
1.9.3	Mesa radiográfica	32
CAPITULO II		
ANALISIS TECNICO ECONOMICO DE LOS EQUIPO DE RAYOS X		33
2.1	Introducción	33
2.2	Características técnicas de los equipos de rayos X	33
2.2.1	Equipo de rayos X portátil	33
2.2.2	Equipo de rayos X estacionario convencional	35
2.2.3	Equipo de rayos X estacionario con detector digital	36
2.3	Análisis técnico	38
2.3.1	Análisis técnico del equipo de rayos X portátil	39
2.3.2	Análisis técnico del equipo de rayos X convencional y digital	40
2.4	Análisis económico	42
2.4.1	Costos en un sistema de radiología convencional	43
2.4.2	Costo mensual de placas	43

2.4.3 Costos de químicos de la procesadora	44
2.4.4 Costos adicionales	45
2.4.5 Costos de los equipos de rayos X digitales	46
2.4.6 Análisis de costos, equipo de rayos X convencional y equipo de rayos X digital	47
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	49
ANEXO	
DESCRIPCION Y CALIBRACION DE UN EQUIPO DE RAYOS X CON DETECTOR DIGITAL DE ESTADO SOLIDO	51
BIBLIOGRAFIA	84

PROLOGO

La ingeniería biomédica es una alternativa de aplicación emergente en los últimos años que combina la ingeniería electrónica con la biología y medicina. En muchos países existen universidades que especializan Ingenieros en temas de ingeniería biomédica, por ejemplo, temas de equipos de diagnóstico por imágenes, equipos de terapia y soporte de vida y equipos de laboratorio.

Hablando propiamente de diagnóstico por imágenes, es un campo que aplica tecnología de radiaciones en el campo médico, estas radiaciones pueden ser ionizantes como los rayos X o rayos γ , o pueden ser otro tipo de ondas electromagnéticas; existen equipos diseñados específicamente para su uso en el diagnóstico médico, y que utilizan este tipo de tecnología, por ejemplo tenemos entre los más conocidos, los equipos de radiología (convencionales y digitales) y tomógrafos computarizados que utilizan los rayos X, las cámaras gamma que utilizan los rayos γ , los equipos de resonancia magnética que utilizan ondas electromagnéticas del orden de los Mega hertzio y que a diferencia de los dos primeros no utiliza radiaciones ionizantes.

El objetivo es desarrollar un tema que implique el estudio y análisis de las características técnicas y económicas de un equipo de radiología digital de última generación, que permita conocer sus ventajas y desventajas de las tecnologías de los sistemas de adquisiciones de imágenes. En lo económico la factibilidad de digitalizar las área de Diagnostico por Imágenes de los centros de salud y posteriormente realizar un proceso de integración mediante un Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes Radiológicas (PACS). La digitalización es importante porque nos permite tener mayor control de la radiación expuesta al paciente y al tecnólogo médico además de otras ventajas técnicas, económicas y logísticas que mencionamos en el desarrollo de este trabajo. El análisis técnico económico se realizó en base a valores reales que se obtuvo del centro de diagnóstico por imágenes del Hospital Arzobispo Loayza, así como de la oficina de logística.

El Capítulo I, marco teórico conceptual explica la teoría de funcionamiento, evolución, conceptos fundamentales sobre los equipos de radiología y los sistemas de adquisición de imágenes digitales.

El Capítulo II, Análisis técnico económico de los equipos de rayos X, se hace un análisis de las características técnicas de los equipos de rayos X enfatizando en el sistema de adquisición de imágenes. En el análisis económico se realiza un estudio de los costos que implica mantener en funcionamiento un equipo de radiología convencional comparándolo posteriormente con los costos promedio de adquisición de un equipo de radiología digital.

En el anexo se desarrollan las características técnicas, mantenimiento mediante la calibración y configuración así como la descripción de funcionamiento del diagrama de bloques y fallas comunes de un equipo de rayos X digital con detector digital de panel plano de silicio amorfo.

Por último se muestran las conclusiones en base a las ventajas de la calidad clínica de la imagen y al análisis económico.

Para terminar este prólogo quisiera dar un reconocimiento al Ing. Juan Alvarez Salazar, por los aportes efectuados en la mejora de la elaboración del presente informe, al Hospital Arzobispo Loayza por brindarme la oportunidad de desarrollarme profesionalmente en este apasionante campo y a la Universidad Nacional de Ingeniería mi alma mater.

CAPITULO I MARCO TEORICO CONCEPTUAL

1.1 Fundamentos físicos

En este capítulo llegaremos a familiarizarnos con el diseño y construcción de los tubos de rayos X a partir de los fundamentos físicos que gobiernan su producción y funcionamiento.

1.1.1 Producción de los rayos X

Los rayos X se crean cuando electrones acelerados colisionan con un blanco sólido, cuando esto sucede la mayor parte de la energía cinética de los electrones se convierte en energía calorífica y una pequeña cantidad de la misma se convierte en energía electromagnética en forma de fotones de rayos X. La energía potencial de un electrón E_{pot} se define como:

$$E_{pot} = eU \quad 1.1$$

Donde:

e = Carga eléctrica del electrón

U = Tensión aplicada

Esta energía es transformada en energía cinética (E_k) a lo largo de su camino de acción entre el filamento emisor (cátodo) y el "target" (blanco del ánodo).

$$E_k = \frac{1}{2} m_e \times V^2 \quad 1.2$$

Donde:

m_e = Masa del electrón

V = Velocidad del electrón

Como resultado de la interacción entre el electrón acelerado y los átomos del ánodo cerca del 99% de la energía cinética es convertida en calor y alrededor del 1% en rayos X con energía E .

$$E = h\nu \quad 1.3$$

Donde:

$h = 6.6252 (\pm 0.00002) \times 10^{-34}$ JS (constante de Plank)

ν = Frecuencia del fotón de rayos X

La radiación X se puede producir fundamentalmente de dos maneras: primero, por el efecto de frenado sobre partículas cargadas, llamadas radiación de frenado y segundo, por transiciones electrónicas en las capas más internas del átomo, llamada radiación característica.

1.1.2 Radiación de Frenado

Cuando los electrones pasan por las proximidades de los núcleos atómicos del ánodo, pueden sufrir desviaciones en su trayectoria debido a la fuerza de atracción electrostática que ejerce el núcleo sobre ellos. En este caso los electrones son frenados con una gran fuerza que hará que pierdan gran parte de su energía. Esta pérdida de energía conlleva a la emisión de un fotón de radiación X, cuya energía E la toma de la energía cinética E_K que lleva el electrón, de este modo el electrón modera su velocidad y su energía cinética pasará a tener un valor final de:

$$E'_K = E_K - E \quad 1.4$$

Es así como se produce la denominada radiación de frenado o bremsstrahlung.

Los fotones emitidos tendrán una energía cuyos valores estarán comprendidos entre 0 y E_K del electrón. Protección radiológica en radiodiagnóstico médico – IPEN, [5].

Los rayos X de frenado de baja energía se producen cuando un electrón proyectil se ve débilmente influenciado por el núcleo y los de máxima energía aparecen cuando el electrón proyectil pierde toda su energía cinética. En general es difícil obtener fotones con una energía máxima, ya que esto significaría que toda la energía del electrón se ha traspasado al fotón. Esto podría ocurrir cuando un electrón sufra un choque con el núcleo, fenómeno que ocurre muy raramente.

Cuando el fotón de rayos X tiene la máxima energía, la longitud de onda asociada es la más corta posible, para este caso se pueden igualar las energías del fotón y del electrón acelerado obteniéndose:

$$E = h\nu = eU \quad 1.5$$

Donde:

$$\nu = c/\lambda$$

c = Velocidad de la luz en el vacío

λ = Longitud de onda,

$$\lambda_{MAX} = hc/eU \quad 1.6$$

Debido a que, h , c y e son constantes, entonces se puede afirmar que la longitud de onda límite solamente depende de la tensión aplicada al tubo de rayos X.

La siguiente expresión matemática permite calcular la eficiencia (η) en la generación de rayos X de frenado, que será de mucha importancia al momento de diseñar el tubo de rayos X.

$$\eta = KUZ \quad 1.7$$

Donde:

K = Constante (1.1×10^{-9}), establecido experimentalmente

U = Tensión aplicada al tubo de rayos X (en voltios)

Z = Número atómico del material del ánodo

1.1.3 Radiación Característica

Cuando los electrones acelerados interactúan con los electrones de las capas más internas de los átomos del target, puede ocurrir que estos sean desplazados de su lugar e inclusive despedidos del átomo. De esta manera el átomo queda en un estado energético muy inestable, por lo que el hueco libre que ha dejado el electrón arrancado va a ser ocupado inmediatamente por otro electrón de las capas más externas.

El estado energético de los electrones de las capas próximas al núcleo es menor que el estado energético de las capas más retiradas de él. Por ello en el proceso anterior, se produce una cierta cantidad de energía que tendrá el valor de la diferencia energética entre las dos capas que intervienen. Esta emisión se lleva a cabo en forma de radiación X.

De acuerdo al modelo atómico de Bohr, los niveles o capas electrónicas del átomo se representan por las letras K, L, M, N, O, etc., que corresponden, de acuerdo a su cercanía al núcleo, a los niveles 1, 2, 3, 4, 5, etc., respectivamente.

Según la ley enunciada en el año de 1913 por el físico inglés Moseley, la frecuencia (ν) del fotón de rayos X característico generado tiene la siguiente dependencia:

$$\nu = \frac{R}{2\pi} (Z - \sigma) [1/\eta_F^2 - 1/\eta_I^2] \quad 1.8$$

Donde:

R = Constante de Rydberg

Z = Número atómico del ánodo

σ = Constante que depende de los niveles de las capas que intervienen

η_F = Nivel o capa más cercana al núcleo

η_I = Nivel o capa del electrón más energético que interviene

La energía ($h\nu$) del fotón de rayos X, solo depende de Z del material del ánodo.

1.1.4 Interacción de los rayos X con la materia

Los rayos X que salen del tubo emisor, durante su recorrido hasta llegar a los detectores,

interaccionan con el aire por donde se propagan y con la materia con la que impactan. El organismo humano es “materia” y a él nos referimos concretamente en su interacción con los rayos X.

Comparados con la luz, los rayos X son ondas electromagnéticas de muy alta frecuencia. Así ellos pueden atravesar fácilmente la materia, logrando interactuar con los átomos de esta. La cantidad de fotones de rayos X que logran atravesar la materia va a depender entre otras cosas de la densidad, espesor y del tipo de materia.

Cuando una cantidad dN de fotones de rayos X interactúan con la materia, en una delgada capa de espesor dx , esta es proporcional al número de fotones incidentes N , al espesor de la capa dx y al coeficiente de atenuación lineal total μ .

$$dN = -\mu N dx \quad 1.9$$

El signo menos se debe a que el número de fotones emergentes decrece, Después de dividir por N e integrar sobre N y x , en los límites N_0 a N y 0 (cero) a d respectivamente, tenemos:

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\mu \int_0^d dx \quad 1.10$$

Luego de efectuada la integración se obtiene la ley de atenuación de los rayos X, que servirá para casi la totalidad de los cálculos, ya sea de diseño o protección radiológica.

$$N = N_0 e^{-\mu d} \quad \text{o} \quad I = I_0 e^{-\mu d} \quad 1.11$$

La ley de atenuación indica que el número de fotones N que penetran la materia es proporcional al número de fotones incidentes N_0 y disminuye exponencialmente con el coeficiente de atenuación lineal μ y el espesor d del material. La disminución del número de fotones que pasan a través del material puede ser explicado por tres efectos:

El efecto fotoeléctrico, la dispersión y la producción de pares.

La atenuación total (μ) dependerá entonces de tres coeficientes: el coeficiente de absorción fotoeléctrica (τ), el coeficiente de dispersión (σ) y el coeficiente de producción de pares (χ).

$$\mu = \tau + \sigma + \chi \quad 1.12$$

De estos, para aplicaciones medicas con rayos X, solo nos interesan los dos primeros, ya que el tercero no ocurre en el rango diagnóstico.

1.1.5 Efecto fotoeléctrico

Un fotón incidente, con un poco más de energía que la de enlace de un electrón de la capa K, choca contra uno de estos electrones y lo proyecta fuera de su órbita. El fotón, energía pura, desaparece como tal al emplear una gran parte de su energía cinética en

vencer la propia energía de enlace del electrón y el resto de la misma en proporcionarle una cierta energía cinética. Protección radiológica en radiodiagnóstico médico, IPEN, [5].

Una vez libre, el electrón vuela por el espacio interatómico como un ion negativo, denominándosele fotoelectrón. El hueco de la capa K es ocupado por un electrón de la capa L o, a veces, de otra capa más externa, lo que hace que se emita radiación característica.

No obstante, siempre resta un hueco libre en la órbita más externa. Nos encontramos con que al faltarle al átomo un electrón, este queda con una carga positiva, que lo convierte en un ion positivo. De tal forma que es un átomo ionizado.

Para expresar la probabilidad que tiene un fotón en experimentar una interacción fotoeléctrica se utiliza el coeficiente de absorción fotoeléctrica (τ), la relación general para la variación de τ viene definida por la siguiente fórmula experimental:

$$\tau = C_i \rho (Z^3/E^3) \quad 1.13$$

Donde:

C_i = Constante característica para la capa i

P = Densidad del medio atravesado

Z = Número atómico del átomo con el que interactúa

E = Energía del fotón incidente

1.1.6 Efecto Compton

Los fotones de rayos X también pueden interactuar con los electrones de las capas atómicas sin que su energía sea totalmente absorbida, si no que solo son desviados de su dirección original. Si el fotón retiene toda su energía, el proceso es llamado dispersión coherente o de Rayleigh y si pierde parte de su energía se denomina dispersión incoherente o de Compton. La dispersión coherente es de menor importancia en radiodiagnóstico, primero porque menos del 5% de los fotones de rayos X interactúan así y segundo porque no se produce ionización, de este modo no sirve para fines diagnósticos.

Por el motivo anterior solo se explicará el Efecto Compton. Protección radiológica en radiodiagnóstico médico – IPEN, [5].

El efecto Compton ocurre cuando interactúa un fotón de alta energía con un electrón “cuasi” libre de un átomo. Se puede considerar electrón cuasi libre a aquellos que pertenecen a átomos con bajo número atómico y cuya energía de enlace es muy pequeña comparada con la energía del fotón incidente, como resultado se produce un fotón dispersado (fotón Compton dispersado) de menor energía que el incidente, y un electrón eyectado (electrón Compton) con energía cinética definida por:

$$E = E' + E_C \quad 1.14$$

Donde:

E = Energía del fotón incidente

E' = Energía del fotón dispersado

E_C = Energía cinética del electrón eyectado o compton.

El fotón dispersado puede emerger en cualquier dirección con distintas energías según el ángulo, correspondiendo las energías mínimas a las direcciones cercanas a la 180° y las máximas a las direcciones cercanas a 0° (prácticamente igual a la del fotón incidente).

1.1.7 Propiedad luminiscente de los rayos X

Los rayos X tienen la capacidad de producir luz al interactuar con determinadas sustancias. Producen fluorescencia (luz instantánea) al interactuar con materiales como el platino cianuro de bario, el sulfuro de cinc o ioduro de cesio. Si se sustituye la película fotográfica por uno de estos materiales fluorescentes, puede observarse directamente la estructura interna de objetos opacos, esta técnica se conoce como fluoroscopia.

Los intensificadores de imágenes usados en la fluoroscopia tienen en su estructura pantallas fluorescentes.

Los rayos X producen también fosforescencia (luz persistente) generando un efecto multiplicador en los fotones de rayos X. Son muy usados como placas de refuerzo.

1.2 Diagrama de bloques de un equipo de rayos X

El diagrama de bloques refiere a un equipo de rayos X con detectores de imagen de diferentes tecnologías. Ver fig. 1.1. Descripción en el anexo.

1.3 El generador de alta tensión

Se entiende por generador de alta tensión a todo el sistema que proporciona la energía eléctrica adecuada al tubo emisor de rayos X, el tipo de generador utilizado actualmente en la totalidad de equipos de rayos X, incluido los de radiología digital es el generador denominado de alta frecuencia, pero a pesar de ello se explicará los diferentes tipos de generadores que existen o existieron.

Se desarrollaron equipos de rayos X con generadores diferentes en su tecnología, entre los que podemos mencionar los siguientes:

Generadores de un impulso (rectificación de media onda)

Generadores de dos impulsos (rectificación de onda completa)

Generadores de seis impulsos (trifásico)

Generadores de doce impulsos (trifásico) y

Generadores de alta frecuencia

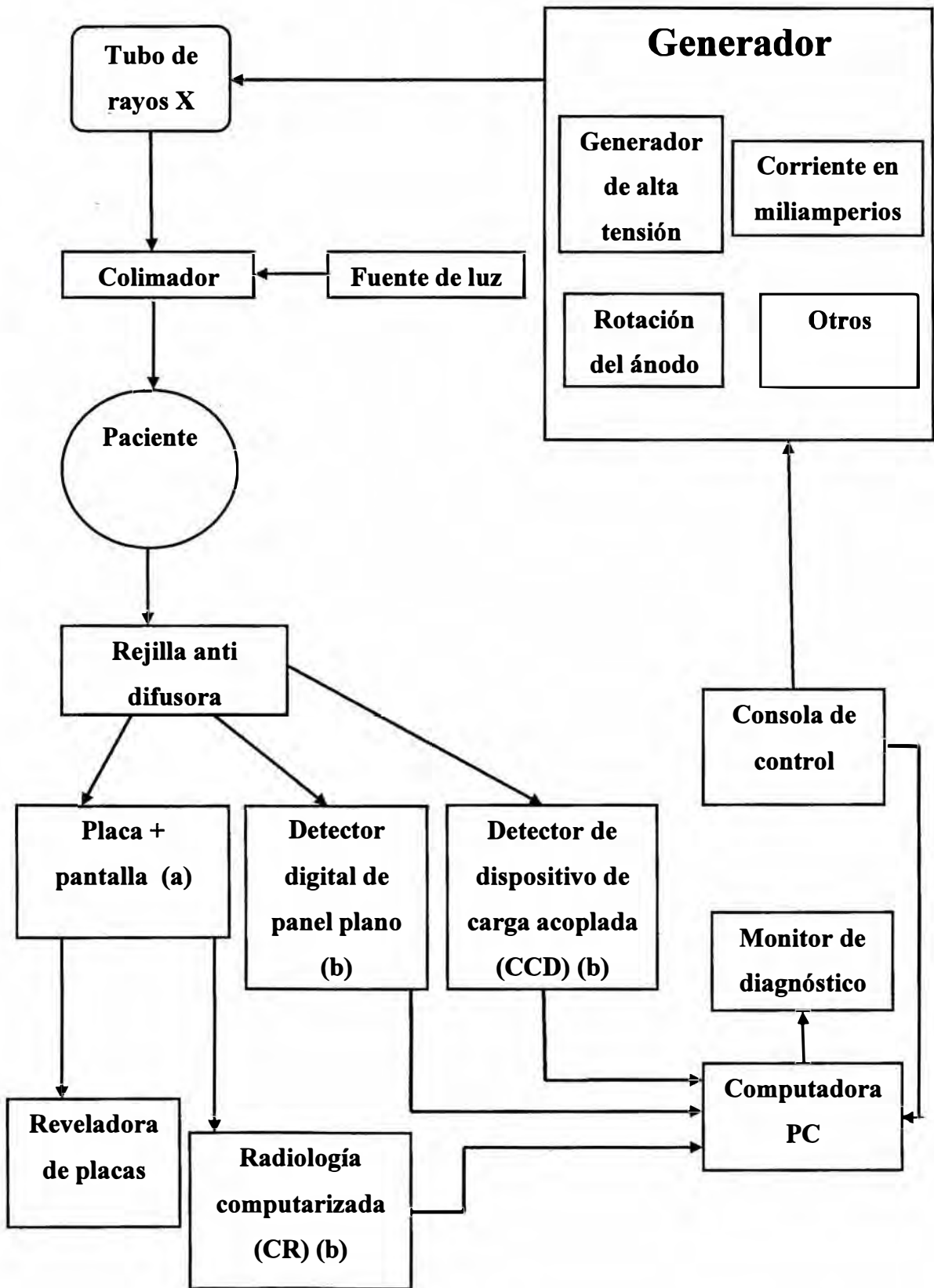


Fig. 1.1 Diagrama de bloques de un equipo de rayos X; (a) convencional, (b) digital

Debido a que la alta tensión aplicada al tubo de rayos X origina la aceleración de los electrones, una variación en esta genera una variación en la aceleración de los electrones y por consiguiente una variación en la energía de los fotones de rayos X, si se tiene fotones de rayos X de diferentes energías entonces los menos energéticos serán absorbidos por el paciente no contribuyendo a la imagen diagnóstica, pero si aumentando la dosis de radiación que este recibe, por lo que a medida que se tiene un menor rizado en la alta tensión se tendrá una menor dosis de radiación para el paciente. A continuación se explicaran cada uno de los tipos de generadores, haciendo un análisis cada vez más minucioso a medida que se avance en las tecnologías.

1.3.1 Generador de un impulso

Fueron los primeros generadores que aparecieron, en su versión inicial la alta tensión proveniente del secundario del transformador de alta era aplicada directamente al tubo emisor de rayos X, ya que este tubo es un diodo de vacío y eléctricamente opera como un rectificador, así se lograba obtener alta tensión rectificada en media onda o un impulso por cada periodo de la red eléctrica de alimentación. El problema con este generador es que el tubo de rayos X se encuentra expuesto a una tensión inversa o fase negativa por cada periodo de la red eléctrica de alimentación, por ello el tubo de rayos X debería ser diseñado para poder trabajar con esta tensión inversa y no solamente para tensiones de operación (conducción), a medida que la tensión inversa es mayor, el incremento en costo y dedicación en la fabricación del tubo de rayos X también lo es. Este problema motivó la realización de un nuevo diseño en el que se introdujo un diodo rectificador ya sea en el lado primario o secundario del transformador de alta tensión, Estos generadores se utilizaban normalmente en equipos que funcionaban con redes monofásicas.

1.3.2 Generador de dos impulsos

Debido al elevado factor de rizado que se obtenía con los generadores de un impulso y con el fin de no desperdiciar la tensión inversa se mejoro el diseño contando esta vez con cuatro diodos rectificadores.

De esta forma se logra obtener alta tensión rectificada en onda completa o dos impulsos por cada periodo de la red eléctrica de alimentación. Otra diferencia respecto a los generadores de un impulso es que a partir de los generadores de dos impulsos hacia adelante, fue posible contar con puntos de medición de corriente de tubo. Estos generadores se utilizaban normalmente con equipos que funcionaban con redes monofásicas.

1.3.3 Generador de seis impulsos

Cuando se trabaja con redes de alimentación trifásica el rizado es reducido por medio de la obtención de más pulsos, ya que el requisito fundamental para obtener seis pulsos es que existan tensiones eléctricas desplazadas 120° y esto se logra con redes trifásicas.

En este caso los secundarios del transformador se disponen en estrella y el punto medio de esta se conecta a tierra, los otros extremos de los bobinados quedan con una tensión regulada por medio de seis rectificadores, de tal modo que el ánodo siempre tenga una tensión positiva y el cátodo una tensión negativa, esto nos permite tener un rizado de 13%.

Si bien los primeros generadores se realizaban con seis rectificadores, esto se debía a que se utilizaban tubos de vacío que ocupaban un gran espacio, pero los últimos diseños utilizaban doce rectificadores debido a que trabajan con componentes de estado sólido.

La ventaja de este último diseño respecto a la anterior es que posibilitan trabajar con la mitad de la alta tensión requerida, pues si bien es cierto al tubo de rayos X se le sigue alimentando la misma alta tensión, al adicionar el punto de tierra esta alta tensión se puede fraccionar en mitades una de ellas positiva y la otra negativa respecto a tierra.

1.3.4 Generador de doce impulsos

Los generadores de alta tensión que más se acercaban al ideal en radiología eran los generadores de doce impulsos. El requisito fundamental para obtener doce impulsos es que existan seis voltajes desplazados en fase, los cuales se logran mediante una disposición particular de los transformadores trifásicos como los que se mencionan a continuación:

Conexión Estrella – Delta

Conexión en el secundario Estrella – Zigzag

Conexión en el primario doble Zigzag, 3.4% de rizado.

1.3.5 Generador de alta frecuencia

Es un generador especial que produce salidas de alta tensión casi constantes para el tubo de rayos X. Estos generadores ocupan un pequeño volumen y tiene bajo costo. El pequeño volumen de este generador se logra gracias a la elevación de la frecuencia de operación, f , que como se sabe es de por lo menos 20,000 Hz. Esta característica permite la reducción de la sección transversal A del núcleo y del número de vueltas η del bobinado, de acuerdo a la siguiente expresión de la tensión de operación (U):

$$U = A\eta f \quad 1.15$$

La alimentación monofásica ingresa a un puente de diodos para obtener una rectificación de onda completa, luego de ello se filtra para reducir el rizado y así obtener

tensión DC. Esta alimentación DC sirve para alimentar al circuito convertidor o inversor, pues este va a ser el encargado de convertir esta señal DC en señal HF (de alta frecuencia) por medio de circuitos que utilizan en la mayoría de aplicaciones tiristores o IGBT's.

Esta señal HF es elevado en amplitud por medio del transformador de alta tensión, y luego de ello rectificado hasta obtener una alimentación DC con rizado muy fino. La ventaja de este tipo de generador es que la salida puede ser realimentada y controlada de manera más precisa utilizando convertidores voltaje / frecuencia.

1.4 El tubo de rayos X

Un tubo de rayos X, es un convertidor de energía. Este recibe energía eléctrica y la convierte en dos formas de energía, rayos X y calor. El calor es un producto no deseado, por lo que los tubos de rayos X son diseñados y construidos para maximizar la producción de los rayos X y disipar el calor tan rápidamente como sea posible. El tubo de rayos X es un dispositivo eléctrico relativamente simple, que consta de una ampolla (hecha de vidrio o de un material metal-cerámico) sellada al que se le ha realizado un alto grado de vacío y que contiene únicamente dos elementos: el cátodo y el ánodo.

La circulación de una corriente eléctrica en el filamento emisor. Provoca el calentamiento de este y la consecuente formación de una nube electrónica debido al fenómeno físico de emisión termo-iónica. La emisión electrónica depende de las propiedades del material con que está construido el filamento (tungsteno) y de las dimensiones geométricas. El número de electrones emitidos por un metal depende en una primera instancia de la temperatura, de acuerdo a la ecuación de Richardson.

$$J_e = A_0 T^2 e^{W/KT} \quad 1.16$$

Donde:

J_e = Densidad de corriente de emisión

W = Función trabajo (para el tungsteno = 4.5eV)

K = Constante de Boltzmann

T = Temperatura °K

A_0 = Constante del material (para el tungsteno = 60 A/cm²K²)

Temperaturas de alrededor de 2700 °K son generadas en el filamento emisor cuando en el circulan corrientes de 100mA a 2A (que son los valores requeridos para las imágenes de rayos X). A estas temperaturas tan elevadas puede observarse evaporación del tungsteno del emisor, aún cuando este tiene un punto de fusión elevado. Esta evaporación conduce al acortamiento de la vida del emisor, pues el metal se deposita en el interior de la inserción del filamento, lo que ocasiona una disminución en el aislamiento.

1.4.1 El cátodo

En la mayoría de tubos de rayos X utilizados en la actualidad el ensamblaje del cátodo consta de dos partes:

La fuente de electrones, usualmente un alambre de tungsteno en forma de espiral que es calentado directamente y tiene un diámetro de 2 a 3mm y 1 a 2cm de largo. Se le denomina también filamento.

La mayoría de los tubos de rayos X de diagnóstico tienen dos puntos focales, uno grande llamado foco grueso y el otro pequeño llamado foco fino. El punto focal pequeño se usa cuando se requiere una mayor resolución espacial, el punto focal grande se usa cuando se requiere una mayor capacidad térmica (mayor corriente). El rango del punto focal pequeño es de 0.1 a 1mm y el rango del punto focal grande va desde 0.3 a 2mm. El tamaño del punto focal pequeño está asociado con el filamento pequeño.

El electrodo de enfoque es el encargado de direccionar los electrones hacia el punto focal del ánodo. El cátodo necesita para su funcionamiento un circuito que lo alimente con energía eléctrica y lo controle, este circuito es llamado de filamento.

1.4.2 El ánodo

Es el electrodo positivo del tubo de rayos X, allí se encuentra la zona encargada de generar y emitir los rayos X. En los equipos de radiodiagnósticos actuales los tubos de rayos X son de ánodo giratorio, tiene la forma de un disco cuyos bordes tienen un determinado ángulo. Al tener un ánodo giratorio este necesita un circuito que lo controle y le proporcione la energía eléctrica necesaria para su funcionamiento, a este circuito se le denomina circuito de giro de ánodo.

1.4.3 Corriente de tubo

Los electrones salientes de la nube electrónica formada en el filamento emisor, son acelerados hacia el ánodo por medio de una alta tensión aplicada entre cátodo y ánodo. La corriente eléctrica que se genera se observa en la figura 1.2.

1.4.4 Consideraciones de diseño de la geometría del punto focal

La parte del disco anódico, donde impactan los electrones provenientes del emisor (filamento), se llama punto focal (también conocido como punto focal físico). Este punto focal es el lugar donde se generan y emiten los rayos X, el lugar geométrico de todos los puntos focales, se llama "target".

Los fotones de rayos X salientes del tubo, lo hacen a través de una sección rectangular, llamado punto focal óptico o aparente. El tamaño del punto focal óptico es uno de los factores que determina la nitidez de la imagen con rayos X. Los problemas que se tiene al

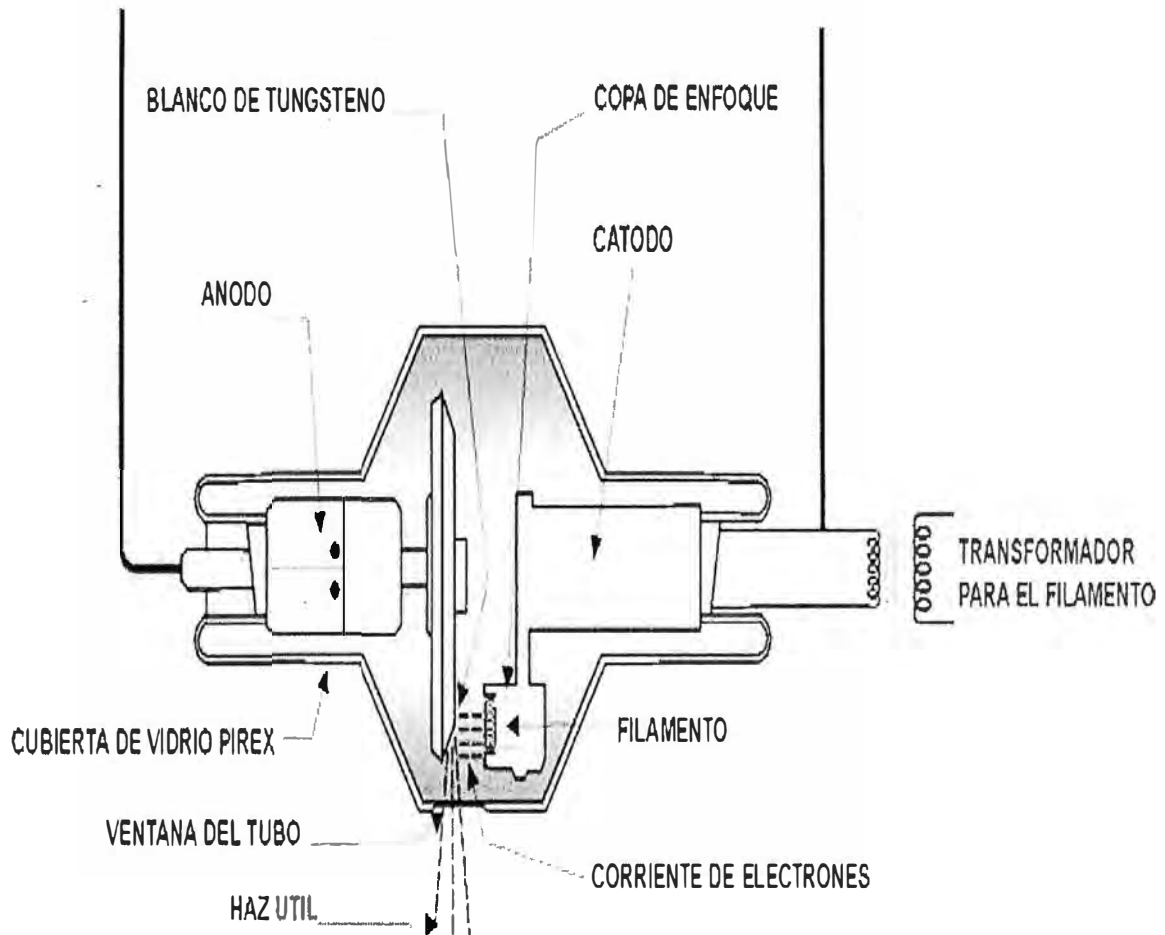


Fig. 1.2 El tubo de rayos x.

diseñar al punto focal, es que este debería ser capaz de soportar las altas temperaturas generadas por el impacto de los electrones y que debería ser capaz de obtener imágenes de gran calidad (mayor resolución).

De lo anteriormente mencionado se deduce que durante el diseño de los ánodos se tienen que cumplir dos requerimientos básicos:

Desde el punto de vista de una mayor resolución de la imagen (ausencia de sombras), el punto focal óptico debería ser el más pequeño posible.

Desde el punto de vista de una mayor capacidad térmica, el punto focal físico debería ser el más grande posible.

Los requerimientos de diseño anteriores son absolutamente opuestos, pero solucionable de la siguiente manera: aumentando el diámetro del disco y reduciendo su ángulo de inclinación.

También se soluciona utilizando dos puntos focales, uno de los cuales (foco grueso) se utiliza cuando se requiere mayor capacidad térmica y el otro (foco fino) cuando se requiere mayor nitidez de la imagen.

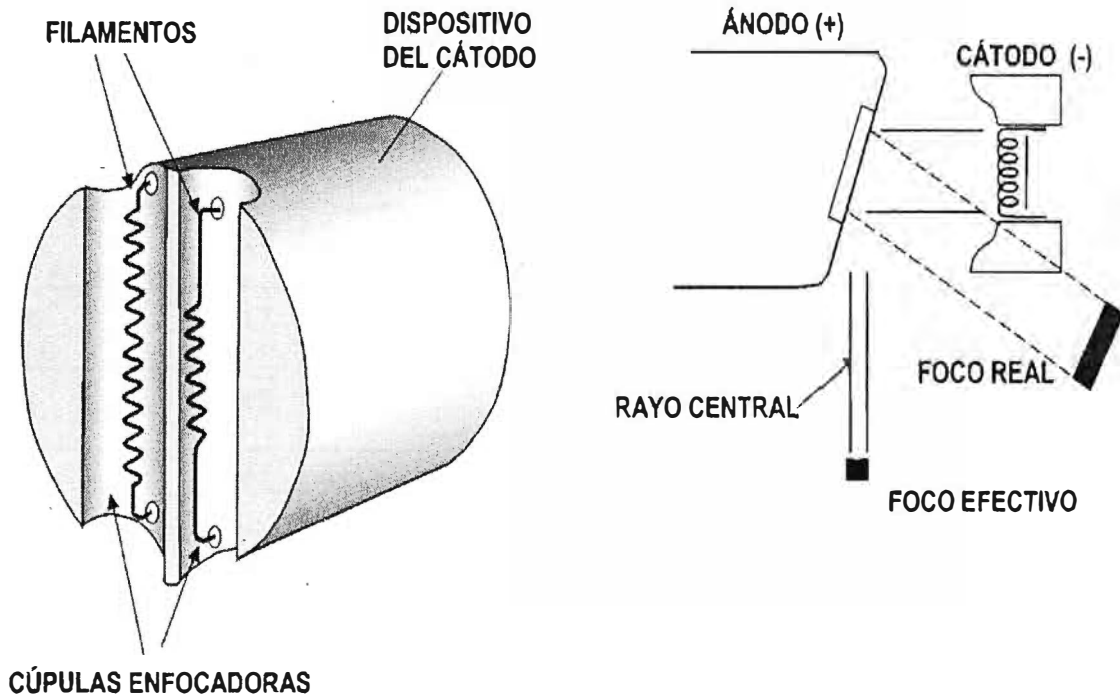


Fig. 1.3 El ánodo y el cátodo del tubo de rayos X

1.4.5 Selección del material del “target”

Uno de los primeros inconvenientes en el diseño del ánodo, fue la selección del material con el que debería ser construido el “target”. El valor máximo de la siguiente expresión matemática permite elegir el material óptimo con que debe ser construido el “target” del ánodo giratorio.

$$Z \times \Theta_{\text{MAX}} \times \sqrt{\lambda \rho \zeta} \quad 1.17$$

Donde:

Z = Número Atómico

Θ_{MAX} = Temperatura máxima permisible

ζ = Calor específico

λ = Conductividad térmica

ρ = Densidad

Pero actualmente en los discos del ánodo no se utilizan materiales puros sino compuestos, con los que se logra mayores tiempos de vida útil. La composición más utilizada es la de Renio-Tungsteno-Molibdeno (RTM). Añadiendo unas pequeñas cantidades de Renio al Tungsteno, se logra mejorar las propiedades elásticas del ánodo y con ello mejora sustancialmente la resistencia mecánica, lográndose construir target más delgados (de 1 a 2 mm de espesor). Un disco hecho de Molibdeno incrementa la capacidad calorífica, comparado con el de tungsteno. Ver tabla 1.1.

Tabla 1.1 Valores de Z para diferentes materiales

ELEMENTO	Z	M_{ax} (°C) a 1.33x10⁻²Pa	λ (W/cm°K)	√λρς	Z^Θ_{MAX} √λρς	ORDEN
Cu	29	1032	3.98	3.68	110135	10
Mo	42	2167	1.38	1.88	171106	8
Ag	47	832	4.18	3.18	124350	9
Ta	73	2587	0.55	1.13	213402	6
W	74	2757	1.3	1.81	369273	1
Re	75	2557	0.71	1.38	264650	4
Os	76	2280	0.87	1.77	306706	3
Ir	77	2220	1.46	2.06	352136	2
Pt	78	1742	0.71	1.41	191585	7
Au	79	1063	3.14	2.81	235975	5
U	92	1132	0.25	0.75	78108	11

1.4.6 Capacidad de almacenamiento térmico del ánodo

La capacidad calorífica o de almacenamiento térmico del ánodo, se refiere a la cantidad de energía calorífica que puede soportar el ánodo en régimen de trabajo normal, cuanto mayor es el valor de esta capacidad calorífica es mejor la calidad del tubo de rayos X. Esta capacidad se expresa en Joule (J) o en “Heat Units” (HU: unidad de calor), siendo esta última la más utilizada.

$$\text{Capacidad calorífica del ánodo} = U_A I_A T_{\text{EXP}} \quad 1.18$$

Donde:

U_A = Tensión pico aplicada al tubo de rayos X en KV

I_A = Corriente de ánodo en mA

T_{EXP} = Tiempo de exposición de rayos x en segundos

Equivalencia: 1.4 HU = 1J

Los ánodos compuestos por grafito RTM representan un gran avance en la tecnología de rayos X, pues posibilita una mayor capacidad de disipación térmica del ánodo.

1.4.7 Capacidad de disipación térmica del ánodo

Es la capacidad que tiene el ánodo de disipar en un tiempo determinado, el calor almacenado debido al impacto de los electrones, esta expresada en (J/min) o en (HU/min).

1.5 Consola de control

La consola o panel de control tiene internamente circuitos controlados por microprocesadores que monitorean, controlan y supervisan todas las operaciones proporcionando facilidad de uso y seguridad. Esta unidad de procesamiento digital es compuesta por dos módulos: Uno que hace la interface con el usuario (módulo maestro) y otro que ejecuta las acciones de operación y control (módulo esclavo). La comunicación entre los módulos es realizada a través del canal serial.

Algunas acciones de la consola de control son:

Técnicas programables (programa anatómico de órganos por región)

Ajustes del kilo voltaje con pasos de 1 KV

Indicación del mAs y tiempo de disparo

Señalización luminosa y acústica de disparo de rayos X

Bloqueo electrónico para exposiciones sobre la curva de carga del tubo de rayos X

Básicamente existen tres factores de exposición involucrados en una radiografía, que afectan el espectro de emisión, son:

KV: Es la tensión aplicada en el tubo de rayos X expresado en kilovoltios, esta diferencia de potencial está directamente relacionado a la capacidad de penetración de los rayos X.

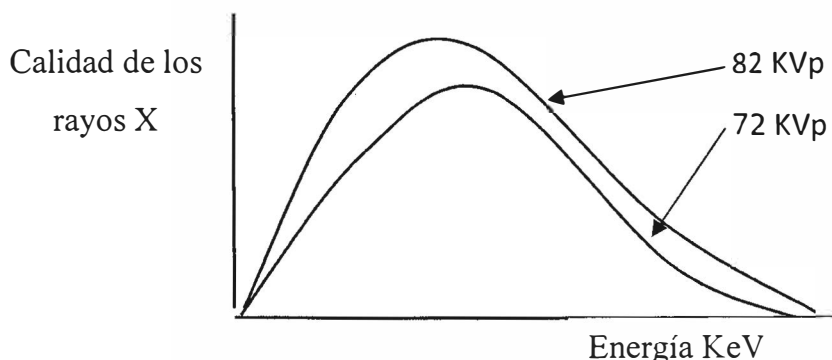


Fig. 1.4 Influencia del potencial sobre el espectro de emisión de Rayos X

mA: Es la corriente entre el cátodo y el ánodo del tubo de rayos X expresado en miliamperios. Ella está relacionada a la intensidad de radiación contenida en el haz de electrones durante el disparo. Para determinar diferentes valores de corriente se ajusta el calentamiento del filamento.

mAs: Es producto de la corriente del tubo de rayos X por el tiempo de exposición. Está relacionado con la cantidad total de radiación emitida durante el disparo.

En general, la forma del espectro de emisión de rayos X es siempre la misma, pero su posición relativa a lo largo del eje de energías puede cambiar. Mientras el espectro se encuentre más hacia la derecha, más alta será la energía efectiva o la calidad de los rayos X. Mientras mayor sea el área bajo la curva, mayor será la intensidad o la cantidad de rayos X. Manual Técnico VMI Compacto Plus DR 2000, [9].

1.5.1 Influencia de la corriente

Un cambio en la corriente del tubo da lugar a un cambio proporcional en la amplitud del espectro de emisión en todas las energías. Si se incrementa los miliamperios o los miliamperios por segundo, entonces la amplitud crecerá en la misma proporción que estos aumenten. Ver figura 1.5.

1.5.2 Influencia del potencial

Un cambio en la tensión afecta tanto la amplitud como la posición del espectro de emisión de rayos X. En este caso, el área se incrementa como el cuadrado del factor por el que se incrementa el kilo voltaje. Ver figura 1.4.

1.5.3 Influencia de la filtración

La filtración añadida tiene un efecto en la posición relativa del espectro de emisión, se incrementa la energía efectiva del haz, con una reducción en su intensidad, un aumento de filtración disminuye la intensidad, debido a que eliminan los rayos X de bajas energías del haz pero mejora la energía efectiva. Entre los elementos más usados para filtrar la radiación se encuentra el aluminio.

1.6 La mesa radiográfica

En esta mesa reposa el paciente durante el tiempo que dura el examen, existiendo diferentes tipos de mesa, dependiendo del equipo de rayos X con el que se utilizan. Las mismas pueden ser fijas o basculantes (movimientos controlados por computadora o consola de control) y deben tener un espesor uniforme en la cubierta, que por lo general es de fibra de carbono, siendo lo suficientemente fuertes para sostener al paciente, incluso de peso elevado, siendo radiotransparentes de forma que permita a los rayos X atravesar con facilidad el material de la mesa e impresionar la película radiográfica sin ningún problema.

Si la mesa está situada entre el paciente y el dispositivo de imagen su mayor atenuación significa irradiar más al paciente. Si el equipo dispone de modos de fluoroscopia o de adquisición de imágenes que supongan la introducción de filtros adicionales en el haz, es necesario medir el factor de atenuación en estas condiciones.

En las mesas radiográficas de equipos convencionales encontramos en la parte inferior

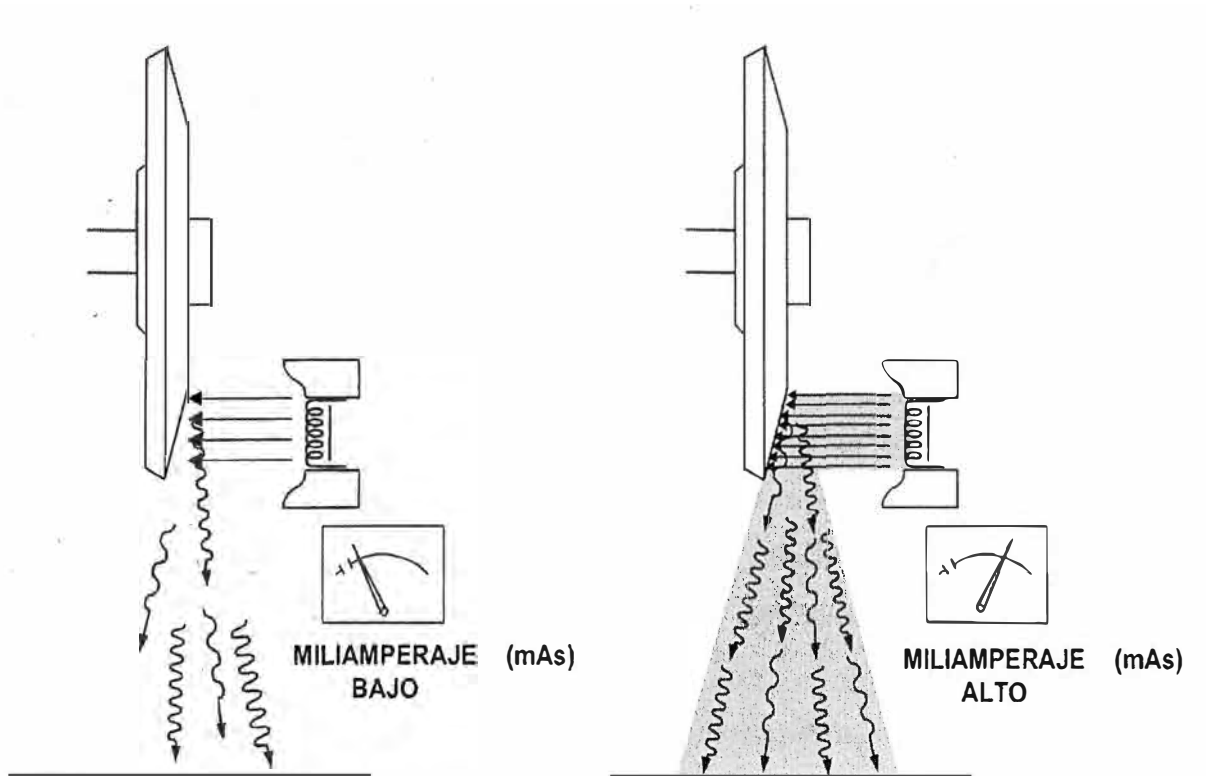


Fig. 1.5 Variación del haz de radiación con los miliamperios.

un abertura donde se encuentra una bandeja “bucky” porta chasis, cuya función es sujetar el chasis que contiene la película radiográfica y una rejilla anti difusora. Este porta chasis corre sobre rieles para poder desplazar el chasis de un lugar a otro. Existen dos tipos de bucky, de mesa y de pared, su función es la misma.

La rejilla anti difusora tiene la función de controlar y reducir la cantidad de radiación dispersa del haz remanente, ya que la radiación dispersa tiene menos energía que la del haz primario. Así los rayos X que emergen del paciente y colisionan con el material radiopaco de la rejilla son absorbidos y no alcanzan la película.

1.7 Sistemas de radiología digital

El sistema de radiología digital es el encargado de capturar el haz de radiación que atraviesa al paciente y convertirlos en señales eléctricas, los cuales a su vez se convierten mediante un conversor AD, en información codificada en forma binaria.

La adquisición se realiza con detectores que convierten la energía de rayos X en energía eléctrica: de forma indirecta o de forma directa, cada uno de los cuales está basado en principios fundamentales.

Algunos detectores convierten la energía de rayos X en luz, y luego la luz es convertida en energía eléctrica, a este método de conversión se le denomina indirecta, los detectores que funcionan bajo este principio son construidos con cristales de centelleo.

Otros detectores convierten la energía de rayos X directamente en energía eléctrica, a este método de conversión se le denomina directa, los detectores que funcionan bajo este principio son construidos con cámaras de ionización y capas de material de selenio amorfo.

1.7.1 Detectores con cristales de centelleo

Existen de dos tipos, los que utilizan fotomultiplicadores (tecnología a tubos) y los que utilizan fotodiodos (tecnología de estado sólido).

Detectores de centelleo con fotomultiplicadores, constan de un cristal de centelleo acoplado a un tubo fotomultiplicador. El fotomultiplicador es un tubo de vacío que contiene un fotocátodo, un ánodo y una serie de dinodos arreglados cuidadosamente a fin de mantener una diferencia de potencial y permitir la amplificación de la corriente de electrones. Actualmente esta tecnología de detectores con fotomultiplicadores ya no es utilizada en los equipos de rayos X.

Cuando los rayos X caen dentro del cristal se producen pulsos de luz (centelleos), esta luz luego es direccionada al tubo fotomultiplicador (PM), impactando con su fotocátodo, lo que a su vez origina la liberación de electrones. Estos electrones son direccionados al primer dinodo, que a su vez lo direccionará al segundo a si sucesivamente hasta llegar al ánodo.

Si la corriente inicial del fotocátodo es i_0 , además la relación del número de electrones secundarios a los primarios es δ y hay n dinodos, la corriente en el ánodo es:

$$i = i_0 \delta^n \quad 1.19$$

Detectores de centelleo con fotodiodos, hoy en día los detectores de centelleo con PM, han sido reemplazados por detectores de centelleo con fotodiodos. El fotodiodo es un semiconductor cuya unión p-n permite que la corriente fluya cuando es expuesto a la luz. Los lentes son una parte esencial del fotodiodo, se utilizan para enfocar la luz de cristal de centelleo a la unión p-n (unión semiconductor), cuando la luz cae en la unión un par electrón-hueco es formado, y los electrones se mueven al lado n de la unión mientras que el hueco se mueve al lado p. La corriente es proporcional a la cantidad de luz. Los fotodiodos son normalmente usados con amplificadores, debido a que la salida de los diodos es muy baja. Además el tiempo de respuesta del fotodiodo es extremadamente rápido, alrededor de 0,5 a 250 nanosegundos, dependiendo de su diseño.

Los materiales de centelleo utilizados actualmente con los fotodiodos son el tungstato de cadmio (CdWO_4), Ioduro de Cesio (CsI), y Oxisulfuro de Gadolinio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S: Tb}$) entre otros. Este tipo de detectores son llamados de estado sólido, y son los que actualmente

dominan el mercado. La eficiencia de conversión y la eficiencia de captura del tungstato de cadmio son de 99%, mientras que su rango dinámico es muy amplio. De otro lado la eficiencia de absorción del Oxisulfuro de Gadolinio es 99%, mientras que su eficiencia de centelleo es tres veces mayor que la del tungstato de cadmio.

1.7.2 Detectores de gas ionizado

El otro tipo de detectores está basado en el principio de ionización. Estos detectores de gas ionizado, en algunos casos también llamados de cámara de ionización, consisten de una serie de cámaras de gas individual, usualmente separado por láminas de tungsteno cuidadosamente posicionados tal que ellos actúan como colector de electrones. Cuando los rayos X caen en las celdas individuales (cámaras), la ionización del gas (usualmente xenón) produce iones positivos y negativos. Los iones positivos migran hacia la lámina (electrodo) negativa y los iones negativos son atraídos por la lámina (electrodo) cargada positivamente. La migración de los iones produce una corriente de pequeña señal que varía directamente con el número de fotones absorbidos.

La eficiencia de los detectores de gas ionizado varía desde 35% hasta 45%, dependiendo de la profundidad de las cámaras, pues a mayor profundidad habrá mayor cantidad de átomos del gas, la ionización será mayor y por consiguiente aumentará la eficiencia del detector.

Las cámaras de gas son encerrados con un material cerámico relativamente grueso, debido a que el gas xenón está presurizado hasta cerca de 30 atmósferas, de tal manera que se incrementa el número de moléculas de gas disponibles para la ionización. Los detectores con gas xenón tienen una excelente estabilidad y un tiempo de respuesta rápido, además de no presentar problemas de sobre calentamiento.

Los sistemas de radiología mediante el cual podemos obtener imágenes digitales se clasifican en dos tipos:

Radiología digital indirecta o radiología computarizada (CR).

Radiología digital directa. En este tipo se estudiara los sistemas de radiología digital basada en dispositivos de carga acoplada (CCD), los sistemas basados en detectores de paneles planos de silicio amorfo (detección indirecta) y los sistemas basados en detectores de paneles planos de selenio amorfo (detección directa).

1.7.3 Radiología Computarizada

La radiología computarizada se basa en la utilización de pantallas fosforescentes foto estimulables. La digitalización con placas de fósforo permite obtener imágenes digitales

utilizando los equipos convencionales de rayos X y las técnicas de exploración habituales en radiodiagnóstico. En estos sistemas la película radiográfica clásica es sustituida por un soporte digital fosforescente que constituye la llamada hoja de memoria o soporte de imagen. Está formado por una base de poliéster sobre la que se extiende una lámina de 0,3 - 0,4 mm de espesor constituida por pequeños cristales de fósforo foto estimulable de fluorobromuro de bario activado con europio. Por encima una capa protectora de plástico o acetato transparente impide el deterioro externo.

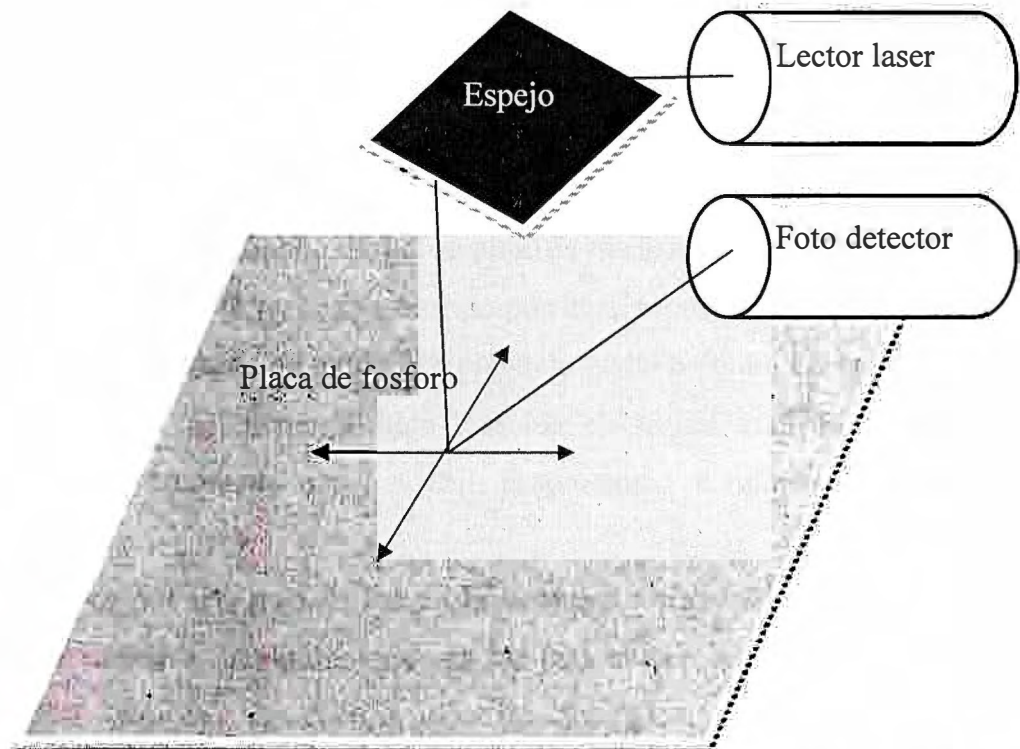
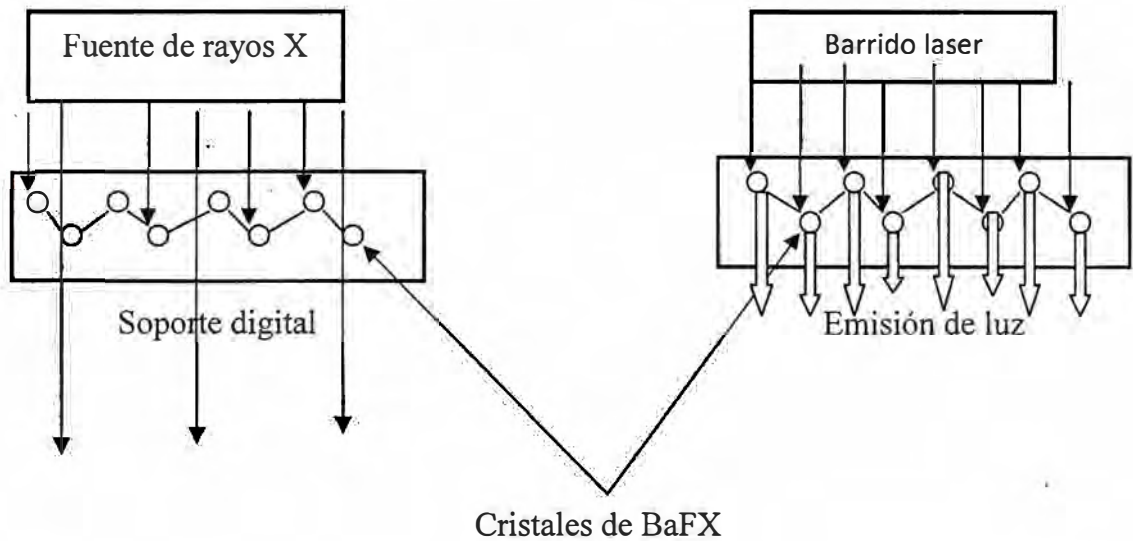


Fig.1.6 Composición de la radiología computarizada. Principios físicos e instrumentación, imagen radiológica, Francisco Javier Cabrero, 2000, [4].

Los sólidos cristalinos, cuando son expuestos al haz de rayos X absorben energía que se cede a los electrones de la capa de fósforo que pasan a un estado inestable o excitado, dando lugar a una imagen latente que se almacena en forma de relieve de energía en la hoja de memoria.

La tecnología de radiología computarizada tiene tres componentes:

Placa de fosforo

Digitalizador CR

Consola de visualización

a. Placa de fosforo

Las placas de fosforo son el medio de digitalización, Cuando las placas de fosforo se expone a los rayos X, los electrones (e-) del fosforo 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. La placa de fosforo 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, el CR no requiere cuarto oscuro.

Las pantallas de fosforo son reutilizables, tienen medidas similares a las películas convencionales, entre ellas tenemos:

14×17 pulgadas o 35×43 centímetros

10×12 pulgadas o 24×30 centímetros

8×10 pulgadas o 18×24 centímetros

b. Digitalizador CR

La información que porta el soporte digital se pone de manifiesto mediante un lector de imagen láser. Un láser de He-Ne realiza un barrido por línea sobre un espejo oscilante que refleja la luz roja sobre la hoja de memoria explorándola punto a punto. La radiación láser que incide sobre la hoja de memoria hace que los electrones vuelvan a su estado fundamental de energía emitiendo una luz azul, proporcional al número de fotones X absorbidos.

Esta luz es recogida por una guía de luz de fibra óptica y transmitida a un arreglo de tubos foto multiplicadores o fotodiodos que son los más usados actualmente, 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). La hoja de memoria expuesta es reutilizable ya que, una vez leídos y procesados

los datos, es borrada mediante exposición a luz ultravioleta o la luz visible. El tiempo de espera desde la introducción del chasis hasta tener disponible la imagen en red es inferior a 70 segundos. Ver fig. 1.6.

c. Consola de visualización

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

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. Principios físicos e instrumentación, Imagen radiológica, Francisco Javier Cabrero, 2000, [4].

1.7.4 Detector Dispositivo de Carga Acoplada (CCD)

El detector dispositivo de cargas acopladas está compuesto por una placa intensificadora de luz (cristal de centelleo) acoplada ópticamente al sensor CCD mediante lentes y fibra óptica.

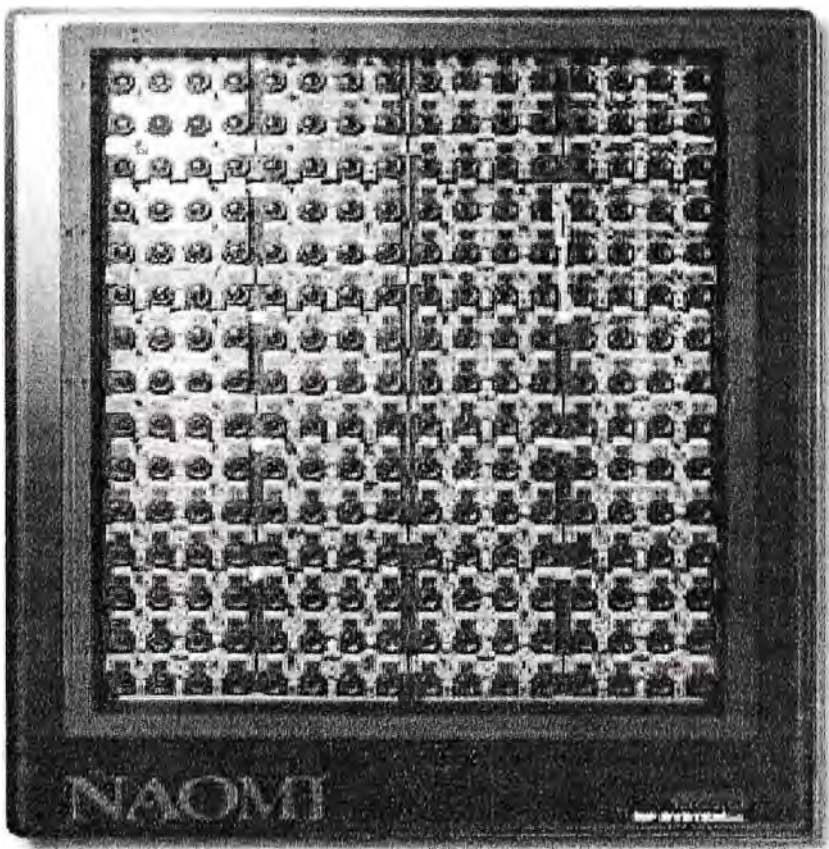


Fig. 1.7 Detector portátil CCD, tamaño de 14 x 17", compuesto por 240 sensores CCD.

La placa de centelleo se coloca delante de la cara activa del CCD, es la que recibe los rayos X y hace de convertidor: por cada fotón de rayos X que interacciona con la placa de centelleo, ésta emite una buena cantidad de fotones del espectro visible, a los cuales son sensibles los elementos del CCD. Un bloque de fibra óptica acoplada a toda la superficie de la otra cara de la placa intensificadora recoge la luz y la traslada por medios ópticos formado por lentes reductores o por cono de fibra óptica, su función es reducir el tamaño de la imagen luminosa procedente de la pantalla intensificadora y adaptarla al pequeño tamaño de los CCD (2 – 3 cm). 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, debido al potencial eléctrico existente entre los diferentes elementos, que impide la migración de la carga entre elementos.

El proceso lleva a cabo un alto índice de rendimiento dado su buen acople óptico obteniendo imágenes digitales de muy alta calidad.

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 en energía eléctrica, comportándose también como condensadores de almacenamiento eléctrico. A mayor intensidad de luz, más carga eléctrica existirá.

El tamaño de cada célula está en el orden de 25 a 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 del elemento que está en un extremo de la última fila, una vez leído un pixel se desplaza la carga de cada uno de los elementos del resto de esa 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 leído 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. Se repite el proceso de lectura para leer el resto de filas del sensor CCD. Principios físicos e instrumentación, imagen radiológica, Francisco Javier Cabrero, 2000, [4].

1.7.5 Detector de panel plano de silicio amorfo

El detector plano de conversión indirecta posee una matriz activa cuyos elementos son sensibles a los fotones de luz visible. Los fotones de rayos X interaccionan con un centellador que se ubica delante de la matriz activa y que produce múltiples fotones de luz

visible por cada fotón de rayos X que interaccionan con él. La luz se convierte en carga

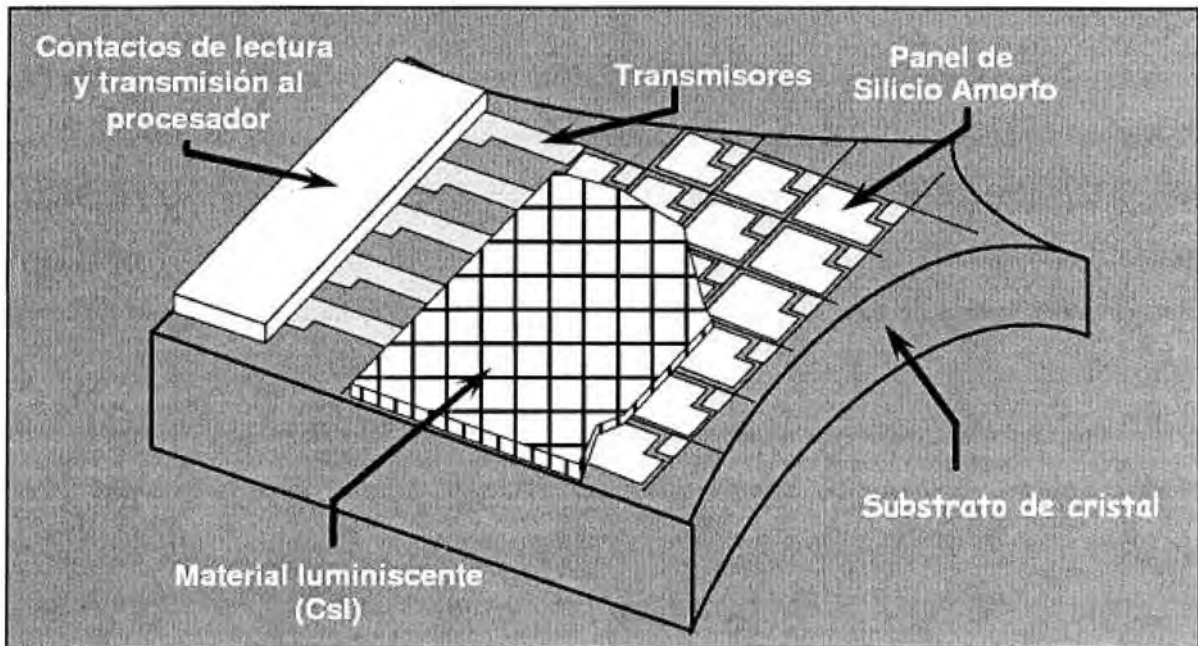


Fig. 1.8 Detector de panel plano de silicio amorfo. Manual técnico de equipo de rayos X digital, VMI Compacto Plus DR 2000, [9].

eléctrica mediante un fotodiodo de silicio amorfo que existe en cada elemento de la matriz activa, esta carga se va almacenando en el condensador de píxel, hasta que arranca el proceso de lectura al finalizar el disparo de rayos X.

Este tipo de materiales bien conocidos por su empleo en intensificadores de imagen, en pantallas de refuerzo y en otras aplicaciones, emiten luz con gran eficiencia al absorber radiación de rayos X. Por detrás de la lámina fluorescente se coloca una capa de silicio amorfo fotoconductor, cuya misión es transformar la luz producida en la lámina fluorescente en cargas eléctricas. Tales cargas, del mismo modo que en el panel de selenio, son medidas localmente por cada uno de los TFT que constituyen la matriz electrónica activa, dando lugar a un valor, esencialmente proporcional a la cantidad de radiación incidente. Los paneles de silicio amorfo no producen carga eléctrica directamente a partir de la interacción de los rayos X con el detector, si no que utilizan una fase intermedia en la que la energía absorbida en dicha interacción se transforma en luz, luego esta en carga. Evidentemente, ambos procesos tienen lugar dentro del propio panel y son prácticamente instantáneos, de modo que para el usuario resultan en muchos aspectos equivalentes.

Las ventajas relativas de los sistemas de silicio amorfo es su mayor eficiencia en la detección de la radiación, así como su mejor adaptación para la obtención de imágenes dinámicas, por su rápida generación; y como desventaja, la existencia de ese paso intermedio que, además, debido a la intervención de fotones de luz, da lugar a fenómenos

de difusión lateral que tienden a limitar la resolución espacial del conjunto. Algunos fabricantes utilizan láminas estructuradas en columnas de pocas micras de diámetro, apiladas lateralmente, para corregir en medida apreciable la dispersión lateral de la luz.

La limitación técnica más frecuentemente citada se asocia a la resolución espacial. La matriz TFT (transistor de película delgada) no puede construirse con elementos demasiado pequeños, por motivos que tienen que ver con la dificultad intrínseca de fabricación, pero también con el “factor de llenado”, es decir con la necesidad de reservar un espacio para la electrónica del sistema y con la pérdida de la eficiencia relativa para elementos de tamaño mínimo. El factor de llenado es la proporción de la superficie del píxel que es útil para recoger la 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 rendimiento de detección. La electrónica que controla la transferencia de carga desde el píxel es un transistor que actúa como interruptor. Flat detectors and their clinical applications, Spahn M. 2005, [2].

1.7.6 Detector de panel plano de selenio amorfo

El detector plano de conversión directa para la obtención de imágenes está diseñado para convertir los rayos X que han pasado a través del paciente en señales eléctricas que generan imágenes totalmente digitales tanto estáticas como dinámicas. Los detectores de conversión directa de fotones X incluyen un material semiconductor, esto es, una capa de selenio amorfo sensible a los rayos X que convierte directamente el haz de rayos X en cargas eléctricas. Componentes del detector:

a. Unidad de conversión de rayos X

En esta unidad se utiliza selenio amorfo para convertir los rayos X en señales eléctricas. Cuando una capa de selenio amorfo se expone a los rayos X, se generan, gracias a la fotoconductividad y en proporción al nivel de exposición de pares electrón – hueco, es decir parejas de cargas positivas y negativas. Aplicando un voltaje de varios kilovoltios, las cargas generadas se mueven a través del campo eléctrico como una corriente fotoeléctrica y se recogen sin pérdida ni dispersión por uno de los electrodos que se acopla a la matriz electrónica activa de TFT. Cada uno de los elementos de esa matriz actúa como un medidor de la carga recogida justamente sobre él, que es esencialmente proporcional a la cantidad de radiación que ha incidido en esa pequeña área del detector.

El selenio amorfo tiene un número atómico (Z) de 34. Éste valor no muy alto de Z es la causa de que su rendimiento de interacción con los rayos X no sea muy alto, para

compensar este problema se usa una capa de selenio amorfo (a Se) más gruesa.

b. Conjunto de detectores

La tecnología TFT (transistores de película delgada), compuesto de pequeños transistores que miden $150\mu\text{m}\times 150\mu\text{m}$ se emplea para fabricar un conjunto de más de dos millones de detectores en un sustrato de cristal. Cada elemento del detector incluye un condensador y un TFT. Mientras la unidad de conversión está expuesta a los rayos X, las cargas generadas se acumulan en el condensador. Cuando el TFT es activado por la unidad de procesamiento de alta velocidad, la carga acumulada es leída como una señal eléctrica.

c. Unidad de procesamiento de señales de alta velocidad

Esta unidad genera señales dirigidas, secuencialmente para activar los TFT del conjunto de detectores. Las señales eléctricas leídas en respuesta a estas señales se amplifican y se envían a un convertidor análogo digital.

d. Unidad de transferencia de imagen digital

Esta unidad está diseñada para compensar las señales digitales y para transmitir las imágenes digitales secuencialmente hacia el ordenador auxiliar.

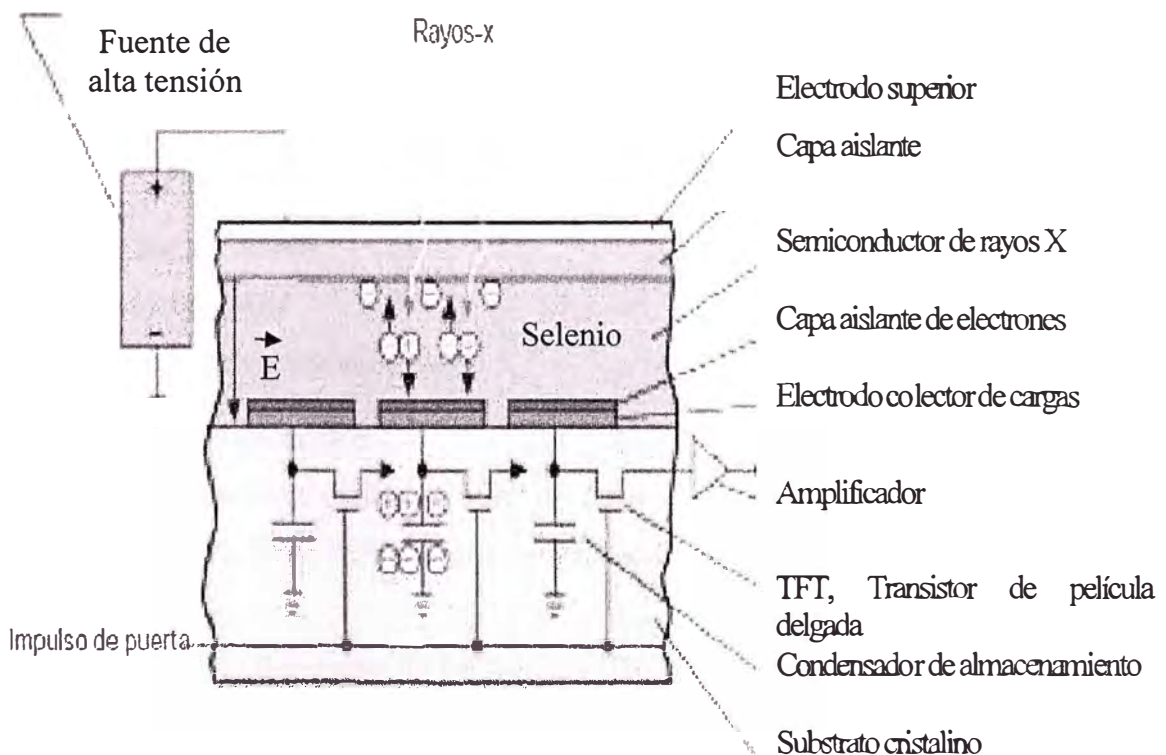


Fig. 1.9 Composición del detector de panel plano de selenio amorfo. Flat detector and their clinical applications, Spahn M, 2005, [2]

Los detectores planos de conversión directa actualmente tienen las siguientes características:

Campo de visión efectiva 35×43cm

Tamaño del elemento detector 150μm×150μm

Espesor del selenio amorfo 1000μm

Capacidad de imágenes radiográfica digital hasta 30 imágenes por segundo.

La apariencia externa de este detector, tiene en su parte central, el campo de visión efectivo de los rayos X, que consta de una lámina de selenio amorfo, dispuesto sobre un detector; las placas de circuito eléctrico situadas a ambos lados son utilizadas para generar las señales de la unidad de procesamiento de alta velocidad.

Las placas adicionales de circuitos de la parte trasera son utilizadas para la amplificación de señales en la unidad de proceso de alta velocidad, para la conversión análogo – digital y para la salida de datos hacia la unidad de transferencia de imagen. Las señales eléctricas son enviadas desde el conjunto de detectores hacia la unidad de procesamiento de alta velocidad a través del conjunto de cables superior e inferior.

1.8 Características de la imagen digital

1.8.1 Resolución espacial

Es la capacidad de distinguir visualmente un objeto, depende del tamaño de cada pixel. Cuanto más pixel/mm posea, más pequeña es la dimensión del pixel, el conjunto de pixel va conformando la matriz de resolución. La resolución espacial se mide en:

Pixel/mm

Lp/mm (Lp = par de líneas)

Unidades de micras (μm)

Dpi (dot per inch = pixel por pulgada)

1.8.2 Resolución de contraste

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

1.8.3 Eficiencia en la detección de los fotones (DQE)

El DQE (Eficiencia en la Detección de los Fotones) es 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 que registra con precisión cada fotón de rayos X incidente tiene un DQE del

100%. Los sistemas de imágenes reales tienen siempre un DQE inferior al 100% debido a la imposibilidad de captar todos los fotones de rayos X incidentes.

1.8.4 Rango dinámico

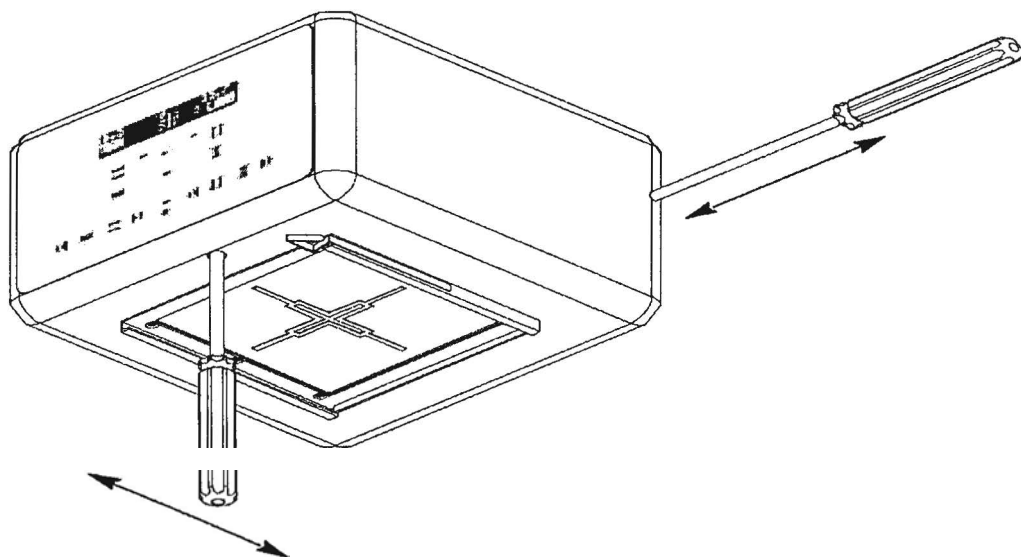
El rango dinámico es una medida de la respuesta de un detector expuesto a rayos X. En el sistema convencional pantalla película el rango dinámico tiene una tolerancia baja, Si realizamos una exposición de radiación X con un valor de radiación más alta o más baja resulta una exposición fallida o calidad de imagen insuficiente.

Para detectores digitales el rango dinámico es el rango de exposición de rayos X sobre el cual la imagen puede ser obtenida significativamente de buena calidad. Los detectores digitales tienen un rango dinámico más amplio y lineal.

1.9 Parámetros técnicos de control de calidad de los equipos de rayos X

Aquí veremos los parámetros de control de calidad de los sistemas de un equipo de rayos X donde se incluyen controles del generador de rayos X, tubo de rayos X, dispositivos de colimación y alineación, movimientos y tiempo de exposición.

1.9.1 Parámetros geométricos



Tornillos de ajuste del campo

Fig. 1.10 Colimador, ajuste del campo

a. Tamaño del foco:

El tamaño del foco es un parámetro esencial en la caracterización inicial de un tubo de rayos X, puesto que establece un límite para la resolución espacial global del sistema. Sin embargo su medida precisa de instrumentación costosa (cámara de rendija o de micro orificio). Normalmente será suficiente basarse en la certificación que el fabricante

proporciona con cada tubo de rayos X. Dicha caracterización inicial puede asociarse, en condiciones específicas, aun determinado valor de resolución en película obtenido a partir de una medida con patrón de estrella o barra, que sirve para las sucesivas pruebas destinadas a detectar una eventual degradación del tamaño del foco.

b. Tamaño mínimo del campo:

Longitud ≤ 5 cm, anchura ≤ 5 cm a 100 cm de distancia focal.

Se lleva a cabo mediante una doble exposición, la primera con uno de los diafragmas completamente abiertos y el perpendicular completamente cerrado, y la segunda, invirtiendo el estado de los diafragmas. La comprobación de este parámetro asegura la posibilidad de reducir el campo al tamaño mínimo compatibles con las necesidades de la exploración. Ver fig. 1.10.

c. Indicador de la distancia focal:

La diferencia entre la distancia medida y la indicada será $< 4\%$ de la indicada.

d. Definición del campo luminoso:

Simetría: no más de 1 cm de diferencia entre la distancia de un borde al centro y del opuesto, verificando ambas direcciones.

La iluminación debe estar por encima de la iluminación ambiente y las penumbras en los bordes del campo menores a 1 cm, en estimación visual. Se consideran valores satisfactorios de iluminación mayor a 50 lux con la luz ambiental apagada.

e. Coincidencia y centrado campo de luz y campo de radiación:

Coincidencia: menor a $\pm 2\%$ de la distancia focal en cada dirección principal.

El centro del campo de luz del colimador no debe desviarse del centro del haz de radiación más de $\pm 1\%$ de la distancia focal.

Se pretende evitar que el paciente reciba dosis innecesarias en zonas sin interés clínico.

Esta prueba se realiza a 1 metro de distancia focal.

f. Ortogonalidad del haz de rayos X y del receptor de imagen:

El ángulo que forman el eje central del haz de rayos X y el plano del receptor de imagen no deberá desviarse de 90° más de 1.5° .

1.9.2 Calidad del haz

Exactitud y reproducibilidad de la tensión:

La diferencia entre la tensión medida de los kilo voltajes y la programada no debe exceder una exactitud $< \pm 10\%$.

Visualización de la forma de onda:

Verificar el porcentaje de rizado según especificaciones del fabricante. Se requiere una cámara de ionización y oscilógrafo o equipo integrado que permita grabar y visualizar en un ordenador personal la forma de onda.

1.9.3 Mesa radiográfica

Según especificaciones del fabricante. Esta medida se debe realizar a varias tensiones y es importante para identificar un parámetro fundamental para la protección del paciente. Si la mesa está situada entre el paciente y el dispositivo de imagen su mayor atenuación significa irradiar más al paciente. Es recomendable medir el factor de atenuación de la mesa radiográfica y tenerla como referencia. Protocolo de control de calidad en radiodiagnóstico, Sociedad Española de Física Médica, 2005, [6].

Un aspecto básico para asegurar que las exposiciones médicas se encuentren en el orden de los valores orientativos, es el correcto desempeño del equipo y de los sistemas de imagen en radiodiagnóstico. La aplicación del control de calidad en el radiodiagnóstico adquiere importancia para alcanzar los objetivos de diagnóstico, protección de los pacientes, contribuir a mejorar el contenido de la información diagnóstica y reducir costos. Para ello es necesario realizar una serie de controles periódicos de verificación de que el sistema se encuentre dentro de las tolerancias y si hay desviaciones, adoptar medidas correctivas como las realizadas para un equipo de rayos X digital presentadas en el anexo.

Para un mejor análisis se ha considerado realizar los procedimientos de configuración y calibración de un equipo de rayos X con detector digital de estado sólido, esta calibración contempla a la fuente de radiación, al soporte universal (brazo en C), el detector digital, dispositivos de colimación y alineación, y movimientos. El análisis está desarrollado en el anexo.

CAPITULO II

ANALISIS TECNICO ECONOMICO DE LOS EQUIPOS DE RAYOS X

2.1 Introducción

Se ha elaborado los requisitos técnicos mínimos generales de los equipos de rayos X en base a la información obtenida de los proveedores y de los equipos recientemente adquiridos por el Hospital Arzobispo Loayza.

Los equipos de rayos X poseen diferentes características técnicas de acuerdo a su aplicación, potencia y procesamiento de la imagen. Se ha elaborado fichas técnicas con características generales para tener una idea de las diferentes tecnologías que se ofrecen en el mercado y que se adquieren según necesidad de las áreas de diagnóstico por imágenes.

Posteriormente se analizará cada una de las características técnicas mencionadas.

2.2 Características técnicas de los equipos de rayos X

2.2.1 Equipo de rayos X portátil

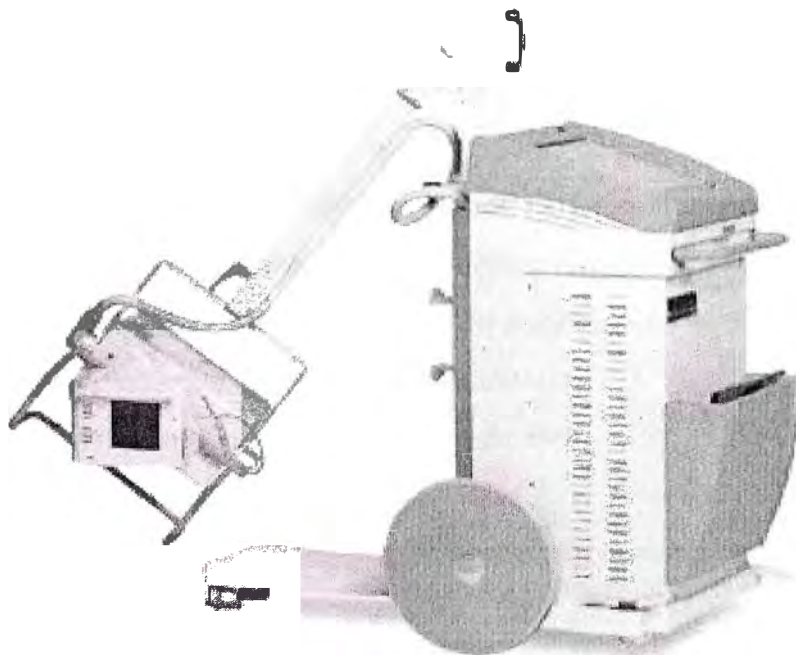


Fig. 2.1 Equipo de rayos x portátil

1. Generador de alta tensión

Generador de alta frecuencia

Potencia de 15 KW o mayor (equipo de potencia intermedia)

Potencia de 30 KW o mayor (equipo de potencia alta)

Corriente de 200 mA o mayor (equipo de potencia intermedia)

Corriente de 300 mA o mayor (equipo de potencia alta)

Ajuste de los kilovoltios pico de 40 a 125 KV con pasos de 1 KV

2. Tubo de rayos X

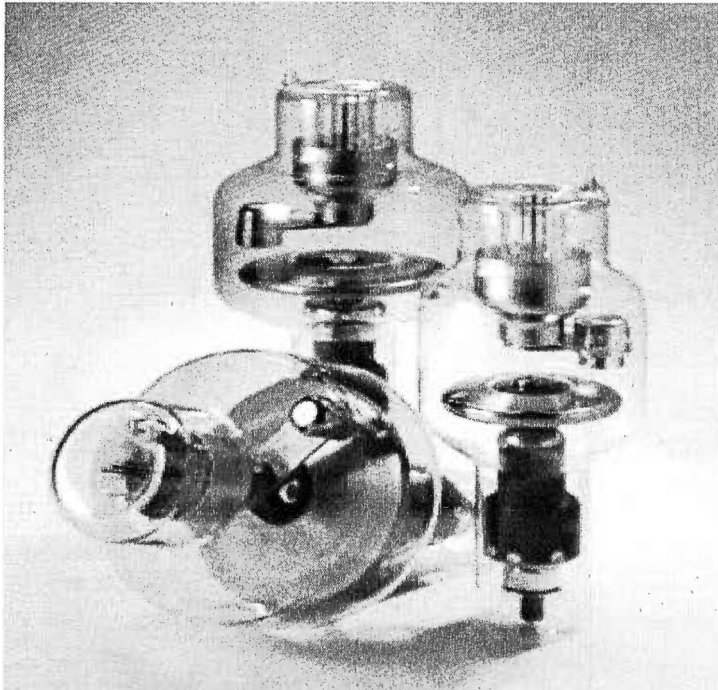


Fig. 2.2 Tubos de rayos x de potencia intermedia

Un punto focal de 1.5 mm o menor (equipo de potencia intermedia)

Dos puntos focales de 0.8 mm o menor y 1.5 mm o menor (equipo de potencia alta)

Tubo de ánodo giratorio de alta velocidad (equipo de potencia alta)

Con capacidad de almacenamiento de calor térmico en el ánodo de 100,000 HU o mayor

Movimiento telescópico o contrapesado

Rotación del tubo o soporte del tubo de $\pm 90^\circ$

Brazo porta tubo

Altura máxima del foco al piso de 2 metros o mayor

3. Complementarios

Rodamientos con sistema de frenado

Peso del equipo de 250 Kg o menor

4. Consumibles

Películas radiográficas

Requerimientos de energía de 220VAC $\pm 10\%$ 60 Hz

2.2.2 Equipo de rayos X estacionario convencional

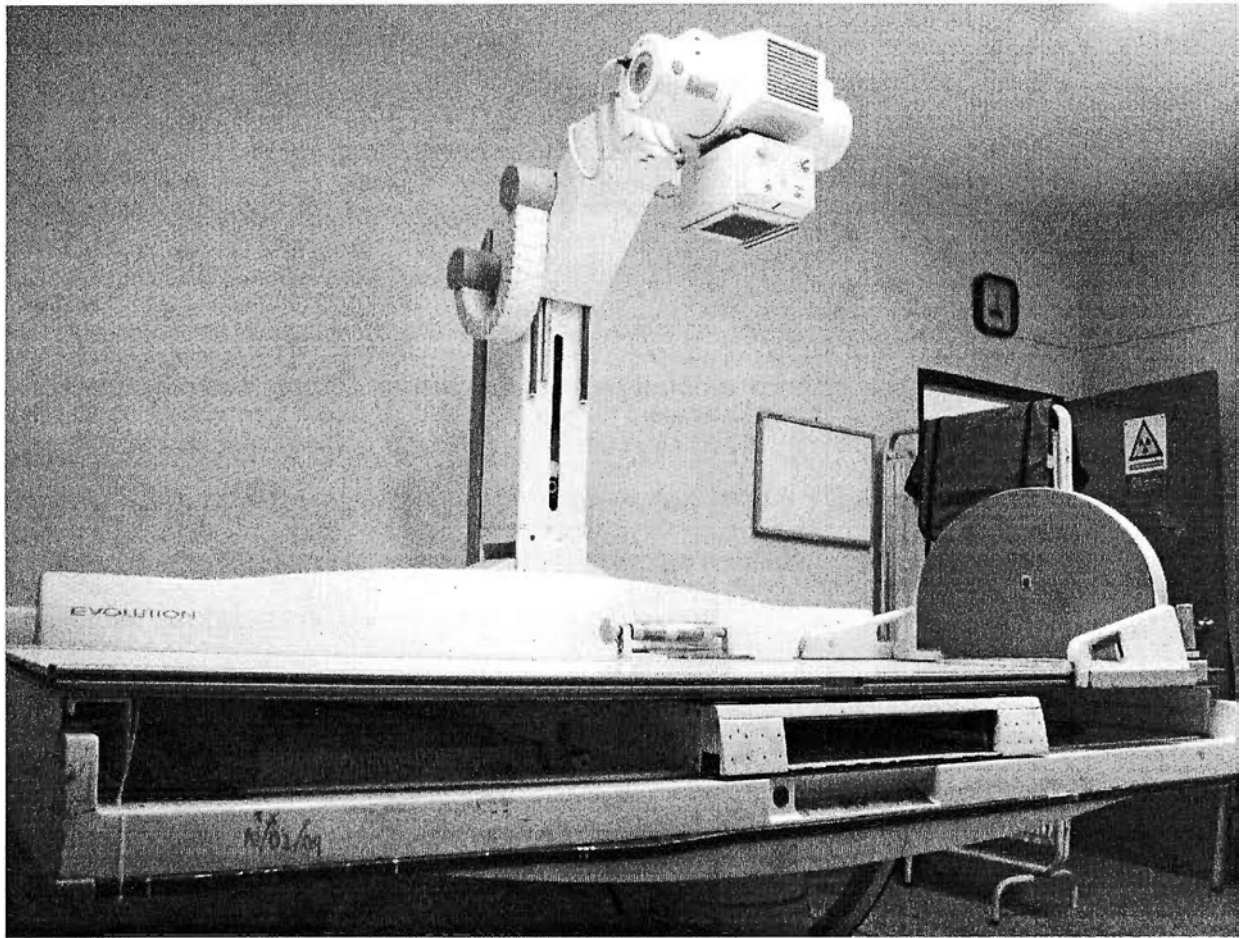


Fig. 2.3 Equipo de rayos X estacionario convencional tele mandado y basculante

1. Generador de alta tensión

Generador de alta frecuencia

Potencia de 80 KW o mayor

Corriente de 800 mA o mayor

Voltaje de 40KV a 150KV con pasos de 1 KV

Tiempo más corto de exposición de 2 ms como máximo

Control automático de exposición (AEC) de estado sólido de tres campos o mayor

2. Tubo de rayos X

Dos puntos focales de 0.6 mm o menor y 1.5 mm o menor

Capacidad de almacenamiento de calor del ánodo de 300,000 HU o mayor

Material del ánodo Renio, Tungsteno y Molibdeno

Tubo de ánodo giratorio de alta velocidad

Tensión del tubo de 150 KV o mayor

Rotación del tubo o soporte del tubo de $\pm 90^\circ$

3. Columna integrada a la mesa de rayos X

Movimiento longitudinal y vertical

Sistema contrapesado

Frenos electromagnéticos

Movimientos giratorios de $\pm 90^\circ$

4. Mesa radiográfica de altura regulable

Tablero de material radiotransparente de 4 direcciones

Movimiento transversal y longitudinal

Mesa elevable con sistema motorizado de movimiento vertical

Movimiento de basculación de $\pm 90^\circ$

Bandeja porta chasis con capacidad para chasis de 18x24 a 35x43 cm

Relación de rejilla anti difusora de 12:1, 120 líneas/pulgada

Capacidad de soporte de paciente de 150 Kg o mayor

5. Bucky mural fijo.

Bandeja porta chasis con capacidad para chasis de 18x24 a 35x43 cm

Rejilla anti difusora de bucky 43x43 cm

Requerimiento de energía de 120 a 500VAC $\pm 10\%$ 50/60Hz tres fases

6. Opcional para fluoroscopia

Considerando las siguientes características adicionales podemos usar la unidad como fluoroscopia.

Corriente para fluorocopia de 0.2 mA o menor a 25 mA o mayor

Voltaje para fluoroscopia de 40 a 125 KV

Fluoroscopia pulsada de 30 pulsos por segundo o mayor

Intensificador de imagen de 9" o mayor con 2 o más campos

Sistema de procesamiento de imagen con disco para adquirir 7 o más imágenes por segundo, disco duro con almacenamiento de 25,000 imágenes o mayor, adquisición de 1024x1024x12 bits y sustracción digital en tiempo real

Conectividad DICOM impresión y envío al menos

2.2.3 Equipo de rayos X estacionario con detector digital

1. Generador de alta tensión

Generador de alta frecuencia

Potencia de 50 KW o mayor

Voltaje de 40KV a 150KV con pasos de 1KV

Control automático de exposición (AEC) de estado sólido de tres campos

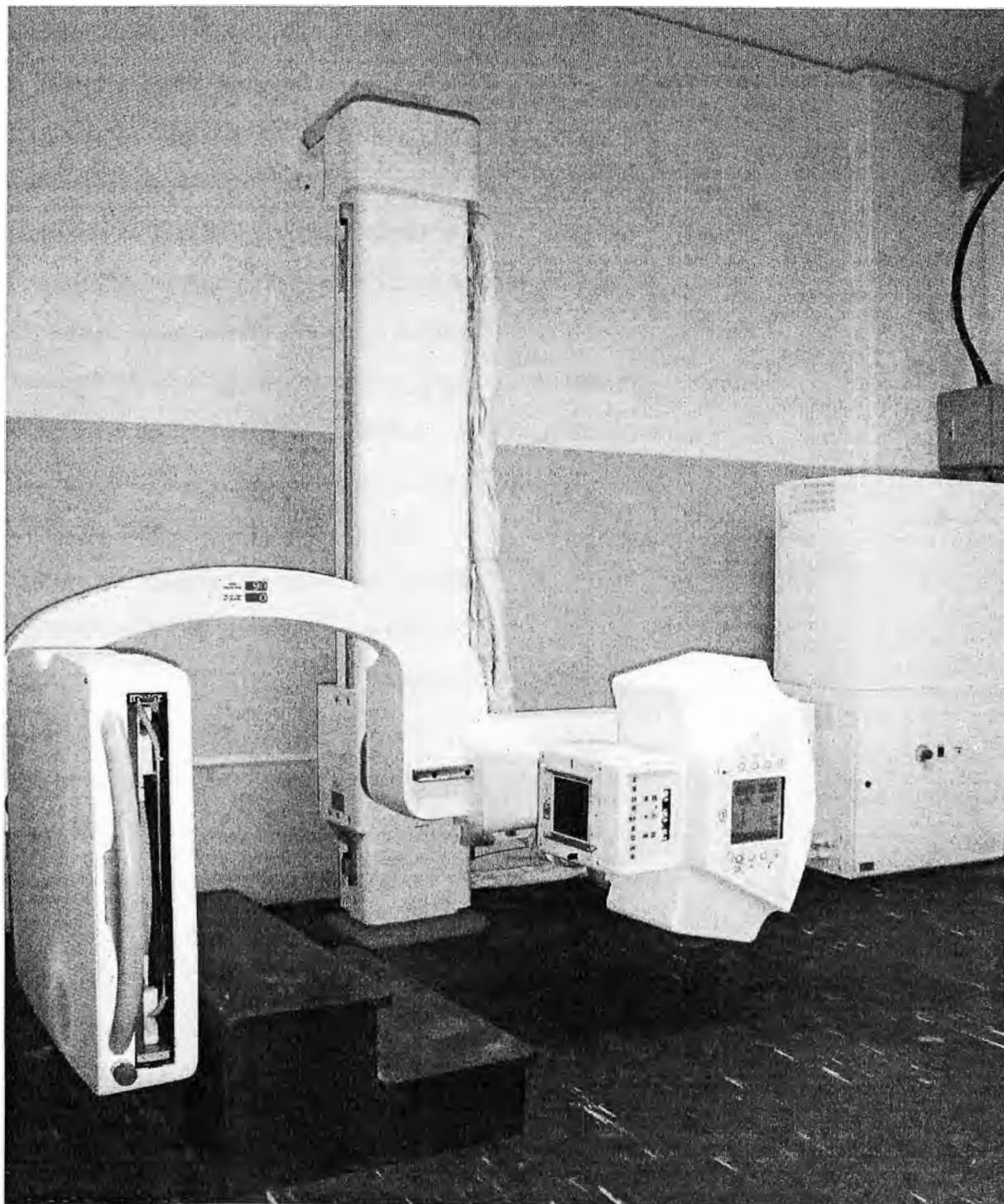


Fig. 2.4 Equipo de rayos X con detector digital de estado sólido

2. Tubo de rayos X

Punto focal fino de 0.6 mm o menor

Punto focal grueso de 1.5 mm o menor

Capacidad de almacenamiento de calor térmico en el ánodo de 500,000 HU

Tubo de ánodo giratorio de alta velocidad

Tensión del tubo de 150 KV o mayor

Rotación del tubo o soporte del tubo de $\pm 90^\circ$

Material del tubo Renio, Tungsteno y Molibdeno (RTM)

3. Detector digital opcional

3.1 Detector digital de estado sólido

Adquisición o profundidad de imagen de 12 bits o mayor

Matriz de 2000x2000 pixeles o mayor

Tecnología de panel plano con silicio o selenio amorfo

Captura de imágenes de 35x43 cm o mayor

Reconstrucción de la imagen en 5 segundos como máximo o menor

Resolución de 3.2 líneas/mm o mayor o 160 micrones o menor

3.2 Detector CCD (Dispositivo de Carga Acoplada)

Matriz de 3000x3000 pixeles o mayor

Captura de imágenes de 43x43 cm o mayor

Resolución de 145 micrómetros o menor

Reconstrucción de la imagen en 5 segundos o menor

4. Mesa radiográfica

Mesa con tablero de material radiotransparente de fibra de carbón

Capacidad de soporte de paciente de 200 KG o mayor

Movimiento con recorrido longitudinal y lateral

5. Estación de adquisición

Conectividad DICOM 3.0, estación de trabajo, impresión y almacenamiento de imágenes

Disco duro con capacidad de almacenaje de imágenes de 3000 imágenes como mínimo

Monitor LCD o TFT de 19 pulgadas como mínimo y resolución de 1000x1000 o superior

6. Complementarios

Colimador motorizado

Impresora en seco de película de 8x10 “ a 14x17 “

Requerimientos de energía 220, 380 o 480 VAC trifásico 60 Hz

2.3 Análisis técnico

Dentro del área de diagnóstico por imágenes existen diferentes tecnologías de equipamiento radiológico, realizándose el análisis en base a las características técnicas mostradas, con el objeto de obtener un instrumento para toma de decisiones para adquisición de equipo.

Se analizó las características técnicas de estos equipos, considerando la siguiente clasificación:

1. Equipo de rayos X portátil
2. Equipo de rayos X estacionario convencional
3. Equipo de rayos X estacionario con detector digital

2.3.1 Análisis técnico del equipo de rayos X portátil

Las dimensiones de los equipos se ajustan a las necesidades. Estos equipos deben ser maniobrables en las diferentes áreas del hospital y proporcionar la flexibilidad de colocar el equipo donde se requiera. Es preferible tener una profundidad lo más grande posible para el brazo, sin embargo esto puede crear una maniobrabilidad difícil. El brazo debe tener las dimensiones apropiadas, para su uso eficiente dentro del hospital. Por ejemplo, debe tener profundidad amplia para acomodar a pacientes obesos. Además, la porción más baja del brazo debe caber por debajo de las camas del hospital y de las mesas de cirugía. Las especificaciones recomendadas como requisito mínimo para la selección y evaluación de los equipos se ha categorizado en dos grupos: de intermedia y alta potencia. Los equipos de intermedia y alta potencia se utilizan rutinariamente en procedimientos quirúrgicos. En años recientes, estos sistemas proporcionan más herramientas de visualización de imágenes e incrementan la potencia de los rayos X, dando como resultado imágenes más útiles y opción de utilizar estos dispositivos para la visualización de imágenes cardíacas además de su uso en traumatología y neumología.

Los equipos automáticos confían en las baterías como su fuente principal de alimentación. Los equipos completamente cargados deben producir todas las exposiciones necesarias de rayos X, independientemente de una fuente de energía.

El número de características varía entre los modelos de los equipos de rayos X portátiles. En general se ofrece con frecuencia el control automático de exposición (AEC), la programación anatómica y el voltaje de entrada. En algunos equipos, la exposición de los rayos X se acciona directamente del voltaje de línea, mientras que en otros, el voltaje de la línea de entrada carga una batería o un condensador que accionan la exposición de los rayos X. Los equipos impulsados por un motor requieren de batería y deben tener frenos como una característica de seguridad.

El incremento de la potencia de los rayos X permite mayor flexibilidad para la visualización de imágenes, acorta tiempos de exposición y reduce en un porcentaje considerable el riesgo de error, esto es particularmente importante para los pacientes

obesos que pueden experimentar dificultades con tiempos más largos de exposición.

La corriente de tubo para el equipo de rayos X de potencia intermedia normalmente está entre los 200mA y considerando que el ánodo está construido de material RTM (Renio, Tungsteno y Molibdeno) con gran capacidad calorífica gracias al molibdeno es que para este equipo se recomienda un tubo de rayos X de ánodo fijo, que es mucho más barato que uno de ánodo giratorio.

El equipo de alta potencia considera en el tubo de rayos X dos puntos focales llamados foco fino y foco grueso, permitiendo el primero una mayor resolución y el segundo una mayor capacidad térmica, que permite realizar disparos más largos.

El resto de características en su mayoría mecánicas, como rotación del tubo $\pm 90^\circ$, altura máxima del foco al piso 2 metros, movimiento telescópico o contrapesado y otras características son similares, que no requieren mayor análisis.

2.3.2 Análisis técnico del equipo de rayos X convencional y digital

Las especificaciones técnicas como requisito mínimo para la selección de un equipo de rayos X estacionario es de dos tipos: Digitales y Análogos (convencional).

Los generadores de alta tensión de alta frecuencia son generalmente más pequeños requieren mucho menos espacio que un generador convencional; se recomienda generador de tres fases rectificado en onda completa. Los generadores de alta frecuencia tienden a ser más eficientes y producen menos variación del kilo voltaje.

Ambos sistemas requieren un tubo de rayos X que en ocasiones se vende por separado. El sistema análogo consiste en un soporte vertical (bucky) y/o horizontal (mesa radiológica) donde se coloca un chasis para película.

Para un sistema óptimo de rayos X análogo automático para tórax se debe considerar un generador de alta tensión con tres fases, salida de 12 pulsos o el equivalente con un grado de energía apropiado, un tubo de rayos X con un punto focal dual (0.6 milímetros y 1.0-1.5 milímetros) y un ánodo con un rotor de alta velocidad. Un generador de 50 KV es aceptable para procedimientos de tórax, sin embargo en otros procedimientos, tales como las lumbares, es necesario considerar un generador de 80KV.

Desde el punto de vista de diagnóstico por imágenes, los estudios de urología, en particular de pelvis y de abdomen requieren un tubo de alta potencia debido a la atenuación de los rayos X.

Otras opciones disponibles son la capacidad de intercambio del tamaño de la película, un sujetador de chasis que permite el uso de películas de todos los tamaños.

Los sistemas digitales de tórax tienen varias ventajas sobre los sistemas de tórax convencionales. Principalmente, la recepción digital de las imágenes (rango dinámico) es mucho más grande que la de película de rayos X. Este rango grande permite una gama más amplia de exposiciones, disminuyendo la necesidad de repetición de las exposiciones. Las ventajas adicionales de la visualización de imágenes digitales incluyen características de post procesamiento, almacenaje electrónico y el establecimiento de una red.

Los sistemas digitales de tórax deben producir rápidamente y con eficacia radiografías de tórax de alta calidad en tiempos no mayores a 5 segundos. La calidad de la imagen es definida por el tamaño del pixel y las características del detector de ruido en la señal. Las imágenes deben leerse rápidamente; algunos sistemas leen y procesan una imagen en menos de 10 segundos, mientras que otros asumen el control en más tiempo.

Tabla 2.1 Características técnicas de los sistemas de adquisición de imágenes. Digital image processing, Schaefer – Prokop, 2000, [1].

Características	Tipo de sistema				
	Pantalla película	Sistema CR Placa de fosforo	Lentes acoplados CCD	FPD directo	FPD indirecto
Convertidor	Gd ₂ O ₂ S CaWO ₄	BaFBr:Eu	Gd ₂ O ₂ S CsI:TI	Selenio amorfo	Gd ₂ O ₂ S CsI:TI
Lectura	Película	Laser	CCD	Matriz activa de selenio	Matriz activa de silicio
Tamaño del detector (pulgadas)	14 x 17	14 x 17	14 x 17 17 x 17	14 x 17	17 x 17
Tamaño del pixel (µm)	----	200	167 162	139	160 143
Matriz	----	1760 x 2140	2000 x 2500 2736 x 2736	2560 x 3072	2688 x 2688 3121 x 3121
Rango dinámico	1:30	1:40,000	>1:4,000	>1:10,000	>1:10,000

Después de que se produzca la imagen, el proceso avanzado de la imagen debe estar disponible para entregar imágenes a los radiólogos sin ninguna manipulación adicional.

Cuando se adquiere un sistema digital de tórax, debe de contar con el estándar de DICOM 3.0 (Digital Imaging and Communication in Medicine), esto es un requisito para todo equipo de nueva adquisición para facilitar las adaptaciones futuras a cualquier red. Al comprar un equipo digital se debe pedir al proveedor información detallada del sistema DICOM y se debe examinar por especialistas en el ramo.

El procesamiento digital debe estar disponible para manipular imágenes rápidamente. Es preferible que se cuente con la capacidad de enviar datos e imágenes por un sistema PACS (Picture Archiving Communication Systems).

De las fichas de características técnicas de los equipos y de la teoría del capítulo I se ha confeccionado la tabla 2.1, que muestran las características técnicas de los diferentes sistemas de adquisición de imágenes de radiología digital incluyendo una columna del sistema convencional pantalla película, como un resumen de todo lo mencionado anteriormente. No se incluye las características mecánicas de los equipos, de generador y del tubo de rayos porque no hay mayor variación entre estos equipos.

Para el estudio de las características técnicas de los equipos de radiología con detectores digitales de estado sólido se ha considerado realizar la ficha de características técnicas de un equipo con detector digital de panel plano de silicio amorfo, sensores TFT y pantalla intensificadora de Oxisulfuro de Gadolinio (Gd_2O_2S) detalladas en el anexo.

2.4 Análisis económico

En muchos hospitales del ministerio de salud han decidido cambiar el modelo tradicional de hacer los estudios de rayos X a películas análogas, los motivos varios como usar tecnología digital que nos da muchas más información debido a la gran escala de grises, mantener limpio el medio ambiente de los materiales contaminantes que utilizan el proceso de revelado de películas de rayos X y al tema de costos ya que la digitalización nos permite ahorrar en insumos, almacenamiento y distribución.

Los equipos de radiología digital con tecnología de panel plano tenían un valor muy elevado cerca a los 400 mil dólares. Gracias al desarrollo de nuevas tecnologías como los detectores de CCD, los precios han disminuidos a un 60% respecto a sus inicios.

Competencia e innovación son lo que caracteriza al crecimiento de la radiología digital, ahora es posible digitalizar salas de rayos X existentes con tecnología CR (Radiología Computarizada) a un costo promedio de 70 mil a 90 mil dólares o reemplazar sistemas

completos de radiología convencional por sistemas de radiología digital directa aún costo promedio de 120 mil a 250 mil dólares.

El tema de costos es fundamental para la toma de decisión cuando se quiere implementar las nuevas tecnologías digitales. Es importante analizar cuanto estamos consumiendo en películas, químicos y espacio físico para producir la cantidad de exámenes que se está realizando.

Los precios de las películas se han incrementado en un 25% por la razón que sus componentes son derivados del petróleo y plata y por la disminución de la oferta.

El uso de los sistemas informáticos (PACS) y de las imágenes digitales mejoran la calidad de la atención, la productividad y el diagnóstico. Está demostrado que un estudio realizado por radiología digital directa es tres veces más rápido que un estudio realizado en un equipo de rayos X convencional o en un sistema CR.

2.4.1 Costos en un sistema de radiología convencional

El uso de un sistema de radiología convencional involucra una serie de gastos adicionales a la inversión inicial realizada en la compra del sistema. Son considerados como gastos adicionales las pérdidas de los estudios o la repetición de la misma, implicando más radiación para el paciente y aumentando el costo para el hospital, desperdicio de recursos, las placas radiográficas que son consumibles caros ya que implica a parte de su costo el del revelado.

En el desperdicio de recursos está el personal encargado del revelado, el ambiente físico ocupado (cuarto de revelado) y como consumibles la placa, los productos químicos de revelado como el revelador y el fijador, los chasis reutilizables y sobres para placas.

2.4.2 Costo mensual de placas

A partir de las órdenes de compras giradas por la oficina de logística del Hospital Nacional Arzobispo Loayza (HNAL) se pudo determinar el costo de las placas usadas.

Las placas comúnmente usadas son:

8x10" = 20x25 cm

10x12" = 24x30 cm

11x14" = 28x35 cm

14x14" = 35x35 cm

14x17" = 35x43 cm

Para hacer el análisis de costos de las películas usadas en radiografía general, se utilizó el tamaño de placa 14x17" por ser el más utilizado.

Promedio de costos : S/. 203 x caja de 100 unidades

Costo por placa: S/. 2.03

Es una realidad que al realizar las tomas radiográficas no todas las placas utilizadas son placas útiles, si no que por diversos motivos, ya sea por la técnica inadecuada usada por el tecnólogo o problemas en el revelado, un porcentaje variable bastante considerable son placas inservibles para ser leído por radiólogo.

Tabla 2.2 Cuadro de costos anual por mes de placas útiles usadas en el 2009

MES	NUMERO DE ESTUDIOS	COSTO(S/.)
ENERO	10,680	21,755
FEBRERO	11,028	22,464
MARZO	11,007	22,421
ABRIL	10,026	20,422
MAYO	10,776	21,950
JUNIO	10,881	22,164
JULIO	10,011	20,392
AGOSTO	11,142	22,696
SETIEMBRE	10,143	20,661
OCTUBRE	8,940	18,210
NOVIEMBRE	8,733	17,789
DICIEMBRE	8,562	17,740
TOTAL	121,929	248,369

Se realizó la diferencia de placas usadas durante el mes menos la cantidad de estudios, logrando calcular de esta manera el número de placas inservibles, no se pudo determinar con exactitud cuáles fueron los motivos por el cual se desperdiciaban las placas debido a que no se lleva un registro de la falla.

Al realizar el cálculo se encontró que las placas desperdiciadas representan entre el 8 y 12% del total de placas útiles, representando un incremento de los gastos para el HNAL.

2.4.3 Costos de químicos de la procesadora

En el área de diagnóstico por imágenes del HNAL se cuenta con 02 reveladores X-OMAT de Kodak.

Mensualmente se gasta por revelador 6 galones de líquido de revelado y 6 galones de líquido fijador, los galones son de 3.7 litros cada uno. Aquí está también considerado la cantidad de revelador y fijador que se manda al drenaje en cada mantenimiento preventivo

semanal realizado por usuario. Orden de compra de insumos, HNAL 001686-2009, [19].

Considerando los precios obtenidos de la oficina de logística tenemos:

Un galón de fijador automático = S/. 78

Un galón de revelador automático = S/. 121

Tabla 2.3 Cuadro de costos de placas inservibles en el 2009

MES	NUMERO DE PLACAS INSERVIBLES	COSTO (S/.)
ENERO	376	765
FEBRERO	340	692
MARZO	381	776
ABRIL	322	655
MAYO	357	727
JUNIO	368	749
JULIO	312	635
AGOSTO	393	800
SETIEMBRE	336	684
OCTUBRE	286	582
NOVIEMBRE	311	633
DICIEMBRE	295	600
TOTAL	4,077	8,304

Tabla 2.4 Cuadro de costos anual de químicos del revelador

QUIMICO	CANTIDAD ANUAL	COSTO (S/.)
REVELADOR	6x12	5,669
FIJADOR	6x12	8,739
TOTAL		14,408

2.4.4 Costos adicionales

En un sistema de radiología convencional el gasto no solo es en placas y químicos del revelador si no también el gasto viene incrementado por el espacio utilizado, agua y manejos de desechos sólidos que no sea podido cuantificar por falta de información.

Sin embargo el gasto en personal dentro del cuarto de revelado y el mantenimiento periódico realizado al revelador si hemos podido cuantificarlo y mostrarlo en el siguiente cuadro.

Se considerara dos personas trabajando 12 horas diarias cada uno, para cubrir las 24 horas del día, en el HNAL los honorarios del tecnólogo médico es 1,500 nuevos soles mensuales. Para el caso del mantenimiento del revelador se considera la recomendación de fabricante de realizar el mantenimiento preventivo programado cada 3 meses. Según cotizaciones de empresas dedicadas a este rubro el precio promedio por cada mantenimiento preventivo es de 560 nuevos soles.

Tabla 2.5 Cuadro de costos adicionales anual

ITEM	CANTIDAD	COSTO (s/.)
PERSONAL	2x1,500x12	36,000
MANTENIMIENTO DE LOS 2 REVELADORES	2X560x4	4480
TOTAL		40,480

De las tablas 2.2, 2.3, 2.4 y 2.5 obtenemos el costo anual total que cuesta mantener anualmente un sistema de radiología convencional compuesto por 04 equipos de rayos X y 02 procesadoras,

Costo total: S/. 248,369 + 8,304 + 14,408 + 40,480

: S/. 311,562

Costo por equipo: S/. 77,890

2.4.5 Costos de los equipos de rayos X digitales

Desde los inicios de esta década, cuando GE presento el primer detector para radiología digital con tecnología Flat Panel (FP), los equipos de rayos X digitales (DR) han sido considerados un lujo para las instituciones de salud pública, pero gracias al desarrollo de nuevas tecnologías, como los detectores con cámaras CCD, la informática y el uso de internet, los precios han disminuido de manera importante haciendo accesible estas tecnologías a cualquier institución de salud.

La razón para implementar sistemas digitales debe ser principalmente reducir costos en materiales de impresión y adicionalmente mejorar la utilización del espacio físico, aumentar la productividad y reducir los costos.

Considerando las tecnologías disponibles en radiología digital directa y los costos de las diferentes marcas basados en catálogos de los fabricantes y las propuestas entregadas por los diferentes proveedores en la compra reciente del Hospital Nacional Arzobispo Loayza, se realizó una tabla de precios, ver figura 2.1. Licitación pública n° 003 – 2009 HNAL. [17]; <http://www.minsal.cl>, ministerio de salud de Chile, [23].

2.4.6 Análisis de costos, equipo de rayos X convencional y equipo de rayos X digital

Para este análisis se considerara los costos iniciales de un equipo de rayos X convencional estacionario, tele mandado y basculante con generador de tecnología de alta

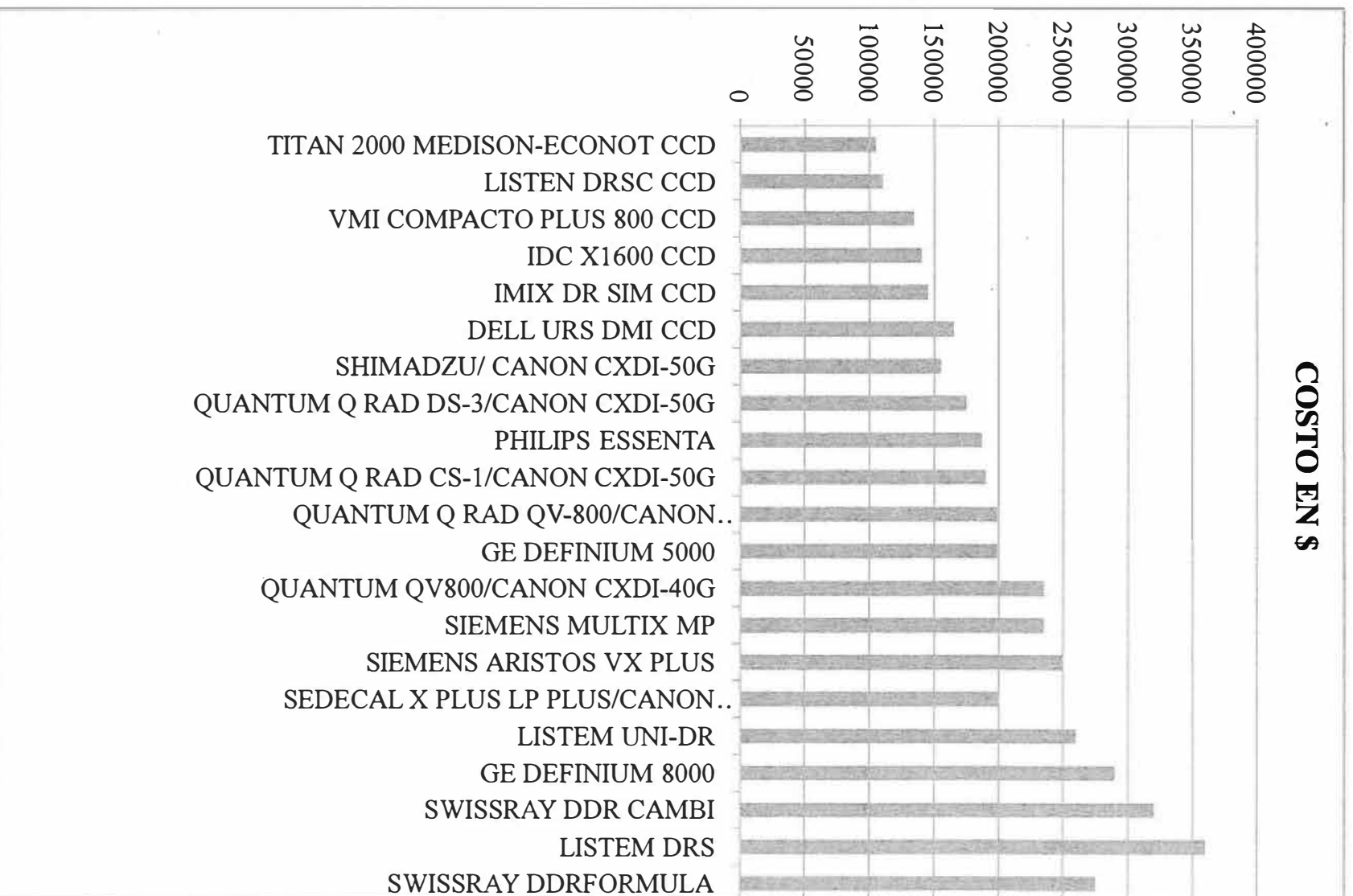


Fig. 2.1 Precios de equipos de radiología digital directa

Tabla 2.6 Cuadro comparativo de costos

Tecnología	Costo Inicial S/.	1^{er} Año S/.	2^{do} Año S/.	3^{er} Año S/.	4^{to} Año S/.	5^{to} Año S/.	6^{to} Año S/.
Equipo de Rayos X convencional	150,000	77,890	77,890	77,890	77,890	77,890	77,890
Equipo de Rayos X digital	548,000	-	-	-	-	-	-

frecuencia y sus costos adicionales vistos en el punto 2.4 Comparándolo con un equipo de rayos X con detector digital de estado sólido. Se hace la comparación entre estas dos tecnologías por la gran similitud de funciones y aplicaciones.

Se está considerando el precio promedio para ambas tecnologías

Costo inicial del equipo de radiología convencional: S/. 150,000

Costo inicial del equipo de radiología digital: S/. 548,000

Del cuadro comparativo de costos (tabla 2.6) de las tecnologías de rayos X convencional y rayos X digital, se obtiene después de 6 años:

Costo final rayos X convencional: S/. 617,340

Costo final rayos X digital: S/. 548,000

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- 1.- Los sistemas de radiología convencional tecnológicamente, son superados por los sistemas digitales. Los sistemas de radiología digital nos dan la posibilidad de manipular las imágenes, la clave reside en que la imagen obtenida es puramente digital con toda las ventajas que esto conlleva en cuanto a la posibilidades de procesado, transmisión, archivo local y remoto, distribución y visualización.
- 2.- Reducen la radiación a los pacientes, tanto en la dosis como en la cantidad de exploraciones que debe realizarse. Debido al contraste y a su amplio rango dinámico, nos permite obtener un espectro de información con imágenes significativamente de buena calidad y exposiciones de rayos x menores que los sistemas convencionales.
- 3.- Facilidad de acceso a las radiografías e informes radiológicos desde cualquier ordenador del centro, mediante la implementación de sistemas de archivo y comunicación de imágenes radiológicas (PACS).
- 4.- La limitación técnica se asocia a la resolución espacial. La matriz TFT's no puede construirse con elementos demasiados pequeños, por motivos que tienen que ver con la dificultad intrínseca de fabricación, también con el factor de llenado.
- 5.- La radiografía digital computarizada (CR), no requiere cambio de equipo convencional, posee un amplio rango dinámico, tiene la desventaja de una menor resolución y demora en la obtención de la información similar a la de un equipo convencional.
- 6.- La radiología digital permite disminuir considerablemente el espacio de almacenaje de la información (imágenes y datos) y elimina el espacio de revelado (cuarto oscuro) que bien puede ser utilizado para otra sala de diagnóstico.
- 7.- Permiten un ahorro económico importante en materiales, eliminando placas radiográficas, consumo de agua y el revelado químico, en el cual se emplean líquidos de características peligrosas beneficiando también el medio ambiente.
- 8.- El costo inicial de un equipo de rayos digital con detector de estado sólido supera entre 3 o 4 veces el precio de un equipo de radiología convencional, que a lo largo de los años representaría un ahorro importante.
- 9.- Se recomienda reemplazar los sistemas de radiología convencional por los sistemas con

detector digital de estado sólido de selenio amorfo por sus ventajas técnicas y económicas expuestas en este trabajo.

ANEXO
DESCRIPCION Y CALIBRACION DE UN EQUIPO DE RAYOS X CON
DETECTOR DIGITAL DE ESTADO SOLIDO

Se presenta las características técnicas de un equipo de rayos X digital Sedecal X Plus LP Plus recientemente adquirido en el Hospital Arzobispo Loayza con diseño moderno y tecnología de punta, de alto desempeño para realizar estudios de tórax, abdomen, huesos cuya performance es mayor a 250 exámenes diarios. La calidad radiográfica aliada a la alta eficacia del sistema de radiología digital garantiza un alto grado de resolución de imagen y un alto índice de productividad.

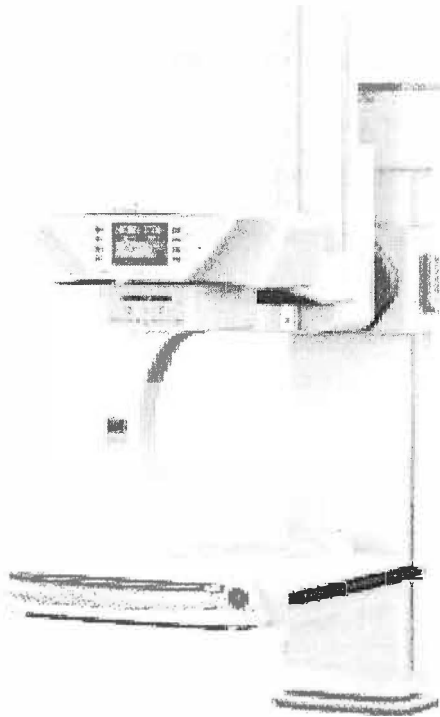


Fig. 1 Equipo de radiología digital directa con diseño de brazo en C

El diseño de brazo en C mantiene una alineación constante entre el haz de rayos X y el detector de imagen, independientemente de la posición de giro del brazo o el ángulo de rotación del detector de imagen.

A continuación se describe las etapas del equipo de rayos X digital.

Sistema de Brazo en C (Unidad Básica)

Consta básicamente de una columna vertebral y un brazo giratorio variable en altura, que a su vez soporta el conjunto tubo-colimador y el detector digital de panel plano. Esto permite realizar todo tipo de exposiciones radiográficas a pacientes de pie, sentados o tumbados sobre una mesa móvil.

Los movimientos lineales para el desplazamiento vertical del brazo giratorio y el ajuste de la distancia focal (SID) son motorizados.

Sus principales características son:

Funciones motorizadas que permiten la rotación del brazo giratorio 150° (-30° a 120° sobre el eje Y).

Movimiento de rotación del detector del panel plano (conjunto bucky) respecto a su eje transversal 90° ($\pm 45^{\circ}$)

Funciones motorizadas que permiten el ajuste de la distancia focal (SID) entre el conjunto tubo-colimador y el detector digital de 100 cm hasta 180cm. Velocidad de ajuste del SID 87mm/s

Sistema anticolidión inteligente que permite proteger al detector digital de choques, activando el sensor a 10cm del piso

Tensión de línea monofásica 50/60 Hz 230/240Vac $\pm 10\%$

Potencia de entrada mínima requerida 2.5KW

Alimentación de frenos 24Vdc

Ver figura 2.

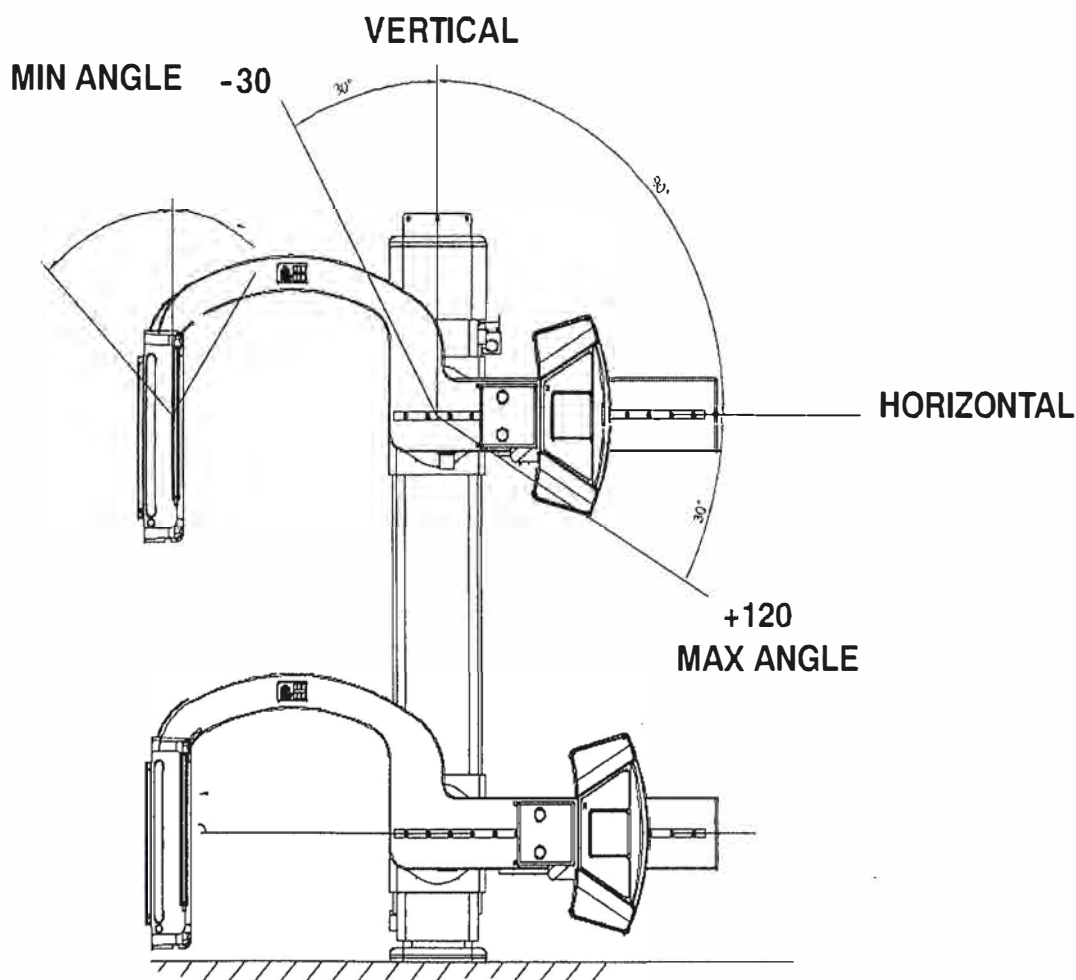


Fig. 2 Ángulo de giro del brazo 150° y del detector de panel plano $\pm 45^{\circ}$

Detector digital de estado sólido CXDI – 50G

El CXDI-50G es un sensor de alta resolución de imágenes digitales, que puede tomar una amplia gama de exámenes, y es lo suficientemente grande para cualquier parte del cuerpo.

El CXDI-50G permite que las imágenes se adquieran sobre una mesa, una silla de ruedas, una camilla o en la mesa de bucky. El sistema de radiología digital está compuesto por un detector DR de alta resolución y un computador de alto poder de procesamiento y almacenaje que archiva la imagen recibida y la exhibe en un monitor de alta resolución.

El CXDI-50G es un detector de panel plano de método indirecto, que contiene una pantalla intensificadora de Oxisulfuro de Gadolinio (Gd_2O_2S), Silicio amorfo y sensores TFT (Transistores de Película Delgada).

Características:

Zona de imagen grande de 14"x17" (35x43cm) con diseño compacto y portátil

Detector de menos de una pulgada de grosor. Con 4.8kg de peso

La imagen de pre visualización en pantalla está disponible de 3 a 5seg. Después de la exposición, las imágenes secuenciales se pueden adquirir después de los 6 segundos

Se puede integrar redes mediante Ethernet 10/100/1000 base T con conectividad DICOM 3.0 que permite la compatibilidad de datos y la transferencia a cualquier dispositivo DICOM (PACS, HIS, RIS). Ver fig. 3.

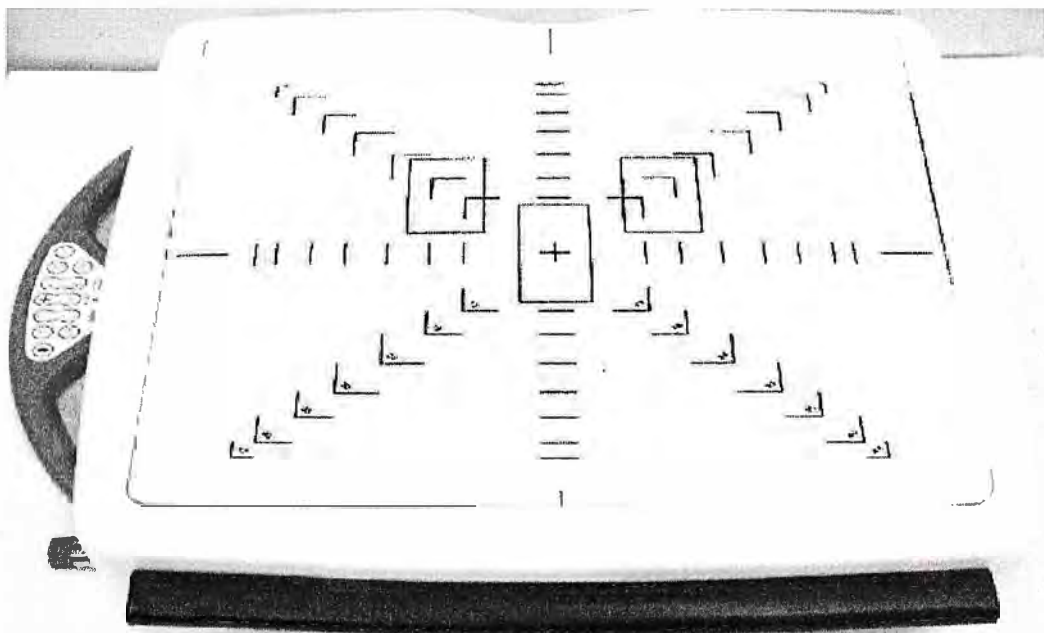


Fig. 3 Detector de radiología digital plano CXDI-50G

Resolución Pixel Pitch de $160 \times 160 \mu m$ que equivale a 3.1lp/mm

Pixeles de 2,208x2688 pixel (5.9 millones de pixeles)

Convertidor A/D de 14 bits

Escala de Grises de 4,096 (12 bits)

DICOM 3.0 compatible con Print Management Service

Tension de Linea : 100/120 , 230/240Vac , 50/60Hz

Potencia de la unidad del sensor consumida 200VA máximo

Condiciones ambientales de operación : 5 - 35°C y 30 – 75% HR

Rejilla anti difusora fija removible de 40 líneas/cm y razón de 10:1 a 180cm

Carga uniforme que soporta el área entera de la superficie de la unidad censora es 150Kg

Software de post procesamiento de imagen por tipo de anatomía, proyección y biotipo del paciente

Corte automático de imagen

Monitor de pantalla plana de alta resolución.

El Generador De Alta Tensión

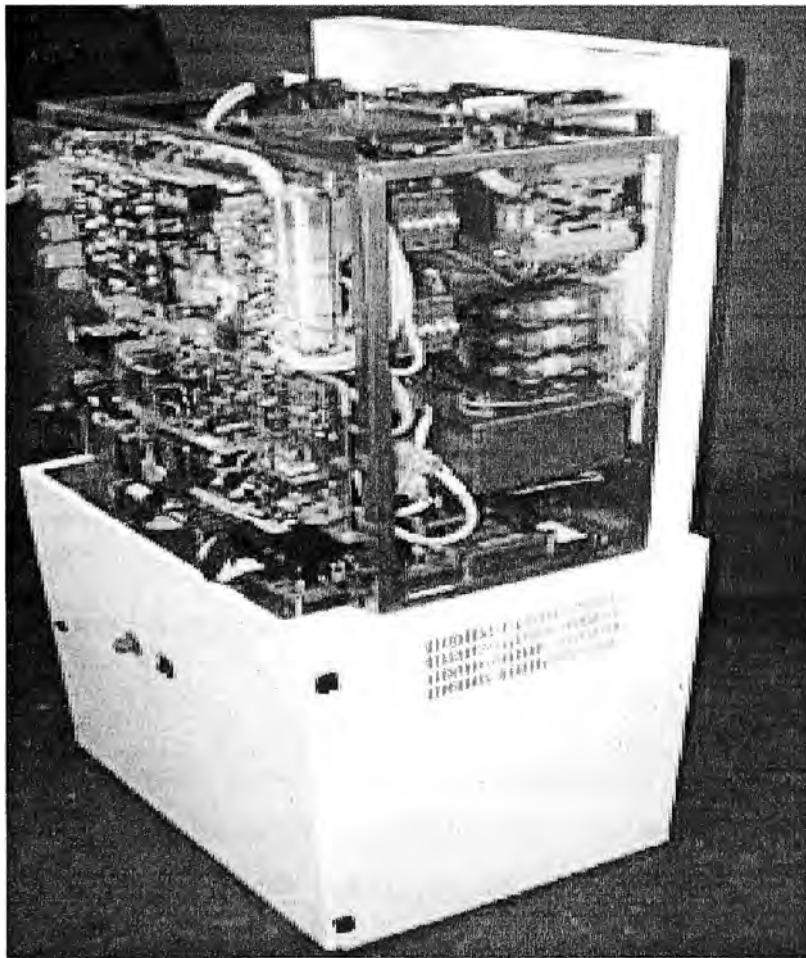


Fig. 4 Generador Sedecal modelo SHF-525 de alta frecuencia

El generador de alta tensión marca Sedecal modelo SHF-525 es un generador de alta frecuencia a potencial constante diseñado para radiografía general, incluye una dosificación al paciente más bajo, tiempo de exposición más corto y mayor precisión.

Este generador es controlado por múltiples microprocesadores, lo que permite una mejor consistencia de exposición/imagen, eficiencia en la operación y prolongación de la vida útil del tubo.

Todas las funciones, controles y técnicas de operación se seleccionan pulsando directamente en la pantalla (touch screen).

El generador consta de las siguientes partes fundamentales

Armario del generador que contiene:

Módulo de potencia, donde se encuentra los componentes de potencia y control

Transformador de alta tensión

Acelerador de ánodo de alta velocidad, un acelerador digital consistente en un módulo instalado en el armario de potencia

Consola RAD/AEC

Factores:

FACTORES	MODELO: SHF-510, SHF-520, SHF-530	MODELO: SHF-515, SHF-525 , SHF535
Potencia Máxima KW	50KW	
Máximos mA	640mA	
Máximos KVp	125KVp	150KVp
Potencia de Salida	640mA@78KVp 500mA@100KVp 400mA@125KVp	640mA@78KVp 500mA@100KVp 400mA@125KVp 320mA@150KVp

Las principales características de este generador de alta frecuencia son:

Potencial constante de alta frecuencia en línea monofásica/trifásica

Modo de control de tres puntos por selección de KVp, mA y tiempo de exposición, o de dos puntos por selección de KVp y mAs, o de un punto por selección de KVp con operaciones de AEC

Control Automático de Exposición (AEC)

Indicadores de auto diagnóstico para identificar mal funcionamiento del sistema

Conexión directa de dos buckys al generador

Control por realimentación en lazo cerrado para los kilovoltios, la corriente de filamentos y la corriente del tubo de rayos X

Compensación automática de la línea de alimentación mediante el uso de lazo cerrado de los kilovoltios y la corriente del tubo de rayos X

Tensión de línea: 220/380/480Vac monofásico/trifásico 60 Hz

Rango de los parámetros radiográficos:

PARAMETRO	RANGO
KVp	De 40KVp a 150KVp en pasos de 1 KVp, dependiendo del modelo del generador
mA	De 10mA a 640mA a través de las siguientes estaciones de mA: 10, 12.5, 16, 20, 25, 32, 40, 50, 64, 80, 100, 125, 160, 200, 250, 320, 400, 500, 640, dependiendo del modelo del generador
mAs	Producto de los valores de mA x Tiempo desde 0.1 mAs a 500mAs
Tiempo de Exposición	Desde 1 milisegundo a 10 segundos, a través de las siguientes estaciones de tiempo: Milisegundos: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 20, 25, 32, 40, 50, 64, 80, 100, 125, 160, 200, 250, 320, 400, 500, 640 Segundos: 1, 1.25, 1.6, 2, 2.5, 3.2, 4, 5, 6.4, 8, 10
AEC	mAs: 0.1 mAs a 500 mAs (Limite según normativa en modo (AEC))
	Tiempo de exposición : Tiempo nominal más corto de irradiación = 1ms

Tubo de Rayos X

El tubo de rayos X utilizado en este equipo de radiología digital es marca Toshiba modelo E7254X de ánodo giratorio de alta velocidad para operar con alta energía en radiografía general.

El ánodo se construye, especialmente procesado de materiales Renio y Tungsteno quien tiene una capa de molibdeno para aumentar la capacidad térmica del ánodo (ánodo RTM). Tiene dos puntos focales de 0.6 y 1.2 disponibles para trabajar con voltajes de hasta 150

Tubo de rayos X

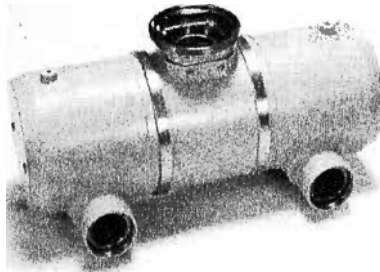
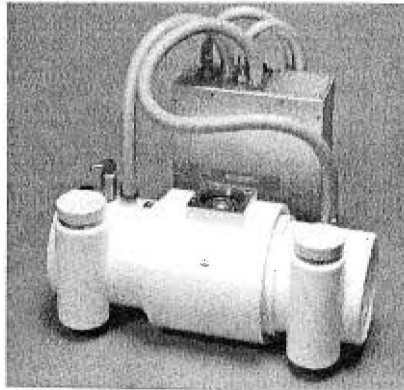


Fig. 5 Tubo de rayos X

KV. Requiere de un generador de alto voltaje con potencial constante en la salida

Voltaje nominal de 40 a 150 KV

Características:

Dos puntos focales:

Foco grueso de 1.2 con potencia consumida de 102 KW

Foco fino de 0.6 con potencia consumida de 40 KW

Velocidad de rotación del ánodo a 60 Hz 3200 revoluciones por minuto

Resistencia del estator 20.2Ω

Interruptor térmico normalmente cerrado:

Abierto de 75 a 85°C

Cerrado de 45 a 65°C

Target:

Angulo del ánodo 12°

Diámetro 100 mm

Construcción hecha de Renio, Tungsteno y una capa de Molibdeno (RTM)

Filtro permanente de 0.8 mm de Aluminio en 75 KV

Máxima corriente de tubo de rayos X:

Foco grueso 1000 mA

Foco fino 500 mA

Máxima corriente de filamento:

Foco grueso 5.5 A

Foco fino 5.2 A

Voltaje de filamento de cátodo:

Foco grueso de 12.7 a 17.1 V

Foco fino de 7.0 a 9.4 V

Frecuencia límite de filamento de 0 a 25 KHz

Características térmicas:

Capacidad térmica del ánodo 285KJ (400 KHU)

Disipación Térmica del ánodo 1180W (1664 HU/s)

Temperatura de operación de 10 a 40°C

Humedad de operación de 30 a 85% HR

La mesa radiográfica

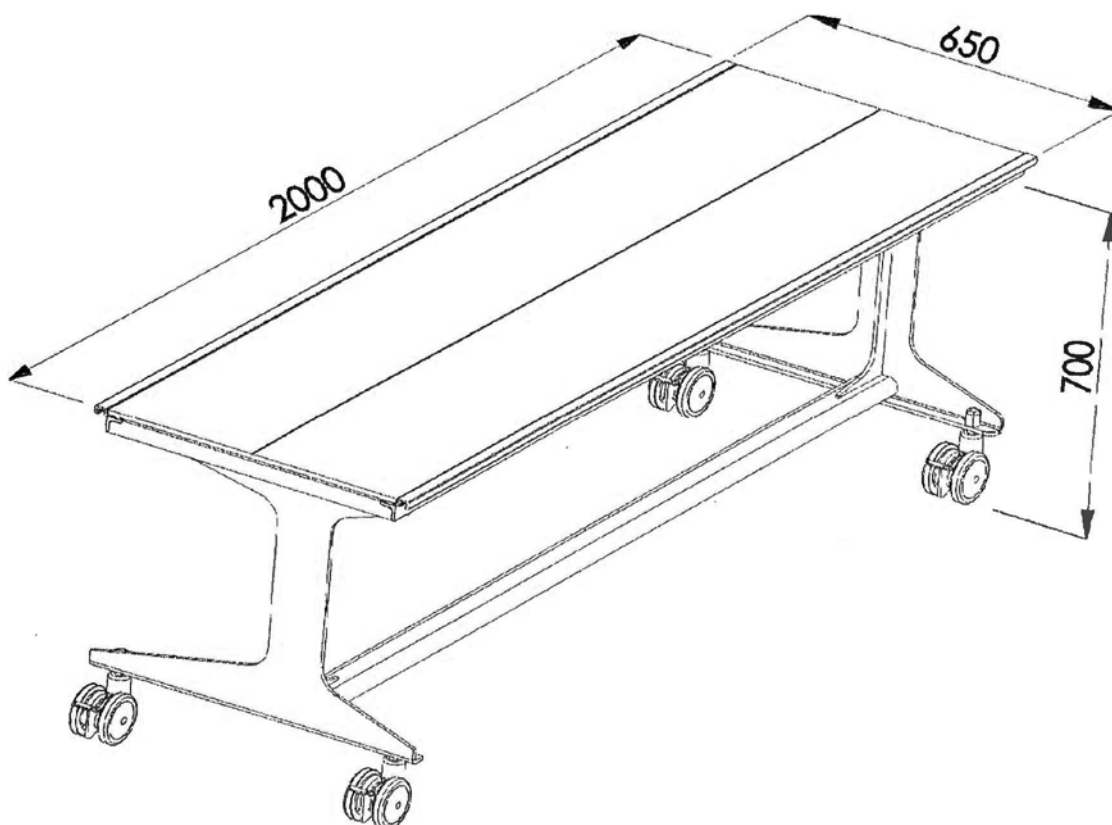


Fig. 6 Mesa radiográfica radiotransparente sobre ruedas con traba

Mesa móvil marca Sedecal modelo AG849-02 de estructura laminada de alta presión con tablero de fibra de carbono (material radio lucido, radiotransparente) con una capacidad de carga máxima de 200Kg con dimensiones de 200cmx65cmx70cm (LAA, largo, ancho, altura). Tiene ruedas y pedales de frenado.

Estación de adquisición

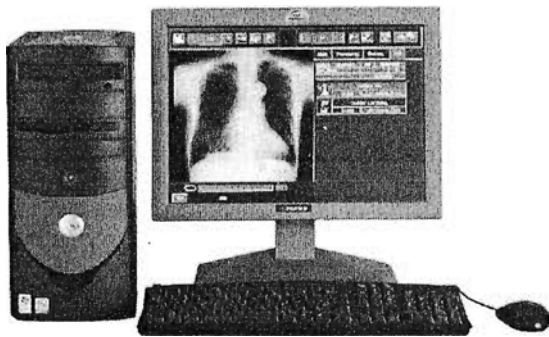


Fig. 7 Estación de adquisición

Es la interface requerida entre equipo – usuario – paciente que permite programar los parámetros de disparo (KV, mA, mAs y AEC) para determinados procedimientos.

La estación de adquisición nos permite obtener, procesar y almacenar la imagen digital.

Esta estación de marca Nec modelo FCE-E21A tiene las siguientes características:

Revisión y comunicación de imágenes al servidor PACS

Sistema controlador, disco duro, tarjeta Ethernet 10/100/1000

Sistema DICOM 3.0 lista de trabajo, impresión y almacenamiento (worklist, print y storage)

Monitor LCD o TFT de 19 pulgadas visibles, resolución 1000 x1000

Disco duro con capacidad de almacenamiento de imágenes de 3000 imágenes como mínimo (cada imagen 1 Mbytes)

Pantalla con controles del generador integrado, Selección del programa anatómico para exámenes de diferentes partes del cuerpo

Sistema de manejo de datos del paciente

Configuración, calibración y ajuste de un equipo de rayos X con detector digital de estado sólido

La calibración y configuración de los equipo de rayos X con detector digital de estado sólido son una labor muy importante de mantenimiento a cargo del personal especializado representante de fábrica. Actualmente esta operación se realiza fundamentalmente vía software y se recomienda realizarla cada 6 meses o cuando se reemplace un potenciómetro

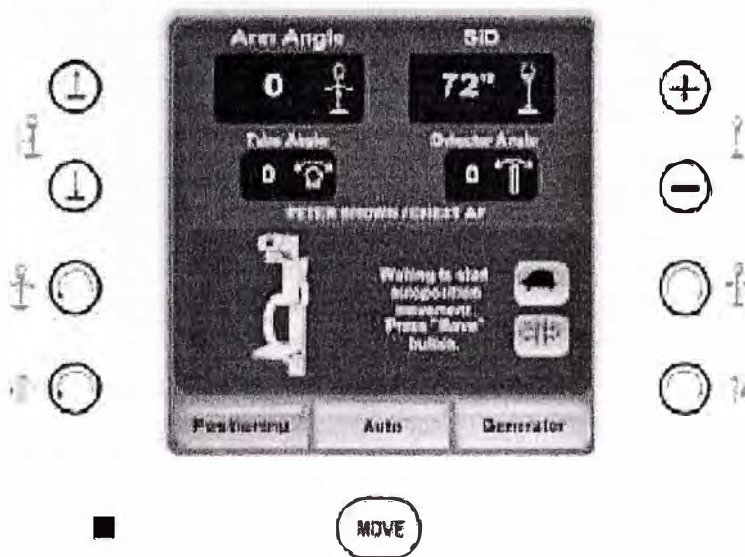
de la correa de transmisión, motor regulador o alguna otra falla relativa al movimiento, para evitar un desajuste en la distancia focal o en el ángulos de disparo, afectando de esta manera la calidad de la imagen radiográfica.

Como ejemplo se realizó la descripción de calibración y configuración del equipo de rayos X digital Sedecal X Plus LP Plus tomando como referencia los informes técnicos otorgador por fabricante.

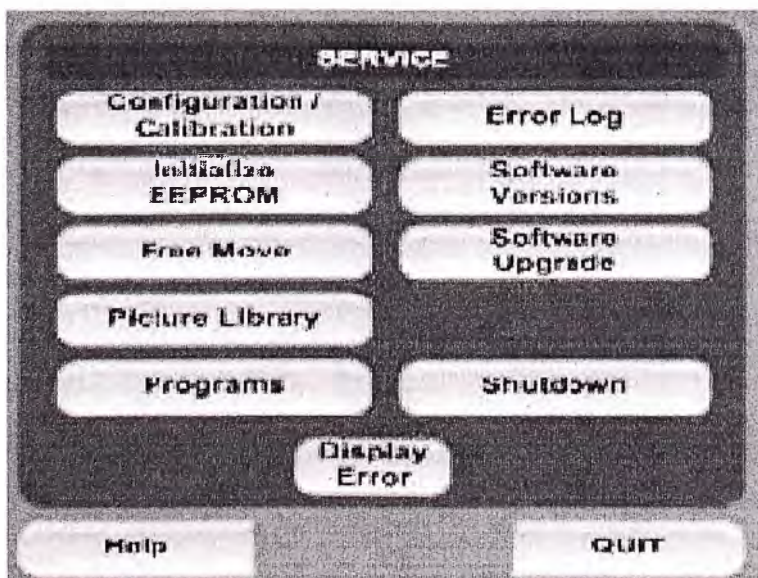
Pantalla de configuración y calibración

La pantalla de configuración/calibración es la interface que permite acceder a las diferentes opciones de configuración y/o calibración.

Esta unidad está configurada y calibrada de fábrica en base a las dimensiones del detector y en un ambiente estándar (altura mínima del techo 270cm)

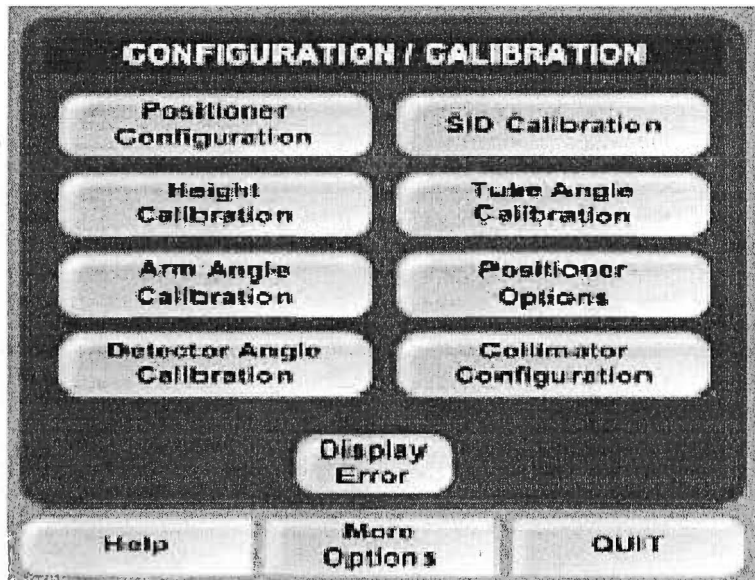


Para ingresar al **Modo Servicio** se debe encender la unidad y mantener presionado **positioning** por 3 segundos, luego ingresar el código de acceso con MOVE (2434).



Para ingresar a la **pantalla, configuración/calibración** presionamos configuración/calibración de la pantalla modo servicio y obtenemos:

Para ingresar a la pantalla de configuración presionamos la tecla **Positioner Configuration**. La pantalla de configuración nos proporciona la posibilidad de configurar la posición del brazo y del detector según las medidas reales del equipo y del ambiente donde se instaló. Se modifica el valor mostrado en la pantalla de display con las teclas de subir (Up) y bajar (Down) y luego presionamos la tecla **set** para guardar la modificación.



Configuración de posicionamiento del brazo

En esta pantalla se configura los valores de posición del brazo, de acuerdo a los datos reales que tengamos del equipo.

Safety distance. La distancia de seguridad, viene a ser el valor correspondiente a la mínima altura del detector al piso con el brazo en posición vertical. Configurado de fábrica.

Undertable height. Es la distancia medida del detector al suelo en la posición del detector debajo del tope de la mesa. Este valor normalmente es la altura de la mesa (70cm) menos el espesor de la mesa (7cm).

Room height. Es la altura máxima del ambiente, del techo al suelo, su valor estándar es de 270cm.

Thorax height. Viene a ser la distancia estándar del piso al centro del detector con el brazo en posición horizontal para examen de tórax.

Configuración de posicionamiento del detector

En esta pantalla se configura el centrado del detector para garantizar la direccionalidad con el tubo de rayos X.

Detector width left. Es el valor medido del eje central del detector hacia el final del lado

izquierdo del detector en posición horizontal. Para el caso del detector CXDI-50G este valor medido es de 30cm.

Detector width right. Es el valor medido del eje central del detector hacia el final del lado derecho del detector en posición horizontal. Para el caso del detector CXDI-50G este valor medido es de 40cm.

Detector height. Es el valor medido del espesor del detector. Para el caso del detector CXDI-50G este valor es de 16cm.

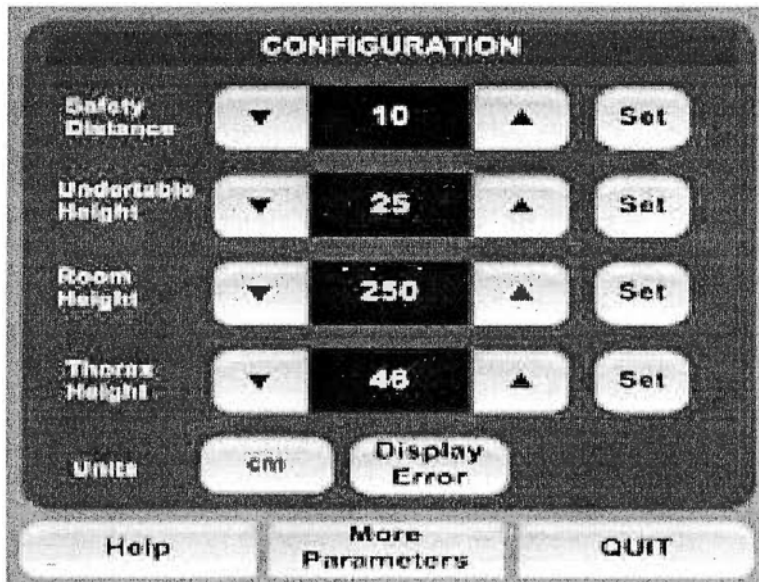


Table height. Es la medida de la altura desde el piso hacia el tope superior de la mesa, para nuestro caso la altura de la mesa es de 70cm.

Calibración de la altura

La calibración de la altura se realiza en tres puntos de medición: a 45, 105 y 167cm desde el centro del detector hacia el suelo, con el brazo en posición horizontal. Estos valores son necesarios como puntos de referencia para el potenciómetro. Al calibrar las posiciones extremas altas y bajas, debemos asegurarnos que los límites mecánicos (interruptores) no se activen antes de presionar el botón **Set**.

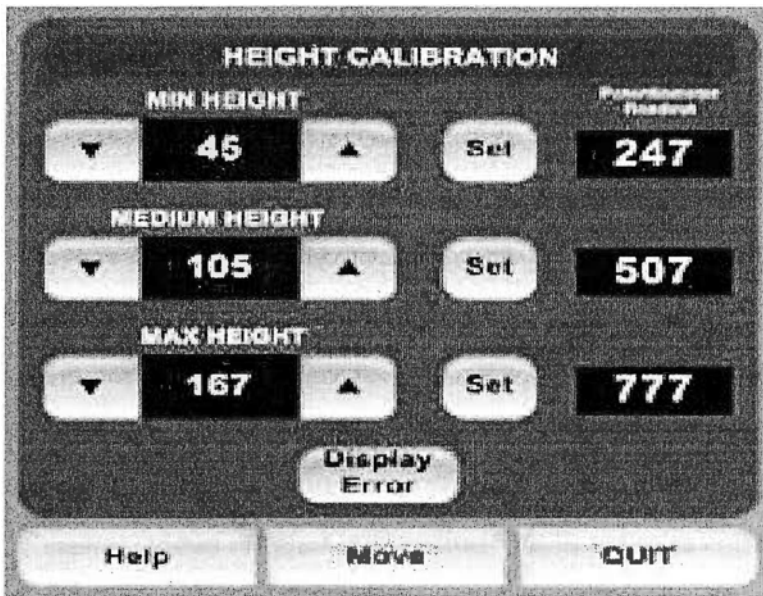
Para calibrar se realiza los siguientes pasos:

Presionar **“Move”** y girar el brazo hacia la posición horizontal, verificar que el ángulo del brazo es cero grados con un medidor de nivel digital ubicado en un tramo de la distancia focal del brazo.

Presionar el botón **“Height Calibration”** en la pantalla configuración/calibración.



Y obtenemos la pantalla de calibración de altura.



Presionar “**Move**” en la pantalla, calibración de altura.

Posicionar el brazo en el punto de calibración correspondiente. Medir con una cinta métrica desde la guía central del brazo hacia el piso para cada distancia: 45cm, 105cm y 167cm.

Presionar “**Move**” nuevamente para habilitar la pantalla.

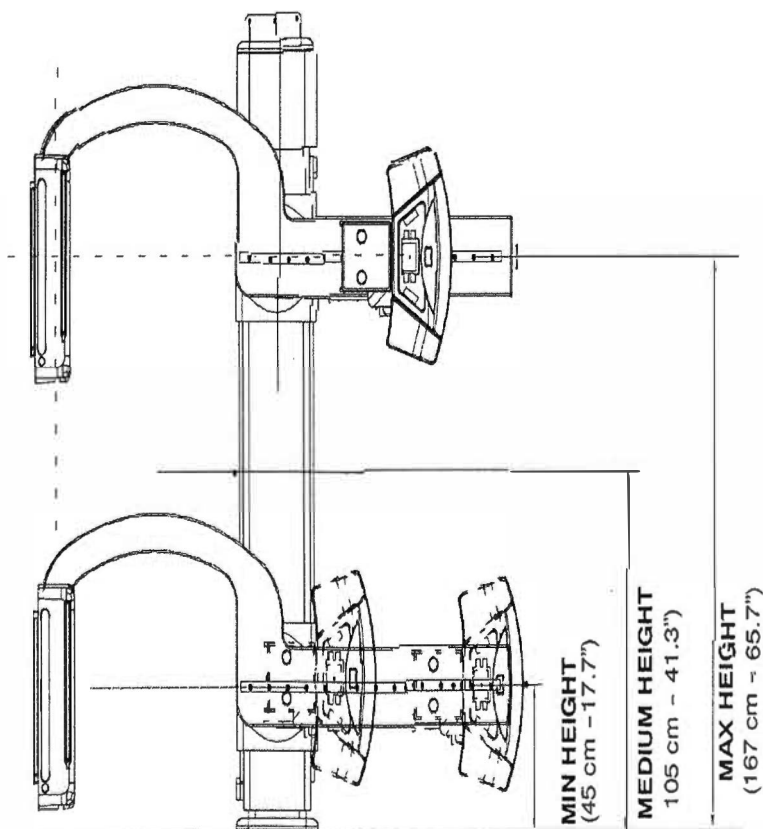


Fig. 8 Calibración de la altura del brazo

Presionar los botones “Up” o “Down” para cambiar los valores si fuera necesario y presionar “Set” para guardar la información. Presionar “Quit” para salir de la pantalla de calibración.

Calibración del ángulo del brazo

La calibración del ángulo del brazo se realiza en cuatro puntos de referencia, -30° , 0° , 90° y 120° tomando el eje vertical como 0° .

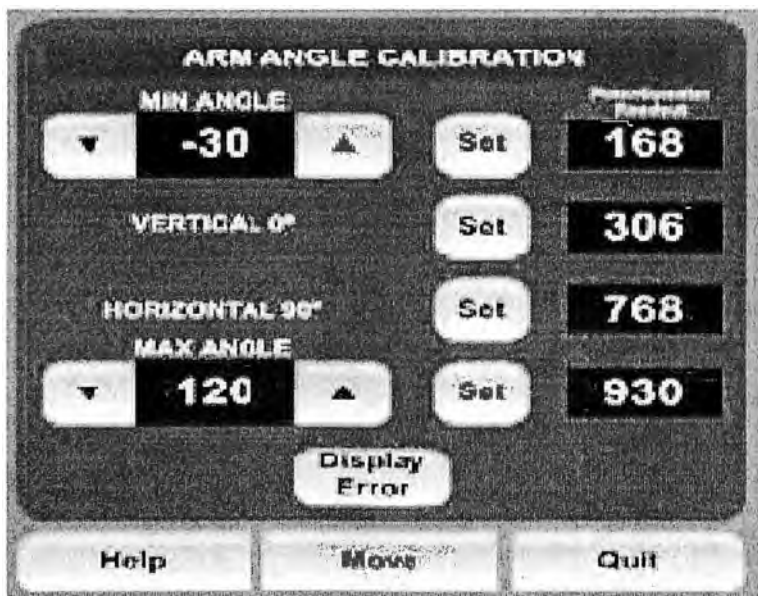
Al calibrar los ángulos extremos -30° y 120° , debemos asegurarnos que los límites mecánicos (interruptores) no se activen antes de presionar el botón **Set**.

Para calibrar se realiza los siguientes pasos:

Presionar el botón “**Arm Angle Calibration**” de la pantalla configuración/calibración.



Y se obtiene la pantalla de calibración del ángulo del brazo.



Presionar “**Move**” en la pantalla, calibración del ángulo del brazo y posicionamos la unidad en los puntos de calibración correspondientes (medimos con un medidor de nivel digital cada ángulo -30° , 0° , 90° y 120°).

Presionar nuevamente “**Move**” para habilitar la pantalla.

Pulsar los botones de flecha “Arriba” o “Abajo” para cambiar el valor, si es necesario y luego presionar “Set” para guardar los datos.

Presionar “**Quit**” para salir de la pantalla de calibración.

Calibración de la distancia focal

La medida de la distancia focal se realiza con la cintra métrica del colimador, la calibración de la distancia focal se realiza en dos puntos de referencia, 100 y 180cm.

Al calibrar las posiciones extremas de la distancia focal (100 y 180cm) debemos asegurarnos que los límites mecánicos (interruptores) no se activen antes de presionar el botón **Set**.

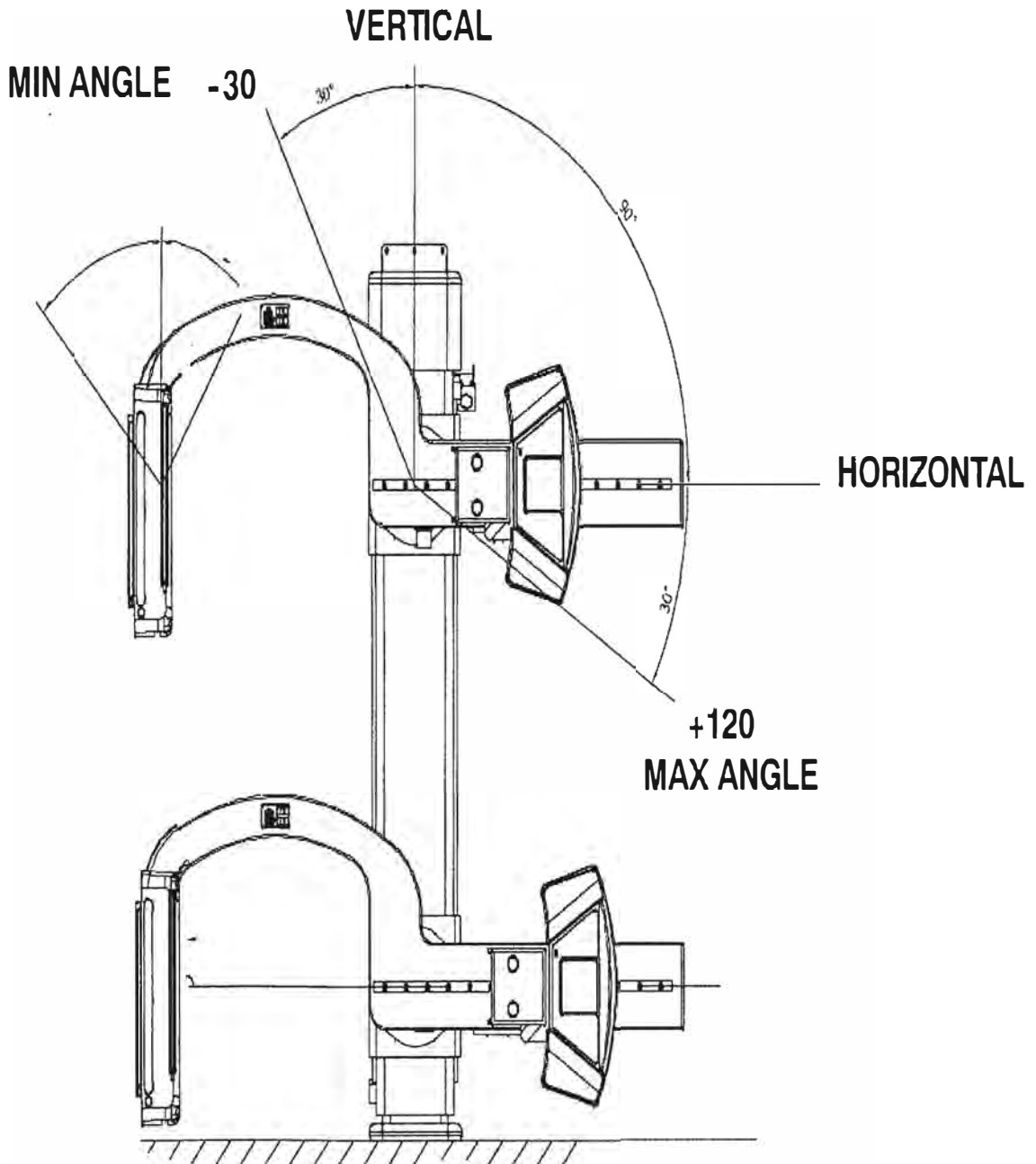


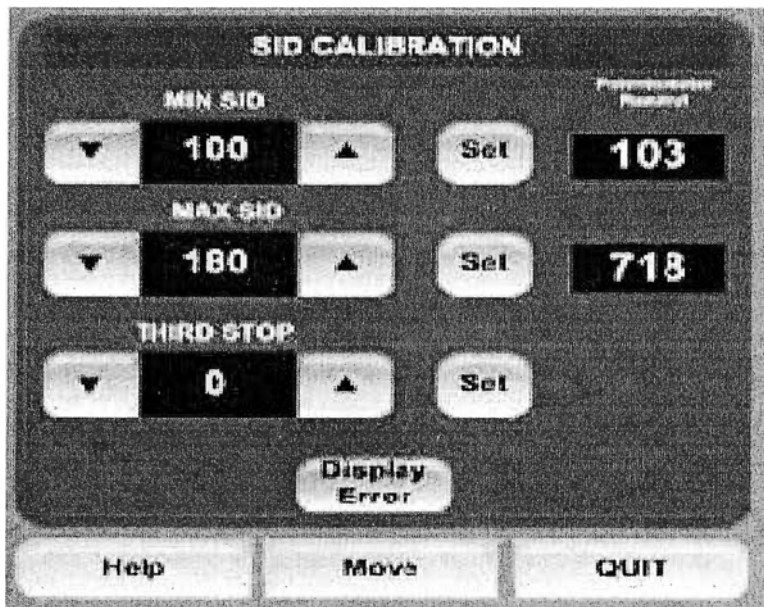
Fig. 9 Ángulo de rotación del brazo.

Para calibrar se realiza los siguientes pasos:

Presionar el botón **“SID Calibration”** de la pantalla configuración/calibración.



Y se obtiene la pantalla de calibración de la Distancia Focal (SID).



Presionar **“Move”** de la pantalla, calibración del SID y posicionar el tubo-colimador en los puntos de calibración correspondientes (SID 100 y 180cm).

Presionar nuevamente **“Move”** para habilitar la pantalla de calibración del SID.

Pulsar los botones de flecha “Arriba” o “Abajo” para cambiar el valor, si es necesario y luego presionar **“Set”** para guardar los datos.

Presionar **“Quit”** para salir de la pantalla de calibración. Ver fig. 10.

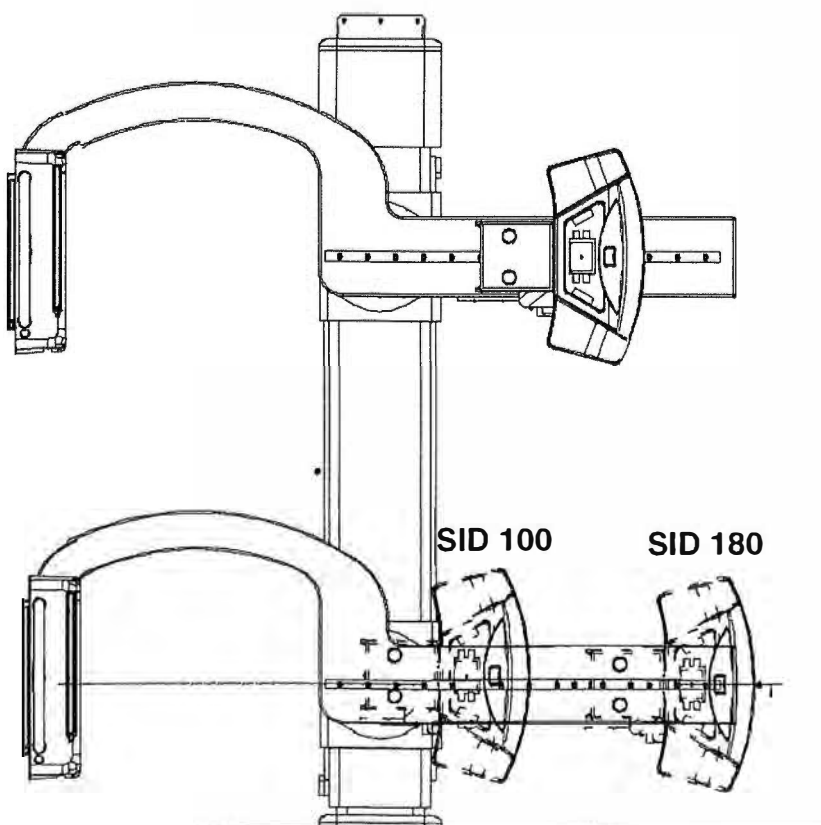


Fig. 10 Distancia focal SID.

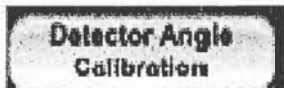
Calibración del ángulo del detector

El detector CXDI-50G tiene la posibilidad de girar en un ángulo de 90° ($\pm 45^\circ$ respecto al eje horizontal 0°), la calibración se realiza en tres puntos -45° , 0° y $+45^\circ$.

Al calibrar las posiciones extremas del ángulo del detector debemos asegurarnos que los límites mecánicos (interruptores) no se activen antes de presionar el botón **Set**.

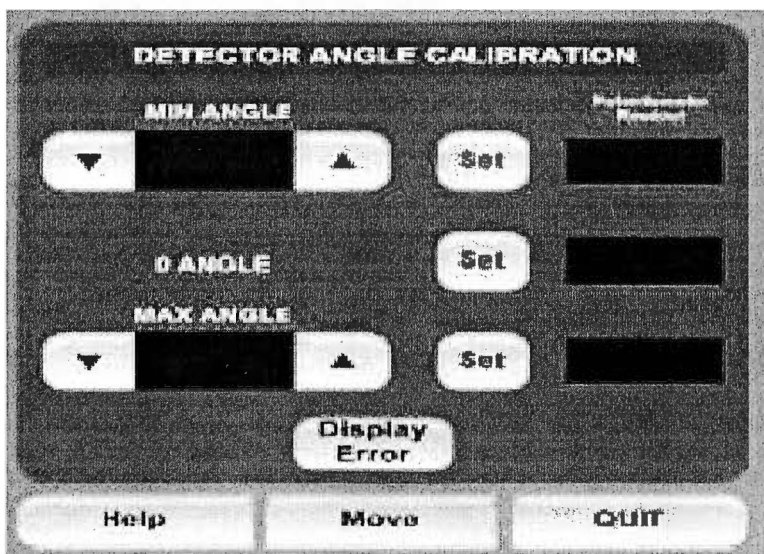
Para calibrar se realiza los siguientes pasos:

Presionar el botón **“Detector angle”** de la pantalla configuración/calibración



Y se obtiene la pantalla de calibración del ángulo del detector.

Presionar **“Move”** de la pantalla, calibración del ángulo del detector



Posicionar la unidad en los tres puntos de calibración correspondiente, medimos con un nivel digital cada ángulo -45° , 0° y $+45^\circ$.

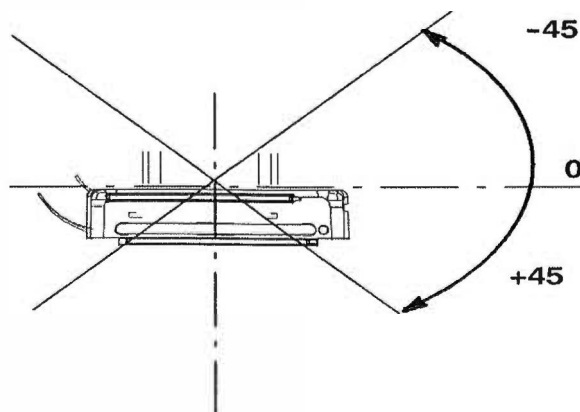


Fig. 11 Ángulo del detector.

Presionar **“Move”** nuevamente para habilitar la pantalla.

Pulsar los botones de flecha “Arriba” o “Abajo” para cambiar el valor, si es necesario y luego presionar “Set” para guardar los datos.

Presionar “Quit” para salir de la pantalla de calibración.

Ajustes de la unidad

Los ajustes de este equipo de rayos X digital se dan básicamente en el ajuste mecánico del colimador, alineación del haz del conjunto tubo-colimador con el detector de panel plano, ajuste del punto focal (SID) y medición de la luz del colimador.

Estos ajustes se realizan utilizando herramientas de pruebas especiales como:

Herramienta de prueba del colimador, RMI modelo 161B9

Herramienta de prueba de alineación del haz, RMI modelo 162A

Herramienta de prueba estándar del SID, RMI modelo 175

Medidor de luz estándar.

Alineación del haz de rayos X

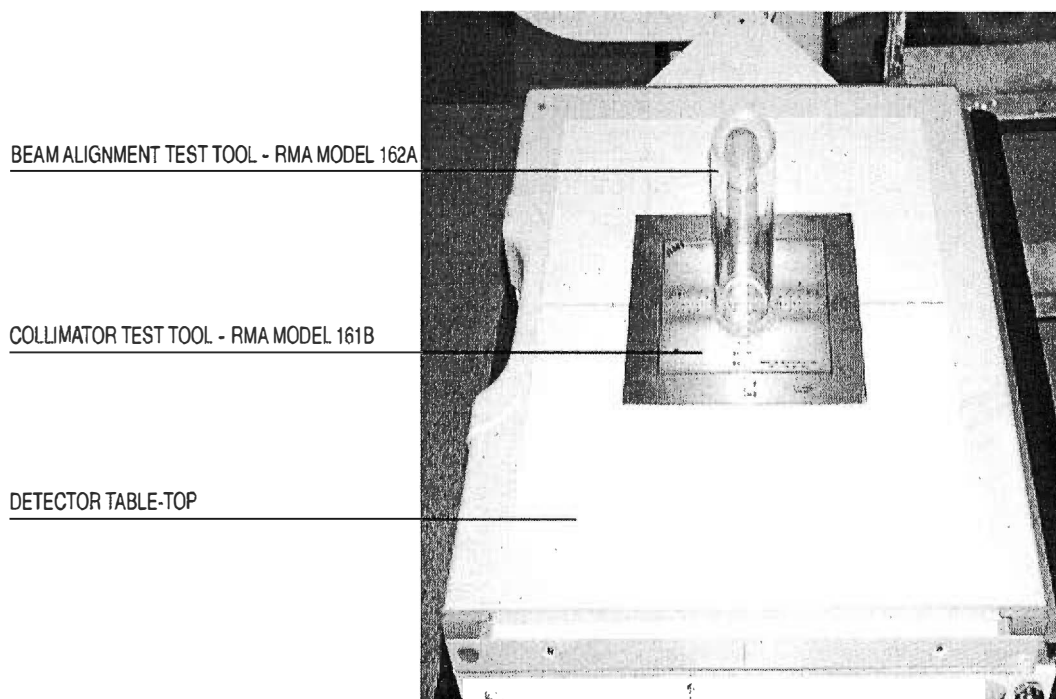


Fig. 12 Herramientas de alineación sobre el detector

Considerar los siguientes pasos para ajustar la alineación del haz de rayos X:

Verificar con un nivel la posición vertical y horizontal de la columna. Si es necesario, modifique la posición de la columna con los tornillos adjuntos al apoyo superior de la columna, una buena instalación comienza con una buena nivelación e la columna.

Verifique el nivel y paralelismo del ensamble tubo-colimador, si fuera necesario se deberá instalar de nuevo el ensamble tubo colimador.

Comprobar el detector, primero con el brazo en posición horizontal (Tórax), luego en

posición vertical (debajo de la mesa). Si es necesario, subir o bajar el detector con los tornillos niveladores del montaje

Coloque el brazo articulado en posición vertical y a un metro de SID.

Encienda la luz del colimador y centre el colimador en relación con la del detector de mesa. La posición del eje transversal y horizontal de la luz proyectado por la lámpara del colimador debe estar en consonancia con los ejes o tamaño del campo marcado en el detector de mesa. Si es necesario, modificar la posición del colimador con cuidado, desenroscando o atornillando los tornillos de ajuste de centrado del colimador.

Coloque la herramienta de prueba del colimador (RMI modelo 161B) sobre el detector.

Encienda la luz del colimador y por medio de las perillas de control centre la herramienta de prueba con los ejes de la luz proyectada del colimador.

Ajuste el campo hasta que la luz de la lámpara del colimador este dentro del rectángulo de la herramienta de prueba del colimador.

Sobre el centro de la herramienta de prueba del colimador coloque la herramienta de prueba de alineación del haz (RMI modelo 162A).

Hacer una exposición de 60 KVp / 5 mAs.

Adquirir la imagen digital en la estación de control y:

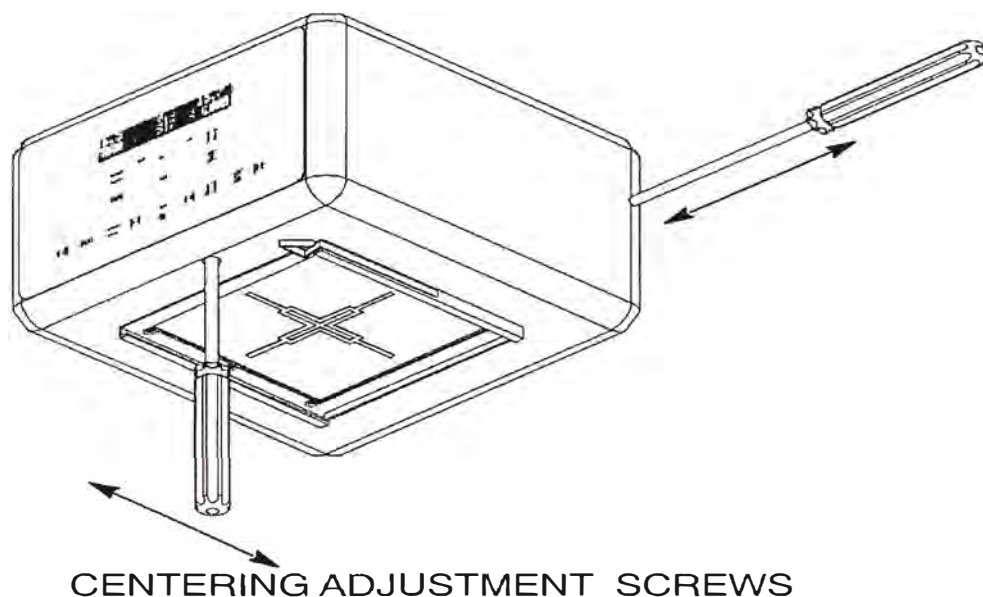


Fig. 13 Tornillos de ajuste de centrado del campo de luz del colimador

Compruebe que el campo de rayos X cae justo dentro de la imagen del rectángulo de la herramienta de prueba del colimador. Si un borde del campo de rayos X cae fuera del rectángulo interior, entonces hay una desalineación de la luz respecto del campo. Para el

campo de rayos X la desalineación máxima permitida es de 2% de la SID. (SID de 2 metros = 2cm de tolerancia).

Compruebe que el haz de rayos X es perpendicular al plano del detector de imagen, la perpendicularidad de los rayos X se puede comprobar utilizando la herramienta de prueba de alineación del haz con la herramienta de prueba del colimador.

Sobre la base de la ilustración de la fig. 13, los criterios para un SID de un metro son:

Si la imagen de las dos bolas se superponen (A) el haz de rayos X es perpendicular dentro de los 0.5° .

Si la imagen de la bola superior intercepta el primer círculo (B), el haz de rayos X esta aproximadamente 1.5° lejos de la perpendicular.

Si la imagen de la bola superior intercepta el segundo círculo (C), el haz de rayos x esta aproximadamente 3° lejos de la perpendicular.

En los casos A y B están dentro de la tolerancia de perpendicularidad para el SID de un metro. En el tercer caso C se requiere un ajuste que se verá más adelante.

Compruebe que el haz de rayos X esté bien centrado con el detector de imagen, la desalineación máxima permitida es de 2% de la SID (SID normalmente igual a 1 metro)

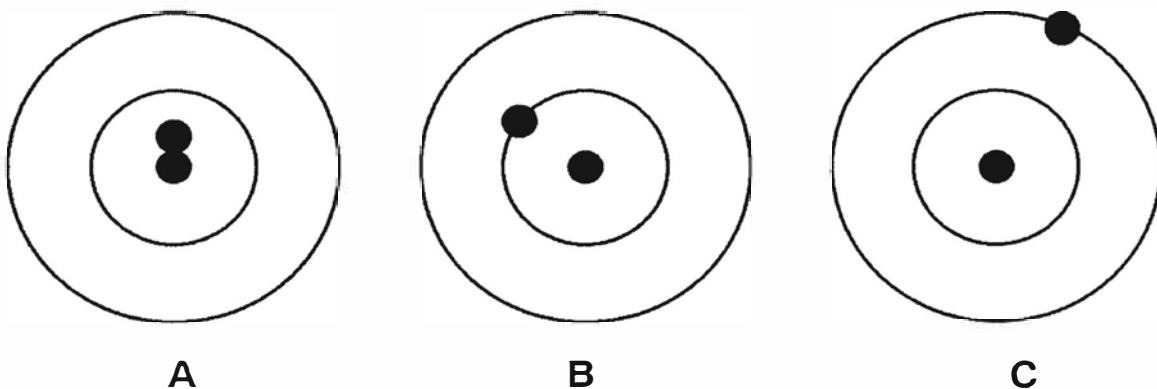


Fig. 14 Imagen de la herramienta de prueba de alineación del haz.

Alineación del campo de luz con el campo de rayos X

La alineación del campo de luz del colimador con el campo del haz de rayos X nos permite garantizar que la radiación al paciente se enfocara solo en el área de interés. Para el cual realizaremos los siguientes pasos:

Coloque el brazo articulado en posición vertical, el tubo-colimador tiene que estar perfectamente alineado con el detector. Verificar con un nivel correcto la posición horizontal de ambos conjuntos.

Ubicar el SID a un metro.

Coloque la herramienta de prueba del colimador en la mesa del detector.

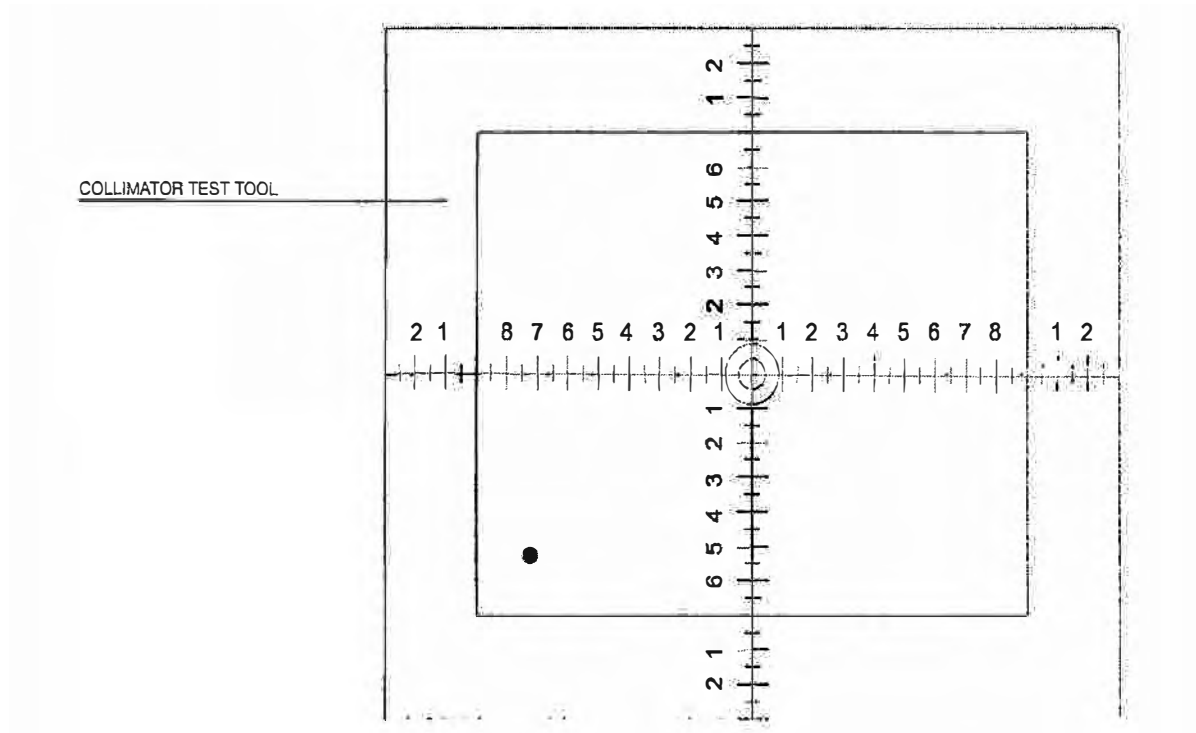


Fig. 15 Herramienta de prueba del colimador

Encienda la luz del colimador y centre los ejes proyectados de la luz de lámpara del colimador con los ejes de la herramienta de prueba del colimador.

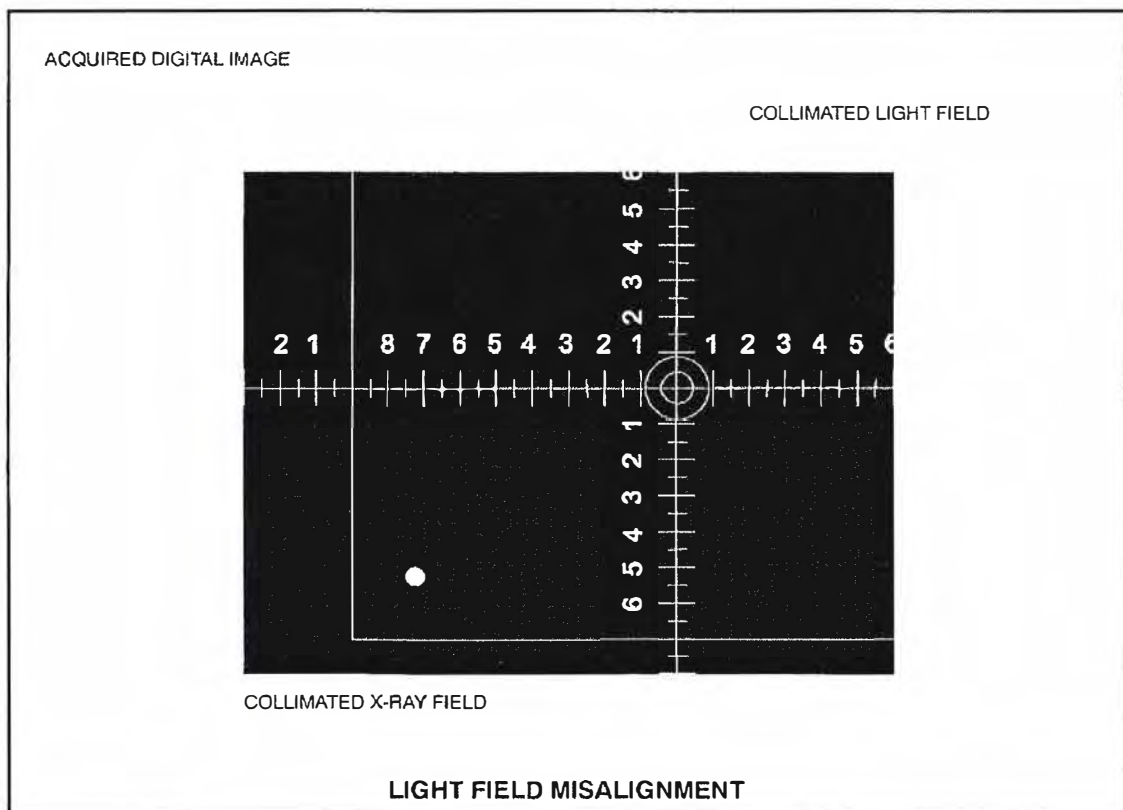


Fig. 16 Desalineación del campo de luz con el campo de rayos X.

Ajuste el campo de luz de la lámpara del colimador con el rectángulo dibujado dentro de la herramienta de prueba del colimador.

Hacer una exposición de 60 KVp / 5 mAs y verificar en la imagen digital adquirida que el campo de luz se ajuste completamente al campo de la radiografía. Identificar las desviaciones en los ejes reflejados en la imagen.

No retire la herramienta de prueba del colimador de su posición inicial y ajuste el campo de luz moviendo el colimador y/o la lámpara del colimador.

La lámpara del colimador debe estar encendida cuando se ajuste el campo de luz.

Modificar la posición del colimador destornillando o atornillando cuidadosamente los tornillos de ajuste de centrado hasta que el campo de luz coincida con los ejes de referencia fotografiada (números y puntos) en la imagen adquirida.

Si el ajuste es todavía necesario, modificar la posición de la lámpara del colimador.

Repita la exposición a 60 KVp / 5 mAs y el procedimiento hasta que el resultado sea satisfactorio. La desalineación máxima es el 2% de la SID.

La desalineación máxima permitida es de 2% de la SID (SID 1 m = 2cm de tolerancia).

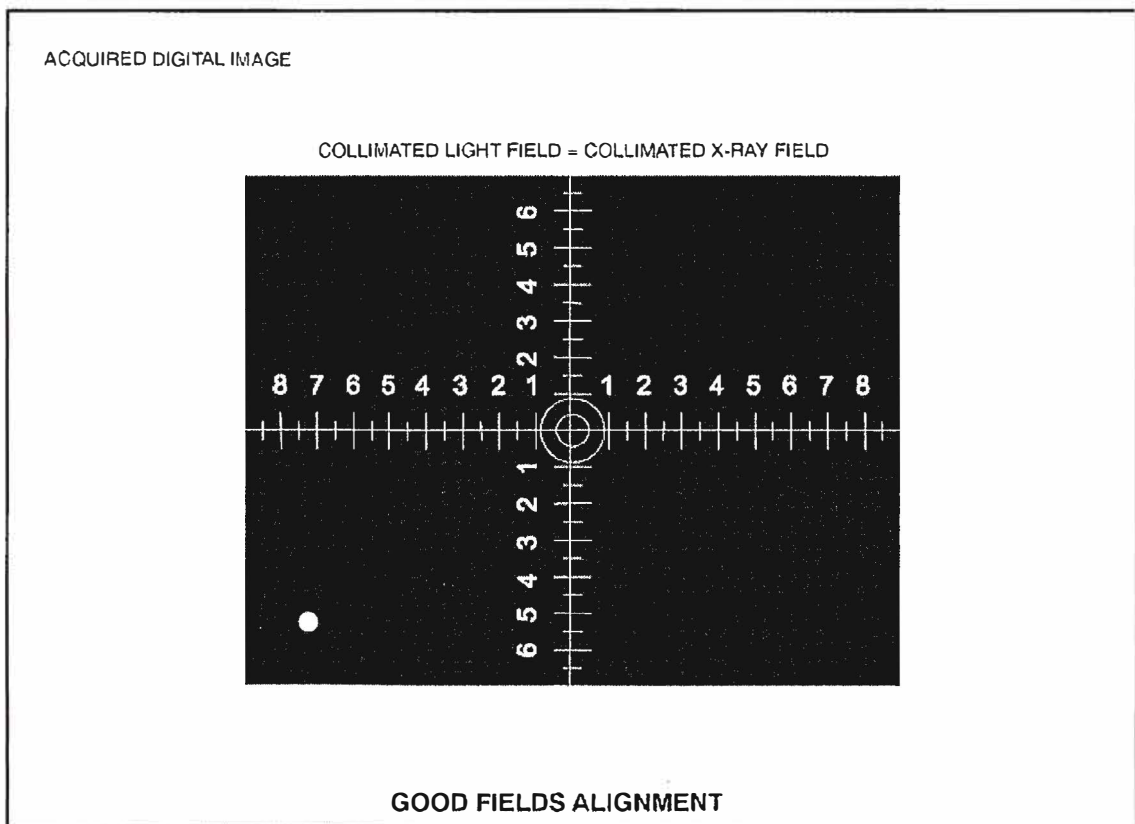


Fig. 17 Buena alineación de los campos colimados de rayos X y de luz.

Ajuste de la perpendicularidad del haz de rayos X con el detector de imagen

Coloque el brazo articulado en posición vertical. El conjunto tubo-colimador tiene que estar perfectamente alineado con el conjunto detector. Verifique con un nivel la correcta posición horizontal de ambos conjuntos.

Colocar el SID a un metro.

Coloque la herramienta de prueba del colimador en la mesa del detector.

Encienda la luz del colimador y centre los ejes proyectados de la luz de lámpara del colimador con los ejes de la herramienta de prueba del colimador.

Coloque la herramienta de prueba de alineación del haz en el centro de la herramienta de prueba del colimador y observe si una sombra de la herramienta de prueba de alineación del haz es proyectado alrededor de este en igual proporción.

Verifique en la imagen digital adquirida los ajustes requeridos para centrar la bola superior. La sombra alrededor de la herramienta de prueba de alineación del haz puede también ayudar para realizar una primera corrección.

Ajuste los tornillos de seguridad. Repita el procedimiento hasta que la exposición y el resultado sea satisfactorio (la bola superior debe estar dentro del primer círculo).

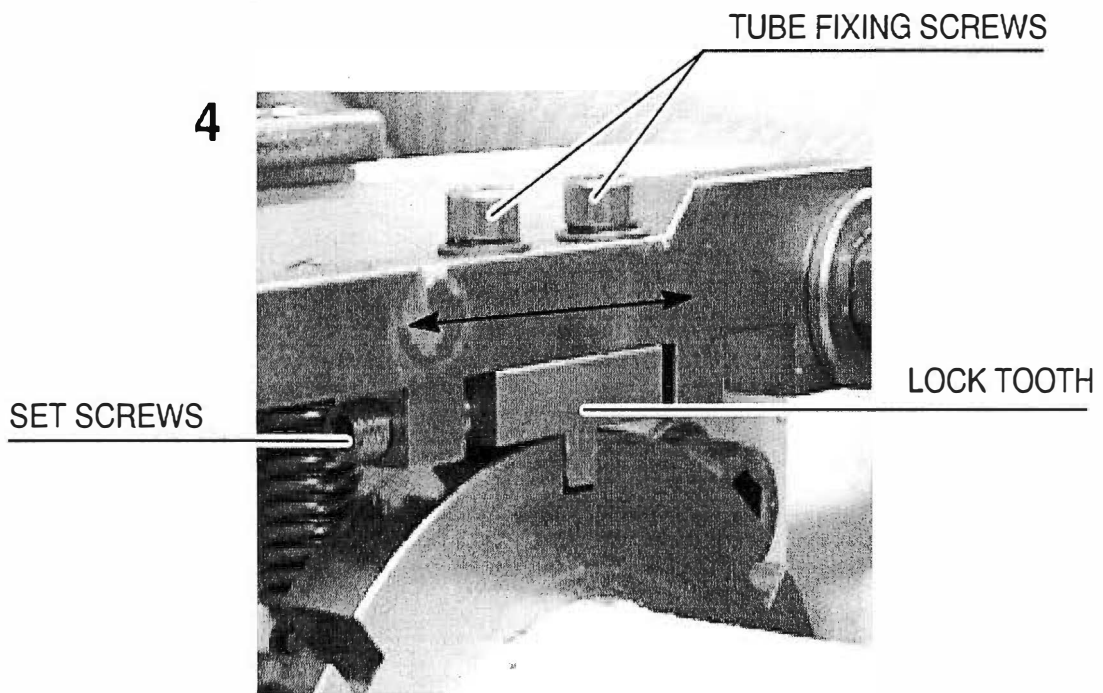


Fig. 18 Ajuste del conjunto tubo-colimador

Afloje ligeramente los cuatro tornillos de seguridad (Allen-6) del conjunto tubo-colimador, si es necesario realice los siguientes ajustes:

Para la corrección horizontal, desplaza horizontalmente el conjunto tubo colimador antes de apretar los cuatro tornillos de fijación.

Para la corrección vertical, aflojar o apretar con cuidado los cuatro tornillos de nivelación (Allen-3) del conjunto tubo-colimador antes de apretar los cuatro tornillos de seguridad.

La corrección del ángulo es ajustado de fabrica y se recomienda no realizar ninguna corrección adicional.

Centrado del campo de rayos X y el conjunto detector de imagen

El error entre los centros del campo de rayos X y del detector de imagen no debe ser superior a 2% de la SID (para SID 1 m tolerancia 2 cm).

Si la desviación es superior al 2% de la SID, realizar el siguiente procedimiento:

Imprima la imagen digital adquirida. Compruebe en la imagen adquirida la corrección necesaria para centrar el campo de rayos X con el detector de imagen. Los ajustes del tubo-colimador se llevará cabo de la misma manera descrita para la corrección de perpendicularidad, por lo que solo se volverá a ajustar si realmente es necesario.

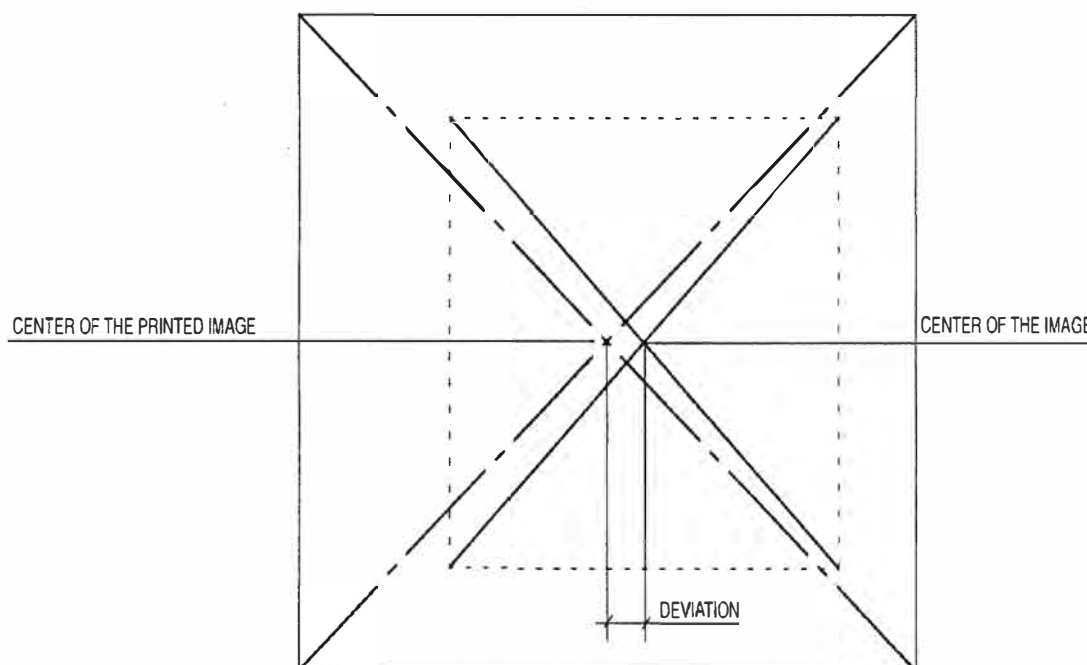


Fig. 19 Grafica de la desviación de centros del campo de rayos X y del detector.

Repita la exposición y compruebe el centrado hasta que el resultado sea satisfactorio (Posición de los centros están dentro de la tolerancia).

Ahora ponga el brazo en la posición del tórax, adquirir una imagen y repetir el procedimiento desde el inicio. Debido al peso del detector, el peso del tubo y también debido a la torsión del brazo, a veces el centrado del campo de rayos X con el detector en posición debajo de la mesa (vertical) y tórax tendrá que dejarse en una posición intermedia entre el centro de la posición debajo de la mesa o posición vertical y el centro en la posición del Tórax. Si este es el caso, la posición de la lámpara del colimador puede ser ligeramente modificada con su tornillo de regulación.

Intensidad de luz del campo del colimador

Realice este procedimiento sólo si la falta de intensidad de la luz del colimador o falta de contraste de la luz se nota en la sala.

Coloque el brazo articulado en posición vertical, el conjunto tubo-colimador tiene que estar perfectamente alineado con el conjunto detector. Consulte con un nivel la posición horizontal correcta de ambos conjuntos.

Colocar el SID a un metro, utilizando la escala de la columna.

Ajuste el colimador en el modo manual, para que a su vez la tecla de la parte posterior del colimador gire 90° , abrir el obturador con los controles principales del colimador y establecer un campo de 25×25 cm por un metro de SID.

Encienda la luz del colimador y centre el colimador en relación a la mesa del detector. La posición de los ejes transversales de la luz proyectada por la lámpara del colimador debe estar en consonancia con los ejes y tamaño del campo marcado en el detector de mesa.

Coloque el medidor de luz en la mesa del detector dirigido hacia la fuente de luz.

Coloque el medidor de luz en el centro de un cuadrante del campo de luz, Ver figura.

Con la lámpara apagada del colimador, medir y llevar un registro del nivel de luz ambiental.

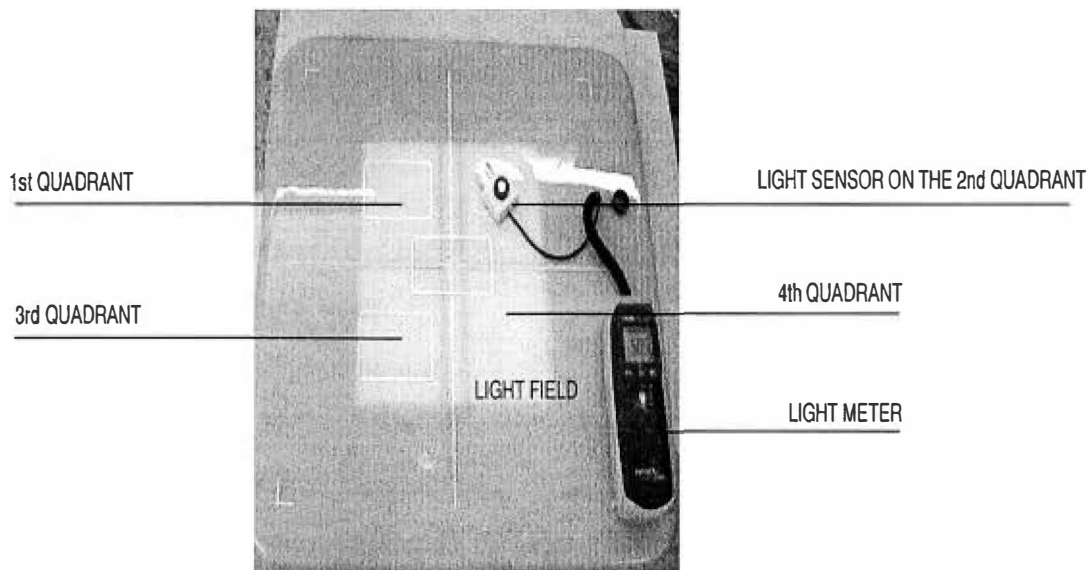


Fig.20 Midiendo la luz de los cuadrantes del campo de luz.

No mover el medidor de luz. Con la luz del colimador encendido, medir y llevar un registro del nivel de luz en ese cuadrante.

Determinar la intensidad de luz de ese cuadrante restando el nivel de luz ambiental al nivel de luz correspondiente.

Repita las mediciones en el centro aproximado de los tres restantes cuadrantes.

Con la lámpara apagada del colimador, medir y llevar un registro del nivel de luz ambiental.

No mover el medidor de luz. Con la luz del colimador encendido, medir y llevar un

registro del nivel de luz en ese cuadrante.

Determinar la intensidad de luz de ese cuadrante restando el nivel de luz ambiental al nivel de luz correspondiente.

Repita las mediciones en el centro aproximado de los tres restantes cuadrantes.

Con las medidas obtenidas, los resultados de la intensidad de campo de luz en todos los cuadrantes deben ser mayores a 170 lux y entre todos los cuadrantes la intensidad del campo de luz no se diferencia más del 10 %.

La iluminación media a una distancia focal de un metro no deberá ser inferior a 160 lux.

Si la desviación de la intensidad del campo de luz está fuera de los límites de aceptación, es necesario tener en cuenta lo siguiente:

Si la diferencia de intensidad del campo de luz entre todos los cuadrantes es superior al 10%, tenemos que reajustar el socket de la lámpara del colimador.

Si el nivel de luz en todos los cuadrantes es inferior a 170 lux, es necesario comprobar lo siguiente:

El nivel de tensión de la lámpara cuando esta encendido, no será inferior de 24 VAC. (Medida en el contacto del portalámparas).

Compruebe que la lámpara del colimador, el espejo y el reflector no estén sucios o descoloridos.

Verifique la posición correcta del espejo.

Si el nivel de luz es todavía baja:

Reemplace la bombilla del colimador.

Reemplace el socket de la bombilla del colimador.

Corrija los valores de I1 e I2 restando a cada valor el nivel de luz ambiental medida en el paso 7. Ahora divida el valor corregido de I1 por I2. Esta relación debe ser de 4 o más.

Repita el proceso desde el paso 8 para todos los cuadrantes de luz de campo.

Si la relación de la desviación de contraste del campo de luz esta fuera de los límites de aceptación, es necesario comprobar lo siguiente:

Compruebe que la lámpara, el espejo y el reflector del colimador no estén sucios o manchados.

La intensidad del nivel del campo de luz sea mayor de 170 lux.

Asegúrese que el nivel de luz ambiental sea lo más bajo posible. Apagar tantas luces como sea posible y cerrar las persianas y las puertas. Los niveles de luz ambiental afectan negativamente a la exactitud de estas mediciones.

Descripción del diagrama de bloques

Para la descripción de funcionamiento del diagrama de bloques de un equipo de rayos X digital se consideró el equipo digital Sedecal X Plus LP Plus.

De la figura 21 el bloque X Plus LP Plus (device) es la unidad básica que integra la consola de control (Pantalla TOUCH XPC-Plus CONSOLE y la tarjeta de control XPC A8185-02/03), conjunto tubo-colimador, conjunto de motores de movimiento de posición (SID, altura, rotación del brazo y rotación del detector).

El bloque X Plus LP Plus (Control Cabinet) es la unidad de control que integra toda la electrónica del equipo mediante la tarjeta de interface XPC A8186-02/03, la computadora y la fuente de alimentación.

El bloque del Generador se encarga de brindar la alimentación de alto voltaje al tubo de rayos X.

En la figura 22 la XPC Control Board (A8185-02/03) se encarga de recibir los datos de entrada de la consola, sensor de protección anticolidión, la posición de los motores de movimiento (del SID, altura y rotación del brazo giratorio). Esta información es procesada y enviada a la XPC Interface Board (A8186-02/03) ubicada en el gabinete de control adyacente al módulo del generador.

La XPC Interface Board (A8186-02/03) se encarga de ordenar a los inversores que controlan el movimiento de los motores de posición de altura, SID y rotación del brazo articulado.

En la figura 23 se puede visualizar el circuito eléctrico de control de los inversores y motores de movimiento.

Ingresa voltaje de línea de 220 VAC, a través del conector TB1 llega al filtro de interferencia electromagnética pasando por los dos fusibles de línea de 10 Amperios y el filtro de línea LF1. Llega al relé K3 normalmente abierto, este relé es activado al encender la unidad. Esto permite alimentar al primario del transformador TR1 con 220 VAC obteniendo como salidas 8, 19 y 22 VAC en el secundario del TR1 que alimenta a la tarjeta XPC Interface Board donde es convertido en voltajes de 22, 9 y 5 VDC mediante el conjunto de rectificadores de onda completa D11, D6, D5 Y D10 y los circuitos integrados reguladores LM 317 y LM7805. Los voltajes obtenidos alimentan a la tarjeta XPC Control Board y a la pantalla touch screen de la consola de control.

Por otro lado al pasar el voltaje por el relé K3 llega al relé K1 normalmente cerrado, alimentando una línea a los motores de movimiento (SID, altura y de rotación del brazo

articulado), la otra línea pasa por los inversores bajo la condición de la opción de movimiento activado desde la consola de control.

El relé K1 normalmente cerrado es controlado por las señales eléctricas de emergencia e inversor off provenientes de la tarjeta XPC Interface Board, siendo la señal de emergencia y H-bracke la activada por los sensores anti choques, sensor de inclinación, los interruptores de límites de movimiento mínimo y máximo de la columna y el giro, abriendo K1 y K2 dejando sin alimentación de L1 y L2 a los inversores y a los motores de movimiento.

Con los inversores alimentados y la señal de subir o bajar enviada a través del XPC Interface Board desde la consola de control, los motores de movimiento SID motor, ROT motor y HEIGHT motor realizan el movimiento correspondiente del brazo articulado, el punto focal y el ángulo de posición. Manual técnico de equipo de rayos X digital, Sedecal X Plus LP Plus, [11].

Fallas comunes

En los primeros años de uso (menor a 5 años) las fallas más frecuentes en los equipos de rayos X convencionales suelen suceder por parte del usuario, tanto en la técnica usada (valores de kilovoltios y miliamperios programados) como en el revelado de placas. En los equipos de rayos X con detectores digitales de estado sólido estas fallas prácticamente se reduce a cero.

Después de algunos años de uso (entre 5 y 10 años) las fallas más frecuentes son las fallas mecánicas de las partes móviles que involucran a los motores de movimiento del SID, altura y rotación del brazo giratorio, así como los interruptores de fin de movimiento. Otra falla que ocurre dentro de este periodo es el descentrado del campo de luz del colimador.

El detector de panel plano por lo general no falla, pero ocasionalmente por la fragilidad y su capacidad de portabilidad sufre daños por colisiones, habiendo casos que requería el cambio total del detector digital.

Después de los 10 años de uso, si no se ha realizado un estricto mantenimiento preventivo como indican los manuales del fabricante, es posible que el equipo deje de funcionar en cualquier momento.

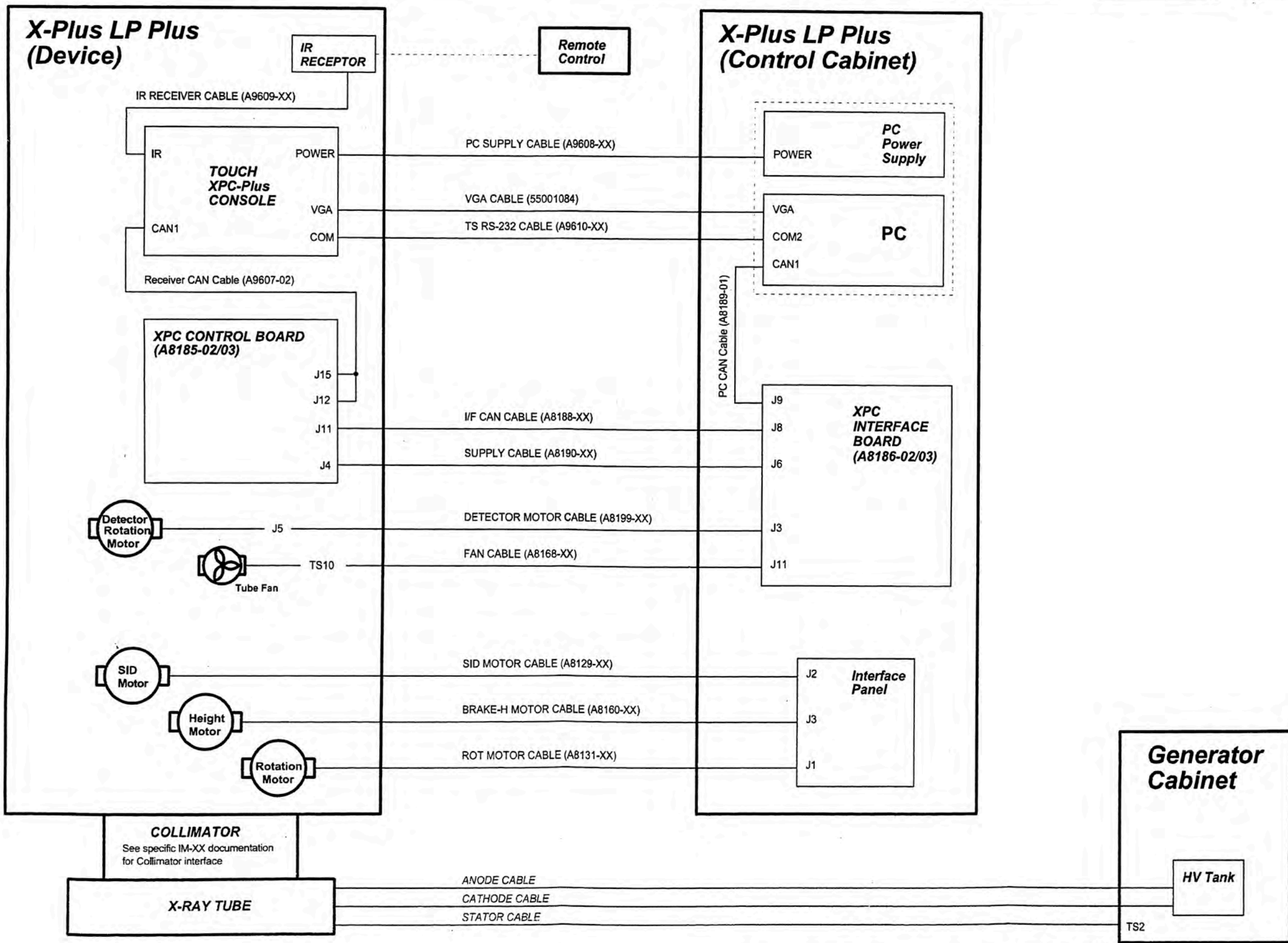
Procedimiento de mantenimiento preventivo

El mantenimiento preventivo descrito en el cuadro siguiente es el procedimiento que se realiza cada 6 meses por recomendación del fabricante utilizando los materiales indicados.

Descripción del procedimiento	Materiales
Movimiento y medición del desplazamiento vertical, suave y sin ruidos. Desplazamiento máximo de 1265 mm	Cinta métrica y grasa
Movimiento y medición de rotación del brazo. De -30° a 120°	Medidor digital y grasa
Movimiento y medición de la inclinación del detector digital. $\pm 45^\circ$	Medidor digital y grasa
Movimiento y medición del SID, distancia foco – detector de 100 a 180 cm.	Cinta métrica y grasa
Revisión y prueba de los sistemas anti colisión.	*****
Medición de disparos de rayos X, rango de KV de 40 a 150 KV	Medidor de KV
Medición de disparos de rayos X, rango de mA de 10 a 640 mA	Medidor de mA
Verificar el correcto funcionamiento del colimador (manual/automático)	Colimador
Adquisición de imagen con el detector de panel plano	Phantom
Transmisión de imágenes al servidor PACS	Servidor

X-Plus LP Plus (Device)

X-Plus LP Plus (Control Cabinet)



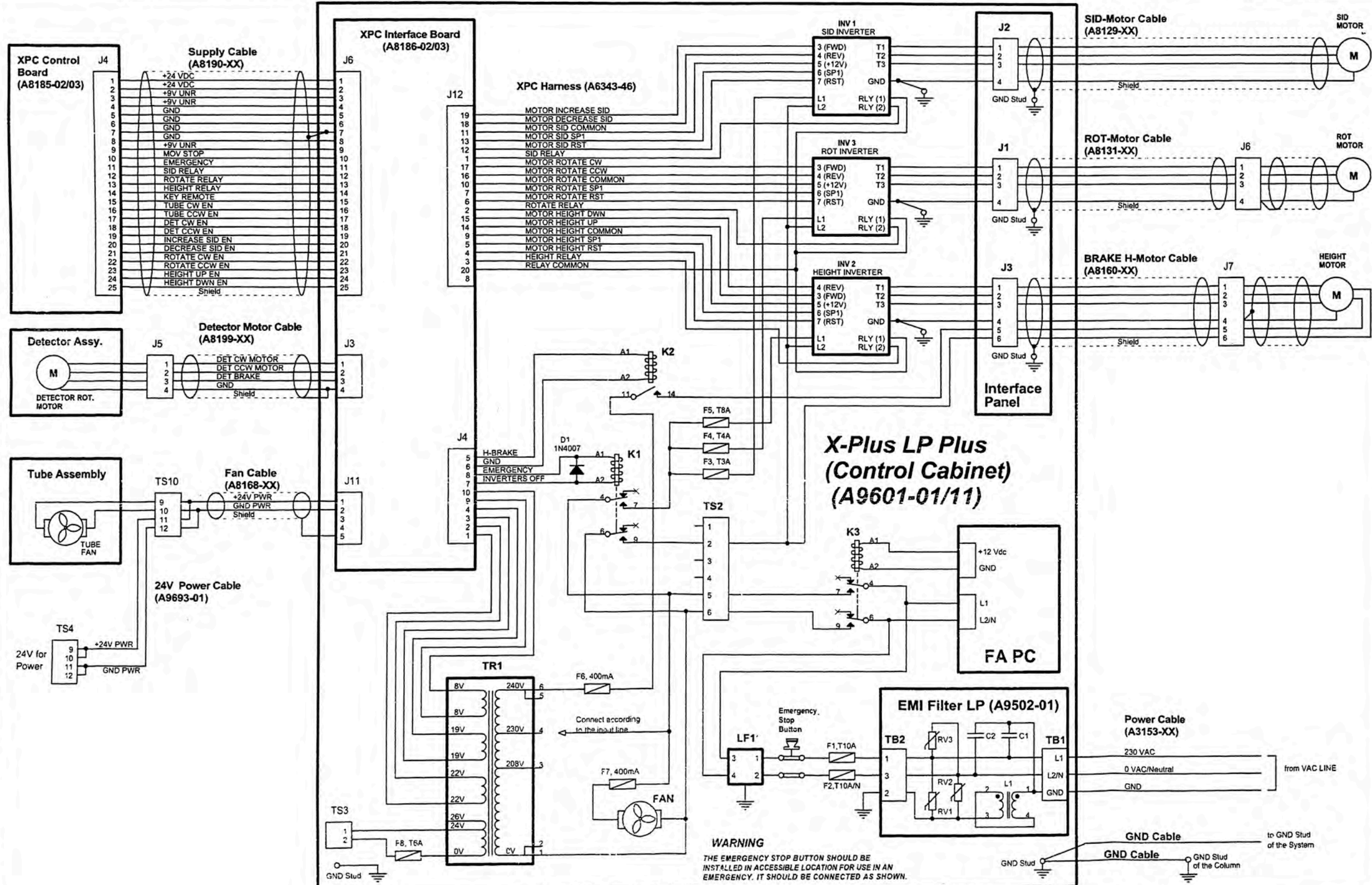
Generator Cabinet

HV Tank

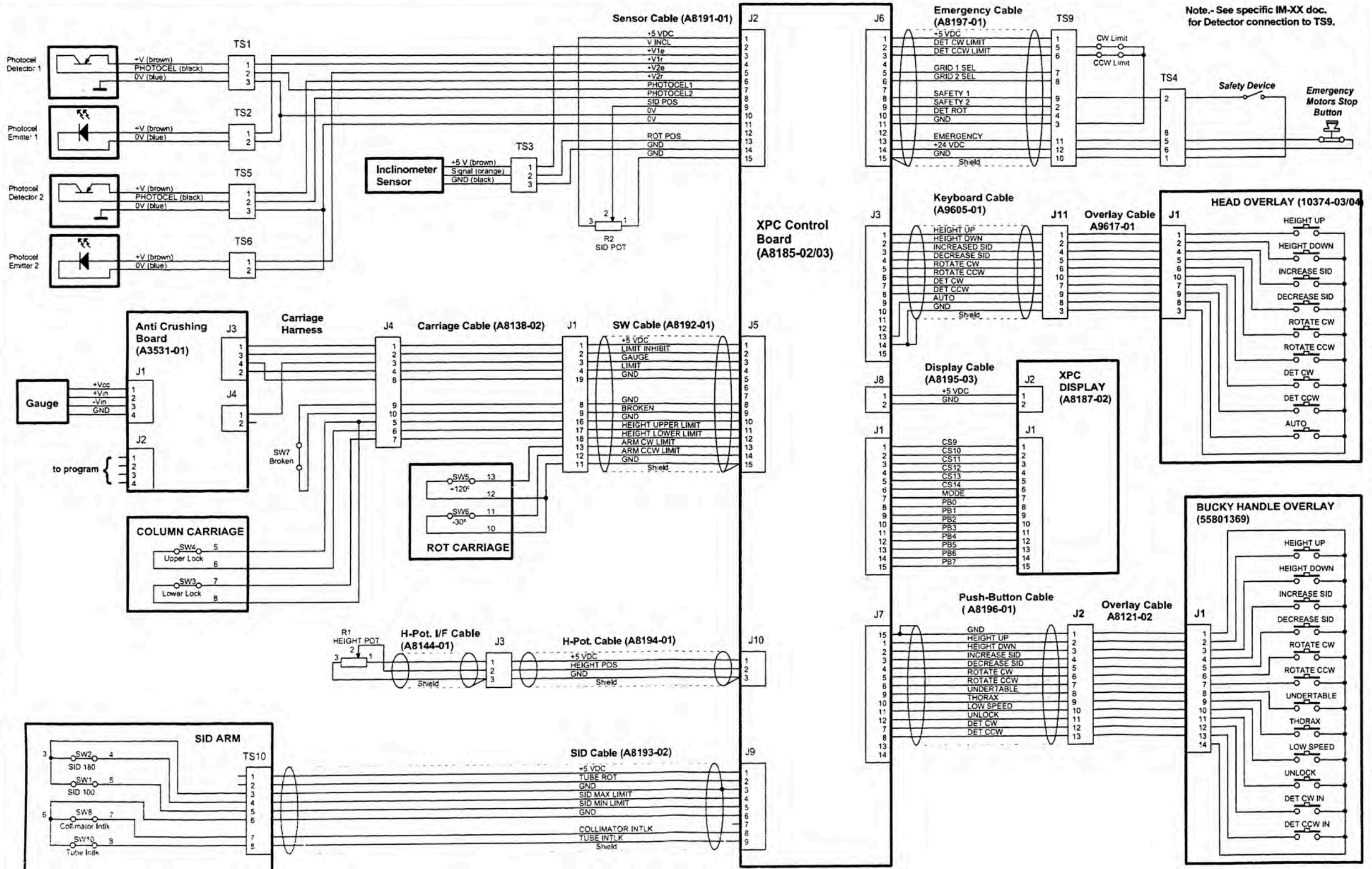
REV	DESCRIPTION	ISSUED BY	DATE	NAME	DATE	SHEET / OF	54302082									
G	CN 07/190	F. Garcia	25/09/07													
F	CN 07/138	F. Garcia	26/06/07	DRAWING	F. Garcia	08/08/05										
E	CN 07/010 & 020	F. Garcia	02/02/07	REVISED	F. Garcia	26/04/06	1/4	G	F	E	D	C	B	A	← REV	
D	CN 06/210	F. Garcia	03/10/96													
C	CN 06/200	F. Garcia	20/09/06													
B	A8185-02, A8187-02	F. Garcia	05/06/06													



Sedecal X-Plus LP Plus



REV	DESCRIPTION	ISSUED BY	DATE	NAME	DATE	SHEET / OF	54302082				
G	CN 07/190	F. Garcia	25/09/07				G F E D C B A ← REV				
F	CN 07/138	F. Garcia	26/06/07	DRAWING	F. Garcia	08/08/05	2/4				
E	CN 07/010 & 020	F. Garcia	02/02/07	REVISED	A. Diaz	26/04/06					
D	CN 06/210	F. Garcia	03/10/06								
C	CN 06/230	F. Garcia	20/09/06								
B	A8185-02 A8187-02	F. Garcia	06/06/06								
				SEDECAL		Sedecal XPC-Plus					



Note.- See specific IM-XX doc. for Detector connection to TS9.

REV	DESCRIPTION	ISSUED BY	DATE	NAME	DATE	SHEET / OF	54302082			
G	CN 07/190	F. Garcia	25/09/07							
F	CN 07/138	F. Garcia	26/06/07	DRAWING	F. Garcia	08/08/05	3/4			
E	CN 07/010 & 020	F. Garcia	02/02/07	REVISED	A. Diaz	26/04/06				
D	CN 06/210	F. Garcia	03/10/06							
C	CN 06/200	F. Garcia	20/09/06							
B	A8185-02 A8187-02	F. Garcia	06/06/06							

Sedecal XPC-Plus

BIBLIOGRAFIA

1. Digital Image Processing; Schaefer – Prokop; pag. 73 – 82 (2000)
2. Flat Detectors and Their Clinical Applications; Spahn M.; pag. 1934 – 1947 (2005)
3. Manual de Radiología; Stewart C. Bushong; Elsevier – Mosby; octava edición, (2005)
4. Principios Físicos e Instrumentación; Imagen Radiológica; Francisco Javier Cabrero Fraile; pag. 116 – 120 (2000)
5. Protección Radiológica en Radiodiagnóstico Médico; IPEN – Ing. Eduardo Medina Gironzini, (2005)
6. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico; Sociedad Española de Física médica (SEFM); pag. 33 – 43, (2005)
7. Tecnología Radiológica; Rico, Debalat y Beltrán; Editorial Paraninfo (2000)
8. Physical Principles of Medical Imaging; Perry Sprawls; Medical Physics; (2000)
9. Manual Técnico de equipo de rayos X digital; VMI Compacto Plus DR 2000
10. Manual Técnico del Detector de Panel Plano; Canon CXDI – 50G
11. Manual Técnico de equipo de rayos X digital; Sedecal X Plus LP Plus
12. Manual Técnico de tubo de rayos X; Toshiba E7254FX
13. Manual Técnico de tubo de rayos X; Varian Medical Systems RAD 8
14. Manual Técnico de tubo de rayos X; Iae RTM 101 HS
15. Sociedad Española de Informática de la Salud; Publicación nº 33 y 45 (Marzo 2004)
16. Guía Tecnológica nº 33, 34 y 35; Sistemas de Rayos x; CENETEC, Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud- México
17. Licitación Pública nº 003-2009 HNAL
18. Licitación Pública nº 004-2009 HNAL
19. Orden de compra de insumos HNAL 001686-2009
20. <http://www.toshiba.com>; Toshiba Medical Systems
21. <http://www.medicalphilips.com>; Philips Medical Systems
22. <http://www.medsiemens.com>; Siemens A.G. Medical Engineering
23. <http://www.minsal.cl>; Ministerio de Salud de Chile