



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

“ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL
MAMÓGRAFO DIGITAL TIPO MELODY DEL DEPARTAMENTO DE
IMAGENOLOGÍA DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE
RIOBAMBA”

TESIS DE GRADO

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

BIOFÍSICA

Presentado por:

AZUCENA NATALY BONILLA GARCÍA

RIOBAMBA - ECUADOR

2011

AGRADECIMIENTO

En primer lugar agradezco a Dios, por haber derramado en mí de su sabiduría e inteligencia permitiéndome llegar hasta este momento tan importante de mi vida tanto en lo personal como en lo profesional.

Luego a mis padres César y Blanca, a mis hermanos Pablo y Adrian por su ayuda y apoyo incondicional para llegar a ser la persona que soy.

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo y a todos los docentes por su ayuda en mi formación como profesional.

De igual manera a mi Coordinador de Área Dr. Richard Pachacama y al Asesor Docente Msc. Freddy Benalcázar por su aporte científico en base a sus conocimientos para el desarrollo y finalización de este trabajo de investigación.

Especialmente al Departamento de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba por permitirme disponer de sus instalaciones, y todo lo necesario para la realización de este trabajo de investigación.

DEDICATORIA

A Dios, por ser la fuente de inspiración en mi vida, por su apoyo, su protección, y su amor brindado en todo momento e incondicionalmente.

A mis padres César y Blanca por el sustento brindado en cada etapa de mi vida y de mis estudios, haciendo posible la culminación de mi carrera profesional.

DERECHOS DE AUTORÍA

“Yo Azucena Nataly Bonilla García declaro que soy la autora del presente trabajo de tesis el cual fue elaborado por mi persona bajo la dirección del Dr. Richard Pachacama y Colaborador Msc. Freddy Benalcázar, haciéndome responsable de las ideas y métodos expuestas en esta Tesis, y el patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenecen a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo”

AZUCENA NATALY BONILLA GARCÍA

CI. 060377465-4

RESUMEN

Se desarrollo un Protocolo de Control de Calidad para el mamógrafo digital MELODY del Departamento de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba, con el fin de establecer criterios que contribuyan a alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes y que permitan la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible tanto para el personal como para el paciente.

Se utilizó método inductivo para la investigación y método deductivo para el análisis de los parámetros geométricos, calidad del haz, tiempo de exposición, rendimiento, rejilla, control automático de la exposición, sistema de compresión, calidad de la imagen y dosimetría. Por medio de técnicas de observación y operación del equipo se obtuvo información técnica acerca del funcionamiento, este protocolo cumple con normativas nacionales e internacionales como las planteadas por la OIEA, OMS, ICRP, también se tomo como referencia protocolos generales para radiodiagnóstico. Este comprende tres partes principales: el funcionamiento del equipo, la descripción de cada uno de los parámetros y el proceso para realizar cada uno de los parámetros en forma individual.

Dada la naturaleza de nuestra investigación una primera parte teórica y otra de carácter tecnológico, pues el mamógrafo es totalmente documentado por el fabricante, esta investigación no tiene la necesidad de hipótesis, pero si se ha cumplido con el objetivo general.

Se recomienda la aplicación inmediata del protocolo, a fin de prevenir accidentes radiológicos y daños en el equipo.

SUMMARY

A Quality Control Protocol was developed for the digital mammograph MELODY of the Imagenology Department of the Hospital Provincial General Docente Riobamba, to establish criteria contributing to reaching an efficient use of the ionizing radiations permitting to obtain high diagnostic quality images with the least possible risk both for the staff and the patient.

The inductive method was used for the investigation and the deductive method was used for the analysis of the geometric parameters, beam quality, exposure time, yield grid, automated exposure control, compression system, image quality and dosimetry. Through the equipment observation and operation technical information was obtained about functioning, this protocol meets the national and international norms such as those stated by the OIEA, OMS, ICRP; general protocols were also considered as a reference for radio-diagnostic. This comprises three principal parts: the equipment functioning the description of each parameter and the process to carry out each parameter individually.

Due to the nature of our investigation, the first part is theoretical as the mammograph is totally documented by the manufacturer, this investigation does not need a hypothesis, but the general objective has been accomplished.

It recommended to use immediately the protocol to prevent radiological accidents and equipment damages.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTO	i
DEDICATORIA.....	ii
DERECHOS DE AUTORÍA	iii
RESUMEN	iv
SUMARY	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vii
ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	x
INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES	4
JUSTIFICACIÓN.....	7
OBJETIVOS.....	9
CAPITULO I	
1 FÍSICA DE LA MAMOGRAFÍA	10
1.1 GENERALIDADES DE LA FÍSICA DE LAS RADIACIONES	10
1.2 ANATOMÍA RADIOLÓGICA DE LA MAMA	19
1.3 PROYECCIONES DE MAMOGRAFÍA.....	23
1.4 MAMÓGRAFO DIGITAL	30
1.5 MAMÓGRAFO DIGITAL TIPO MELODY.....	38
CAPÍTULO II	
2 PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD DE UN EQUIPO DE MAMOGRAFÍA.....	49
2.1 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	49

2.2	PARÁMETROS DE CONTROL	58
2.2.1	PARÁMETROS ESENCIALES	58
2.2.2	PARÁMETROS COMPLEMENTARIOS	68
CAPITULO III		
3	PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL MAMÓGRAFO DIGITAL TIPO MELODY	70
3.1	TIPOS DE PRUEBAS	71
3.2	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS	73
3.3	CALIDAD DEL HAZ	78
3.4	TIEMPO DE EXPOSICIÓN	81
3.5	RENDIMIENTO	82
3.6	REJILLA	85
3.7	CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN	87
3.8	SISTEMA DE COMPRESIÓN	88
3.9	CALIDAD DE IMAGEN	91
3.10	DOSIMETRÍA	93
3.11	RADIACIÓN DE FUGA	96
4	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	98
4.1	CONCLUSIONES	98
4.2	RECOMENDACIONES	100
	BIBLIOGRAFÍA	105
	ANEXOS	109
	GLOSARIO	109
	INSTRUMENTACIÓN	116

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I:	Límites anuales de dosis.....	53
Tabla II:	Factores que afectan a la calidad de la imagen.....	65
Tabla III:	Valores límite del kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) en función de la densidad óptica neta.....	66
Tabla IV:	Factores de conversión g , para el cálculo de la DG para distintos espesores de la mama a partir del KASE	69
Tabla V:	Valores de tolerancias para distinto Kvp.....	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1:	Esquema de tubo de Rayos X.....	13
Figura 1.2:	Ánodo de tubo de rayos X mamográfico con doble pista de blancos.....	15
Figura 1.3:	Emisión característica de un mamógrafo por sistema película-pantalla, con ánodo de molibdeno (Mo), comparada con la emisión de frenamiento de un tubo con ánodo de tungsteno (W)	15
Figura 1.4:	Anatomía de la mama.....	19
Figura 1.5:	Ligamentos de Cooper.....	20
Figura 1.6:	Anatomía de la glándula mamaria.....	21
Figura 1.7:	Posicionamiento craneo-caudal, (a) Mama derecha, (b) Mama izquierda.....	24
Figura 1.8:	Posicionamiento oblicuo medio-lateral, (a) Mama derecha, (b) Mama izquierda.....	25
Figura 1.9:	Posicionamiento lateral de la mama derecha.....	26
Figura 1.10:	Posicionamiento lateral-medial de la mama derecha.....	27
Figura 1.11:	Posicionamiento caudo-craneal de la mama derecha.....	27
Figura 1.12:	Posicionamiento craneo-caudal forzado de la mama derecha.....	28
Figura 1.13:	Posicionamiento craneo-caudal con rotación de la mama izquierda.....	29
Figura 1.14:	Posicionamiento cráneo-caudal del surco inter-mamario....	29

Figura 1.15:	Rejilla celular de alta transmisión diseñada específicamente para la mamografía.....	33
Figura 1.16:	Sistemas representativos para la formación de imagen especialmente diseñados para la mamografía.....	35
Figura 1.17:	Mamógrafo Digital Tipo Melody	40
Figura 1.18:	Partes del Mamógrafo MELODY	44
Figura 1.19:	Detalle de las partes del panel de control-Mamógrafo MELODY.....	46
Figura 1.20:	Detalle de las partes de la pantalla del panel de control-Mamógrafo Melody.....	47
Figura 2.1:	Señalización internacional de radiactividad.....	56
Figura 3.1:	Método de medida de la alineación campo de radiación-película en el lado de la pared del tórax.....	74
Figura 3.2:	Patrón de estrella.....	78
Figura 3.3:	Kilovoltímetro colocado para medir la reproducibilidad y desviación de la tensión.....	80
Figura 3.5:	Comprobación de la fuerza de compresión y verificación de la medida del espesor con respecto al indicado en el mamógrafo	92
ANEXOS	Kit práctico de control de calidad para mamografía.....	118
	Mamchex/AEC.....	119
	Herramienta de Prueba para el Phototimer en	

Mamografía.....	120
Herramienta para Prueba de la Colimación en Mamografía.....	121
Single-exposure high contrast resolution phantom.....	122
Fantoma de Acreditación Mamográfico.....	123
Fantoma para Mamografía Tejido Equivalente	124
Fantoma para Contraste y Resolución en Mamografía.....	126

INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es el tumor maligno más frecuente en la población femenina. Según estadísticas mundiales, cada año, a más de 1.1 millones de mujeres se les diagnostican cáncer de mama por primera vez. Esto equivale a aproximadamente el 10% de todos los casos nuevos de cáncer. Las cifras de muertes alcanzan las 410 000 cada año. Y según informes de la Organización Mundial de la Salud (OMS), en países de escasos recursos las tasas de incidencia aumentan en un 5% anualmente. En Ecuador, el cáncer de seno es considerado como la primera causa de muerte en las mujeres.

La mamografía consiste en una exploración diagnóstica de imagen por rayos X de la glándula mamaria, con aparatos denominados mamógrafos y técnicas especiales. Así el personal especializado “Radiólogos” puede detectar anomalías, pero para ello es necesario obtener imágenes de alta calidad mamográfica, esto se logra mediante la exposición, la compresión y el posicionamiento adecuado, lo que hace necesario disponer de un programa de calidad de los aspectos físicos y técnicos

Dentro de un programa de aseguramiento de la calidad, “el control de calidad aplicado al radiodiagnóstico comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse” (OMS, 1984).

La Organización Mundial de la Salud (OMS 1982) definió la Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico como: “un esfuerzo organizado del personal de una instalación, para asegurar que las imágenes diagnósticas producidas tengan una calidad suficientemente alta para que, de forma regular, produzcan información diagnóstica adecuada con el coste más bajo posible y con la menor dosis de radiación al paciente”.

Para ello es obligatorio implantar un protocolo de control de calidad, elaborado de acuerdo con normativas nacionales y/o internacionales actualizadas. Las cuales serán implementadas en el Departamento de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba el cual cuenta con un Mamógrafo Digital MELODY, que está en funcionamiento a partir del año 2009, con el objetivo de salvar vidas a través del diagnóstico por imagen.

La tesis está estructurada de la siguiente manera: El Capítulo I contiene la física de la mamografía, dando a conocer las características de la mama, además el comportamiento de los fotones en la formación de la imagen mamográfica procedentes de un tubo de rayos X, los cuales atraviesan la mama atenuándose de forma distinta como consecuencia de la diferente composición de los tejidos que la forman.

El Capítulo II contiene la descripción de los parámetros de control de calidad que se sugieren realizar para un equipo de mamografía, dando a conocer aspectos de protección radiológica, parámetros geométricos, calidad de la

imagen, tiempo de exposición, rejilla, control automático de exposición, calidad del haz y dosimetría.

El capítulo III contiene una recopilación de pruebas de control que se deben realizar con su clasificación ya sea fundamental o complementaria, niveles de tolerancias, frecuencias, tiempo estimado, material requerido para realizar la prueba, personal encargado y capacitado para ejecutar la misma y método a aplicar.

En este trabajo de tesis incluye la bibliografía la cual corresponde a protocolos y procedimientos utilizados en otros países que han sido utilizados en la elaboración del presente documento, además de las conclusiones y recomendaciones.

Como parte final se incluye un glosario que contiene las definiciones de los términos más utilizados y la lista de instrumentos necesarios para la realización de cada prueba.

ANTECEDENTES

La mamografía es el mejor de los métodos de diagnóstico por imágenes que disponemos en la actualidad para la detección temprana de lesiones mamarias, fundamentalmente de pequeños carcinomas que se manifiestan solamente por microcalcificaciones o tumores menores a 1cm de diámetro no palpables durante el examen médico o el autoexamen.

Sus inicios como método radiológico se remontan a 1913 cuándo Alberto Salomón radiografiaba piezas de mastectomía para determinar la extensión del tumor, en 1945 Raúl Leborgne en Uruguay le daba impulso al método y caracterizaba microcalcificaciones.

En la década del 60 comienzan los primeros ensayos de screening mamario con el estudio del Plan de Seguros de Nueva York, continuados por dos condados de Suecia realizado por Lazlo Tabar y otros, desarrollados en distintos países que han demostrado que es posible disminuir la mortalidad por cáncer de mama gracias a éstos programas.

En la República Argentina, la mamografía comienza a desarrollarse en la misma década con equipos con tecnología que no permitían obtener imágenes con la calidad necesaria para ser realmente efectiva. Es en los últimos 20 años, el desarrollo tecnológico de equipos de mamografía, películas, pantallas

intensificadoras y reveladoras automáticas logran optimizar la calidad de la imagen y permite la detección de lesiones cada vez más pequeñas.

La Organización para la Normalización Internacional define el aseguramiento o la garantía de calidad como el conjunto de “todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para inspirar suficiente confianza de que una estructura, sistema o componente va a funcionar a satisfacción cuando esté en servicio”.

Garantía de calidad

Engloba todas aquellas acciones sistemáticas y planificadas necesarias para garantizar, con la adecuada confianza, que un producto o servicio cumplirá con los requisitos de calidad.

Componentes

- ✦ **Gestión de calidad:** la cual es el aspecto de la gestión total que determina e implementa el sistema de calidad.
- ✦ **Control de calidad:** son todas aquellas técnicas operacionales y actividades que se utilizan para cumplir los requisitos de calidad.

En control de calidad las medidas más elaboradas se realizan cada cierto periodo por personal especializado. Todas aquellas actividades que implican exámenes radiológicos de individuos asintomáticos deberían adecuarse a los principios generales de protección radiológica:

- Toda exposición ha de estar médica y epidemiológicamente justificada por los beneficios obtenidos, en comparación con los riesgos potenciales.
- Toda exposición deberá mantenerse en los niveles más bajos razonablemente alcanzables.
- Deberán aplicarse límites de dosis adecuados.

Por ello, todos los países de la Unión Europea han desarrollado una legislación específica que garantiza que se cumplen dichos principios.

La Directiva 97/43/EURATOM, de la Comisión de las Comunidades Europeas el 30 de junio, establece las bases de la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. En nuestro país el Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, establece las medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos, que en el ámbito del radiodiagnóstico queda desarrollada por el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, en el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

JUSTIFICACIÓN

Gracias a los avances tecnológicos existe una continua adquisición de Mamógrafos Digitales que han logrado aumentar la detección y mejorar el diagnóstico de los estadios iniciales del Cáncer de mama y así poder tratar a las enfermedades en etapas más tempranas y lograr disminuir la mortalidad en las mujeres de raza blanca en EEUU por primera vez en la historia a partir de 1992.

En Ecuador se cuenta con este tipo de equipo, lo que ha permitido que su técnica vaya evolucionando, siendo capaz de detectar diferentes patologías y tumores mamarios, pero observándose la falta de personal calificado responsable del tratamiento de pacientes con el uso de radiaciones y la optimización del diagnóstico a través de imágenes, así como de personal calificado para la aplicación de programas de control de calidad de los equipos utilizados en los estudios médicos y en la aplicación de tratamientos de las lesiones detectadas, en base a radiaciones ionizantes, lo que ha afectado en el desarrollo de programas que permitan controlar las dosis administradas al paciente, la obtención de imágenes de alta calidad, la consecución y manejo de los parámetros físicos adecuados para el diagnóstico y la escasa información y casi nula aplicación del control de calidad de los equipos que se utilizan.

El Departamento de Imagenología del Hospital Provincial General Riobamba cuenta con un Mamógrafo Digital MELODY, el cual brinda servicios a todas las

pacientes que acuden a este lugar, sin embargo, a pesar de su alta tecnología este debería contar con un Protocolo de Control de Calidad, el cual no solo servirá para garantizar un correcto diagnóstico del paciente, sino que además brindara las seguridades necesarias para el buen funcionamiento del mismo y la seguridad del personal involucrado en dicha actividad.

Por eso he visto prudente realizar mi tesis en esta área elaborando un protocolo de control de calidad cuya implementación permitirá mejorar el servicio de esta casa de salud, apoyándome en los avances científicos a nivel mundial y en los conocimientos adquiridos en mi carrera.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Elaborar un protocolo de control de calidad para el Mamógrafo Digital MELODY del departamento de Imagenología del Hospital Provincial General Docente Riobamba que contribuya con el mejoramiento al servicio de esta casa de salud.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudiar los aspectos físicos y técnicos del cribado mamográfico.
- Analizar los parámetros que afectan la calidad de la imagen y condiciones de visualización.
- Recomendar el material necesario para implantar las pruebas de control de calidad del Mamógrafo Digital MELODY, para garantizar una calidad óptima de las mamografías disminuyendo la dosis en la paciente.
- Concientizar al personal que labora dentro del departamento no solo de la importancia de contar con un protocolo de control de calidad si no de la aplicación del mismo.

CAPÍTULO I

1 FÍSICA DE LA MAMOGRAFÍA

1.1 GENERALIDADES DE LA FÍSICA DE LAS RADIACIONES

1.1.1 EMISIÓN DE RADIACIONES IONIZANTES

Radiación Ionizante Las radiaciones ionizantes son aquellas con energía, longitud de onda y frecuencia tales que al interactuar con un medio le transfieren energía suficiente para desligar a un electrón de su átomo. En ese instante en el que el electrón sale desprendido del átomo al que pertenecía, se produce un proceso que se llama ionización.

- ✦ La ionización es, por lo tanto, la formación de un par de iones, el negativo (el electrón libre) y el positivo (el átomo sin uno de sus electrones).
- ✦ La ionización producida por una radiación incidente que interactúa con la materia (que puede ser un medio biológico) puede ser directa o indirecta.

Directa.- son las partículas cargadas (como los electrones, las partículas alfa, positrones, etc.), que interaccionan con el medio reaccionando con moléculas blanco (también conocidas como moléculas diana) como el oxígeno y el agua [16].

Indirecta.- es la radiación electromagnética (rayos X, rayos gamma y parte del UV) y de partículas sin carga (neutrones) [16].

- ✦ El umbral de frecuencia, por encima del cual una radiación es ionizante se sitúa en torno a $3000 \text{ THz} = 3 \times 10^{15} \text{ Hz}$, que representa una energía del orden de 12 eV y una longitud de onda de 100 nm . La energía necesaria para producir la ionización de un átomo se encuentra entre $4\text{-}25 \text{ eV}$ [16].
- ✦ Las radiaciones de longitud de onda menores a 320 nm serán ionizantes. Sin embargo suele excluirse la región de $10 \text{ a } 400 \text{ nm}$ (UV), debido a su bajo poder de penetración en la mayoría de los materiales [16].

1.1.2 GENERACIÓN Y PRODUCCIÓN DE RAYOS X

Generación de rayos X

Un tubo generador de rayos X está integrado por un cátodo y un ánodo (**Fig. 1**).

El cátodo o polo negativo (-) está formado por un filamento a través del cual

hacemos pasar una corriente eléctrica que calienta dicho filamento. El calor generado ayuda a los electrones a desprenderse de la superficie del filamento y a formar una nube electrónica alrededor de él. El número de electrones depende de la cantidad de corriente eléctrica que pasa a través del filamento, el cual está determinado por el miliamperaje (mA) seleccionado en el panel de control del equipo de rayos X.

El ánodo o polo positivo (+) es el foco donde se originan los rayos X; cada vez que los electrones procedentes del filamento o cátodo chocan a alta velocidad contra el metal del ánodo, se producen rayos X. Debido a que los electrones producidos por el filamento permanecen estacionarios, es necesario llevarlos a impactar contra el blanco metálico. Esto se logra aplicando un diferencial de voltaje entre el ánodo y el cátodo.

Por lo tanto, si el blanco es positivo (+) respecto al filamento del cátodo, los electrones son atraídos hacia el blanco y chocan contra él. La energía de los rayos X producidos es función de la energía de impacto con el ánodo. Esta energía se ajusta con el kilovoltaje pico (kVp) controlado en el panel de comando del equipo de rayos X.

Al incrementar la diferencia de voltaje entre el ánodo y el cátodo, los electrones adquieren mayor velocidad y tienen más energía cuando impactan con el ánodo. Los electrones que impactan el blanco metálico del ánodo dan lugar a rayos X. Dichos rayos X se originan mediante la interacción con el ánodo.

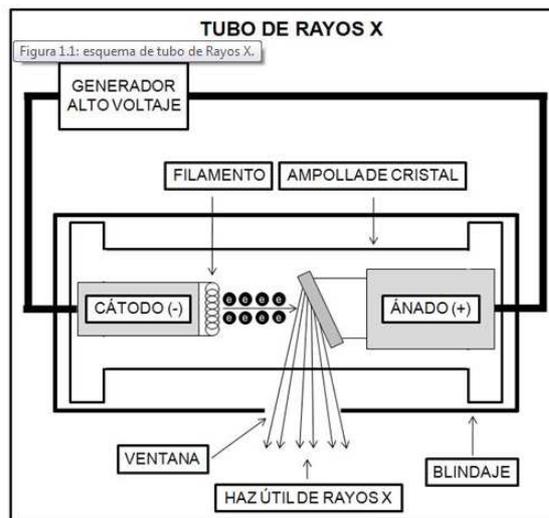


Figura 1.1: Esquema de tubo de Rayos X [16].

Producción de rayos X

✦ Rayos X mediante colisión (Rayos X característicos)

Un electrón generado en un tubo de rayos X es acelerado a alta velocidad mediante una diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo y choca contra un átomo del foco (ánodo) del tubo de rayos X.

Este electrón entrante desplaza un electrón orbital de la capa K del átomo blanco y continúa su trayecto con un ángulo distinto. Un electrón periférico con nivel de energía mayor ocupa el vacío creado en la capa profunda y la diferencia en niveles de energía es emitida en forma de radiación electromagnética como fotón de rayos X que puede usarse para generar imagen.

Los rayos X creados por interacciones colisionales constituyen sólo una pequeña fracción del total de rayos creados en un tubo de rayos X de diagnóstico. Poseen energías específicas, relacionadas con la energía requerida para desalojar el electrón blanco de su órbita (la energía de unión) y se denominan entonces rayos X característicos.

✦ **Rayos X por proceso de frenado**

El electrón entrante procedente del cátodo del tubo de rayos X a gran velocidad debido a la diferencia de potencial pasa cerca del núcleo del átomo del foco (atraído por la carga opuesta) pero no desaloja un electrón del átomo. Debido a la gran diferencia de carga entre el electrón (negativo) y el núcleo (positivo), el electrón es desviado cuando se acerca al núcleo. Al desacelerarse, libera radiación electromagnética en forma de rayo X denominada radiación de enlentecimiento o bremsstrahlung. Estos rayos X pueden tener cualquier energía.

En el caso de los equipos dedicados especialmente a mamografía (Mamógrafos), donde el material del ánodo es el molibdeno o el rodio, se presentan picos de emisión de fotones X por radiación característica con energías comprendidas entre 15 y 20 keV y distribución como la que se observa en la figura que sigue, siendo útil reforzar estas bajas energías para poder visualizar la patología mamaria temprana [19].

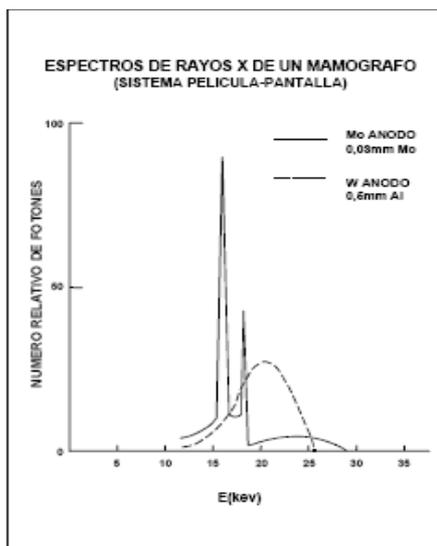


Figura 1.2: Ánodo de tubo de rayos X mamográfico con doble pista de blancos [22].

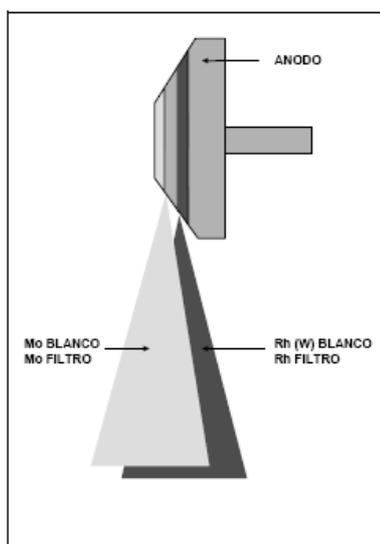


Figura 1.3: Emisión característica de un mamógrafo por sistema película-pantalla, con ánodo de molibdeno (Mo), comparada con la emisión de frenamiento de un tubo con ánodo de tungsteno (W) [22].

1.2.3 INTERACCIÓN DE LOS FOTONES CON LA MAMA

Cuando la energía de los rayos X es la adecuada se producen diferencias de absorción y dispersión de los fotones de rayos X con solo la diferencia de composición y densidad entre los tejidos adiposo y glandular de la mama.

Cuando la energía de los rayos X es baja se obtienen grandes diferencias entre los coeficientes de atenuación de los tejidos adiposo, fibroso y el carcinoma ductal infiltrante. Sin embargo, aún para estas energías, las diferencias correspondientes al tejido glandular y al carcinoma son pequeñas. Es por eso que los cánceres de mama pueden aparecer en la mamografía como estructuras con densidad radiográfica muy parecida a la del tejido glandular.

Aunque las diferencias entre las calcificaciones y el tejido glandular son más notorias, su pequeño tamaño hace que se requiera una buena resolución para que sean visibles en la imagen mamográfica.

En el rango de energía de los fotones de rayos X en mamografía, las principales interacciones con el tejido mamario son debido a:

- ✦ **El efecto fotoeléctrico** es la interacción dominante por debajo de 22 keV. Usualmente el fotón incidente transfiere toda la energía al electrón expulsado, siendo responsable de la mayor parte de la energía depositada en la mama.

- ✦ **Los procesos de dispersión** son la suma de las dispersiones coherente (todos los fotones se dispersan en fase, no hay ionización atómica ni transferencia de energía) e incoherente o Compton (la transferencia de energía al electrón atómico presenta un intervalo en mamografía de 3 keV como máximo).

Los procesos de dispersión son importantes en mamografía por su influencia en el contraste: por una parte contribuyen al contraste inherente (por su contribución a la probabilidad total de interacción) y por otra degradan el contraste debido a los fotones dispersados que alcanzan la película [14].

Se debe incrementar el contraste, la resolución y minimizar el ruido con una dosis baja para así obtener una imagen mamográfica con todos los detalles.

Dentro de los valores dosimétricos, tenemos:

- Dosis en superficie (con y sin retrodispersión).
- Dosis a mitad de espesor de la mama.
- Dosis media en el tejido mamario.
- Dosis promedio en el tejido glandular (DG).

Este último es el tejido de mayor riesgo de cáncer radio-inducido y por ello, esta magnitud ha sido la recomendada por la ICRP (International Commission on Radiological Protección) [14].

1.1.4 MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS EN MAMOGRAFÍA

Entre las principales magnitudes dosimétricas y sus definiciones respectivas en mamografía tenemos:

✦ **Kerma en aire en la superficie de entrada (ESAK)**

El kerma en aire, medido en aire libre (sin retrodispersión) en un punto del plano correspondiente a la superficie de entrada de un objeto determinado (la mama de la paciente o el maniquí estándar) [14].

✦ **Dosis en la superficie de entrada (DSE)**

La dosis absorbida en aire, incluyendo la contribución de la retrodispersión, medida en un punto del plano correspondiente a la superficie de entrada de un objeto determinado [14].

✦ **Dosis glandular media (DG)**

Término de referencia (ICRP 1987) para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X.

Es el promedio de la dosis absorbida por el tejido glandular (excluyendo la piel) en una mama uniformemente comprimida con una composición de un 50% de tejido adiposo y de un 50% de tejido glandular [14].

✦ **Valor estándar de la dosis glandular (DGS)**

Valor de la dosis glandular media para la mama estándar calculado a partir de las medidas con el maniquí estándar [14].

1.2 ANATOMÍA RADIOLÓGICA DE LA MAMA

Las mamas femeninas están situadas en la pared torácica a ambos lados de la línea media, entre el tercer y sexto espacio intercostal.

Su forma varía según características personales, genéticas y en la misma mujer de acuerdo a la edad y paridad pero por lo general es igual a una semiesfera cuya parte plana se apoya en la pared torácica.

La mama está constituida por:

- La glándula mamaria
- La grasa
- Los vasos sanguíneos
- Ganglios linfáticos y
- Nervios.

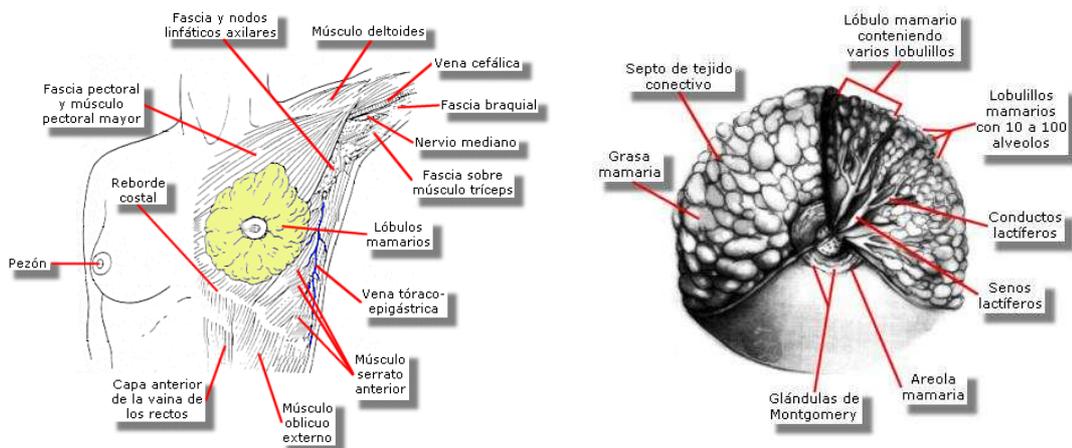


Figura 1.4: Anatomía de la mama [19].

La superficie de la mama está envuelta por un septo fibroso llamado Ligamento de Cooper ubicado bajo la fascia superficial de la piel y se extiende por detrás de la mama y por encima de la fascia profunda.

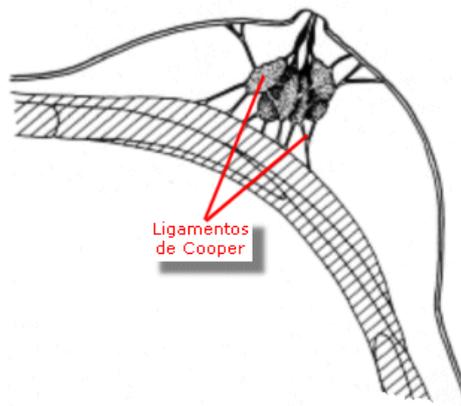


Figura 1.5: Ligamentos de Cooper [19].

Se extiende en la mayoría de los casos, desde la segunda hasta la sexta costilla, desde el borde externo del esternón hasta la línea axilar media. El área súper-externa de cada glándula se extiende hacia la axila.

La cara profunda de la mama es ligeramente cóncava y se encuentra en relación con el músculo pectoral mayor, el serrato anterior y la parte superior del oblicuo externo del abdomen.

La mama está separada de estos músculos por la aponeurosis profunda. Entre ambas hay un tejido areolar laxo, éste permite que la mama tenga cierta movilidad sobre la aponeurosis profunda que cubre al plano muscular.

La glándula mamaria está formada por tres tipos de tejidos:

- Glandular de tipo túbulo-alveolar.
- Conjuntivo que conecta los lóbulos.
- Adiposo que ocupa los espacios interlobulares.

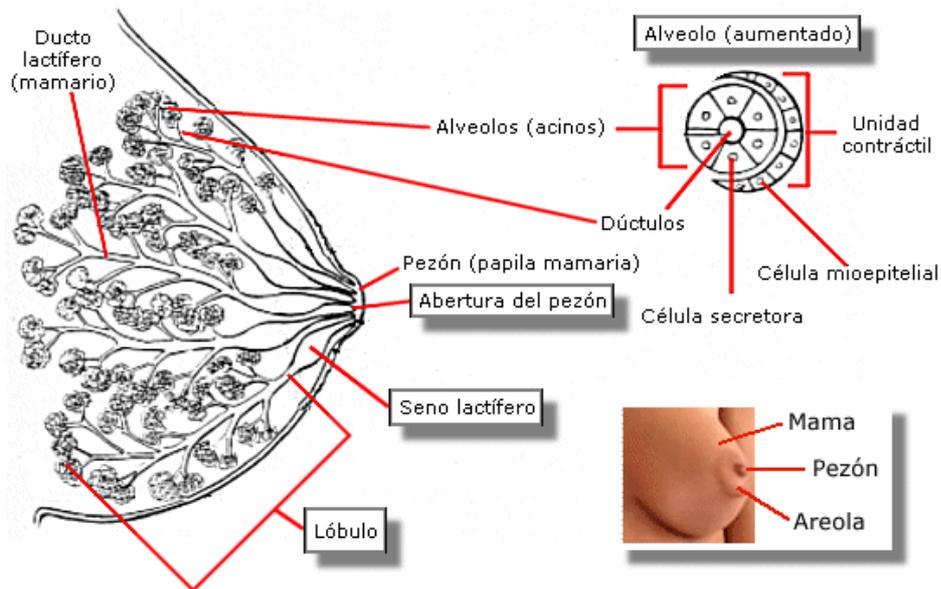


Figura 1.6: Anatomía de la glándula mamaria [19].

La glándula mamaria está constituida por un conjunto de quince a veinte lóbulos mamarios, cada uno con su aparato excretor, que se abre en el pezón por medio de un conducto lactífero.

Los lóbulos mamarios están constituidos por numerosos lobulillos que se encuentran unidos entre sí por tejido conectivo, vasos sanguíneos, por su sistema excretor y por los conductos lactíferos.

La grasa se dispone en dos capas de tamaño variable que son la capa adiposa subcutánea y la retro-mamaria.

La piel de la mama posee un grosor constante excepto en la región del complejo areola-pezón, donde se modifica en grosor y en apariencia; la piel es más gruesa y de aspecto ondulado por la presencia de unas glándulas sebáceas llamadas “tubérculos de Morgagni” que durante el embarazo son más prominentes y secretan una sustancia denominada calostro.

La anatomía radiológica de la mama está determinada por:

- ✦ **Configuración anatómica:** la disposición de la mama siguiendo el músculo pectoral mayor hace muy complejo el recogerla en su totalidad en las dos proyecciones básicas. Por eso es importante realizar un correcto posicionamiento de esta en el porta-chasis.

- ✦ **Edad de la mujer:** la apariencia de la mama varía en la pubertad, adolescencia, edad adulta y periodo senil, además de hormonas endógenas y exógenas provocan cambios en la densidad mamaria.

- ✦ **Cantidad de grasa- tejido glandular y conectivo:** El predominio de la densidad grasa en la mamografía aumenta la sensibilidad y la especificidad en la detección de anomalías.

Además hay estructuras anatómicas que por su tamaño no se pueden visualizar en la mamografía tales como los lobulillos, ductos y acinos.

1.3 PROYECCIONES DE MAMOGRAFIA

1.3.1 PROYECCIONES GENERALES

Como norma general se emplean dos proyecciones por mama, craneo-caudal y oblicua medio-lateral, dado que son complementarias, con el fin de abarcar todo el tejido mamario.

Proyección craneo-caudal

Angulación del brazo: el brazo del mamógrafo está a 0 grados.

Objetivo: Visualizar todo el parénquima mamario.

Ubicación de la mama: Se coloca la mama encima del plato del porta-chasis separándole de la pared torácica y se procede a la compresión la cual debe ser desde la zona superior donde el eje del pezón debe ser perpendicular al borde del porta-chasis.

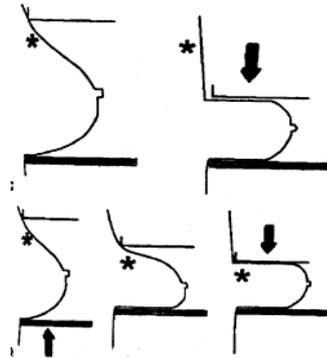


Figura 1.7: Posicionamiento craneo-caudal, (a) Mama derecha, (b) Mama izquierda [3, 14].

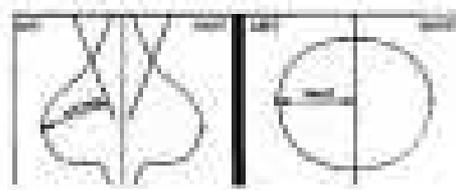


Proyección oblicuo medio-lateral

Angulación del brazo: el brazo del mamógrafo ésta de 30° a 45° para personas bajas y anchas y de 60° para personas altas y delgadas.

Objetivo: Obtener una visión panorámica de toda la mama, desde la axila hasta la pared del abdomen superior.

Ubicación de la mama: Se toma la mama, tiramos de ella hacia adelante, haciendo que la axila quede encima del borde del detector, se recomienda estirar bien el tejido mamario y se procede a la compresión.



a



b

Figura 1.8: Posicionamiento oblicuo medio-lateral [14], (a) Mama derecha [Cortesía del HPGDR], (b) Mama izquierda [Cortesía del HPGDR].

1.3.2 PROYECCIONES ADICIONALES

Estas se realizan en el área de confirmación cuando es necesario confirmar la presencia de alguna anomalía, entonces para estas proyecciones se coloca la mama por encima del plato del porta-chasis separándole de la pared torácica y se procede a la compresión. Las más habituales son:

Proyección lateral

✦ Lateral o media-lateral

Angulación del brazo: el brazo del mamógrafo está a 90° , haciendo que el porta-chasis se sitúe en la cara anterior de la mama.

Objetivo: Determinar si la posible lesión es real.

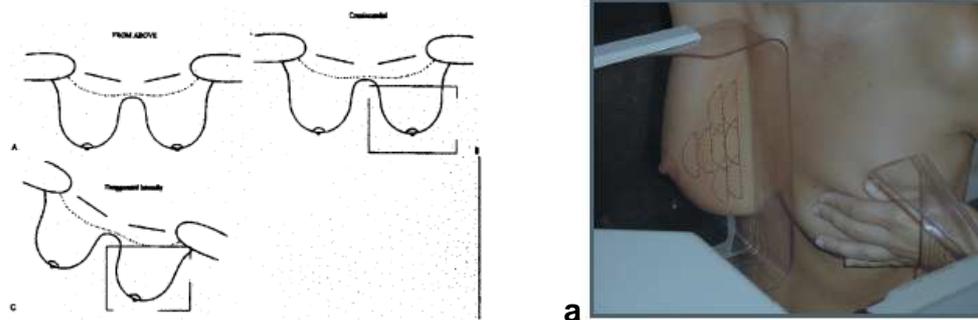


Figura 1.9: Posicionamiento lateral [14], (a) Mama derecha [Cortesía del HPGDR].

✦ Lateral-medial

Angulación del brazo: el brazo del mamógrafo está a 90° , haciendo que el porta-chasis se sitúe en la cara medial de la mama.

Objetivo: Obtener mayor definición de las posibles lesiones mediales.



Figura 1.10: Posicionamiento lateral-medial de la mama derecha [3].

Proyección caudo-craneal

Angulación del brazo: el brazo del mamógrafo está a 180°, haciendo que el porta-chasis se situé contra la parte superior de la mama.

Objetivo: Visualizar los tejidos de la parte superior de la mama.



Figura 1.11: Posicionamiento caudo-craneal de la mama derecha [Cortesía del HPGDR].

Proyección craneo-caudal

En estas proyecciones el brazo del mamógrafo está a 0°

✦ Craneo-caudal forzada o exagerada-externa

Ubicación: la paciente debe girar hacia el lado contrario a la mama radiográfica.

Objetivo: Visualizar posibles lesiones localizadas en esta zona.



Figura 1.12: Posicionamiento craneo-caudal forzada de la mama derecha.
[Cortesía del HPGDR].

✦ Craneo-caudal con rotación

Ubicación: se gira la mama órgano-axialmente.

Objetivo: Hallar el ángulo de visualización.



Figura 1.13: Posicionamiento craneo-caudal con rotación de la mama izquierda [3].

✦ **Craneo-caudal del surco inter-mamario**

Ubicación: Ambas mamas deben descansar en el porta-chasis, con el haz de rayos centrado en el surco inter-mamario.

Objetivo: Mostrar el tejido mamario que se sitúa sobre el esternón.



Figura 1.14: Posicionamiento craneo-caudal del surco inter-mamario [3].

1.4 MAMÓGRAFO DIGITAL

La mamografía digital es similar a la convencional, solo que con la fotografía digital, las imágenes de rayos X se recogen en un detector digital y son almacenadas en un ordenador en lugar de ser recogidos y almacenados en una película.

Poco a poco la mamografía digital está reemplazando a la mamografía convencional debido a:

- ✦ Que la digitalización de la imagen permite el diagnóstico de pequeñas lesiones no visibles. Obteniendo imágenes más claras de la lesión.
- ✦ Que la dosis de radiación asociados con la mamografía digital es 22 por ciento menos en promedio que la mamografía convencional ("El promedio de dosis de radiación de mama por visión era de 2,37 mGy para mamografías de film y 1,86 mGy para las digitales", dijo Hendrick).

1.4.1 FUNCIONAMIENTO

- ✦ Se necesita de un equipo de rayos X que consta de un generador de corriente y una columna con un brazo giratorio para poder obtener las distintas proyecciones radiográficas, con un tubo de rayos X, un compresor y un receptor de imagen.

- ✦ El tubo de rayos X tiene un ánodo que con frecuencia es de molibdeno que proporciona una abundante fuente de fotones de baja energía que junto con un filtro de molibdeno o rodio ayudan a realzar el bajo contraste de las estructuras y las focalizaciones del tejido mamario.
- ✦ Los fotones procedentes del tubo de rayos X atraviesan la mama, formando la imagen mamográfica.
- ✦ La imagen mamográfica es recogida en un detector digital y es almacenada en un ordenador.

1.4.2 ELEMENTOS

Los elementos más importantes en un equipo mamográfico son:

- ✦ **Generadores de rayos X.-** Son dispositivos que se alimentan de energía eléctrica y la transforman en energía radiante. Para su funcionamiento necesitan de un transformador y un rectificador.
- ✦ **Fuente de rayos X.-** En la fuente de rayos X encontramos.

Tubo de rayos X.- Consta de:

Cátodo: Fuente de electrones.

Ánodo (rotatorio): Zona de choque de los electrones.

Envoltura (metálica o de vidrio): Tiene zonas aisladas para el cátodo y/o ánodo.

Envoltura Protectora: Impide posibles descargas eléctricas, tanto para la paciente como para el médico, atenúa los rayos X, protege el tubo y reduce la radiación de fuga.

- ✦ **Material del Ánodo-Filtración.-** Tienen como función optimizar la relación calidad de la imagen-dosis en función del espesor y composición de la mama, entre los más utilizados tenemos:

Ánodos: En mamografía se usa de molibdeno con ventana de berilio, wolframio, wolframio-molibdeno, molibdeno-rodio.

Filtros: En mamografía se usa de molibdeno, aluminio, rodio, etc.

La combinación ánodo-filtro depende de la radiación característica de cada elemento.

- ✦ **Focos.-** Por lo general los equipos de mamografía posee dos focos de distinto tamaño (su tamaño influye en la nitidez).

Foco Grande (0.4 x 0.4 mm): Se usa para las imágenes de la mama en contacto con el bucky.

Foco Pequeño (0.15 x 0.15): Se usa para la técnica de magnificación (imágenes amplificadas de determinada zona de

interés, para mejorar y facilitar la visualización de posibles lesiones), en la cual se reduce el ruido y mejora la resolución espacial “aparente”

- ✦ **Rejilla.-** Es un dispositivo compuesto por láminas alternantes de plomo y material separador de baja absorción. Su objetivo es conseguir mayor contraste en la imagen y eliminar la radiación dispersa (del 75% al 85%), que alcanza la película [3].

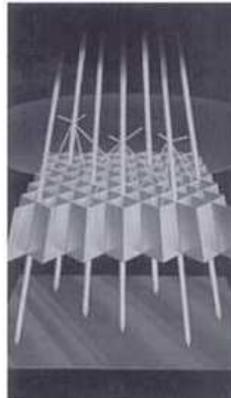


Figura 1.15: Rejilla celular de alta transmisión diseñada específicamente para la mamografía.

Se caracteriza por el número de láminas por centímetro y el tipo de material que se encuentra entre las láminas de plomo:

Relación de rejillas: Están comprendidos entre 4:1 y 5:1, la cual está definida como:

Altura de cada lámina de plomo

Distancia de dos láminas consecutivas

Número de láminas: Entre 27 y 46 líneas por cm.

Material intermedio: El materia que está entre las láminas es de fibras plásticas o aluminio.

✦ **Sistema de compresión**

Ubicación: Esta diseñado en paralelo al soporte del chasis.

Función: Disminuye la radiación dispersa, mejora el contraste y a la vez reduce la dosis.

1.4.3 IMAGEN MAMOGRÁFICA

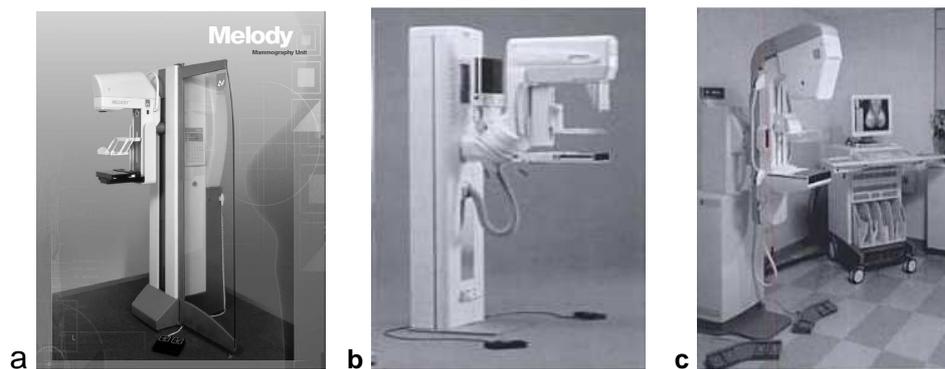


Figura 1.16: Sistemas representativos para la formación de imagen especialmente diseñados para la mamografía. (a) Mamógrafo Digital Melody, (b) Mamógrafo Siemens, (c) Mamógrafo General Electric.

Imagen Digital

Una imagen puede estar definida como una función de dos dimensiones $f(x, y)$ donde x e y son las coordenadas espaciales (plano) y la amplitud de la función f en algún par de coordenadas (x, y) es llamada intensidad o nivel de gris de la imagen en ese punto. Cuando x , y , f son cantidades discretas finitas, a dicha imagen se le llama imagen digital.

Una imagen digital está compuesta de un número finito de elementos y cada uno tiene una localidad y valor particular. A estos elementos se los llama, elementos de la imagen o píxeles.

Chasis Mamográfico

Dispositivo normalmente confeccionado de plástico fino de baja absorción a los rayos X, el cual contiene:

- ✦ **Pantalla de Refuerzo:** sirve para la protección de la lámina luminiscente fotoestimulable.
- ✦ **Lámina luminiscente fotoestimulable,** Es una lámina en la que la radiación X va a provocar un cambio de energía en sus componentes. Esta se introduce en el digitalizador, dentro del cual, será leída por un haz de láser rojo que captara los diferentes cambios de energía latentes

que serán convertidos en impulsos eléctricos y transmitidos a una matriz donde se irá dibujando la imagen digital mamográfica.

1.4.4 CALIDAD DE LA IMAGEN

Para obtener una buena imagen mamográfica se requiere de un haz de fotones con la energía suficiente para atravesar los tejidos de la mama los cuales depende del material del ánodo y del tamaño del foco emisor de fotones, además del grosor y densidad de la mama, obteniendo como resultado un buen contraste de la imagen.

Pero no solo depende del contraste para obtener una buena imagen mamográfica también hay que disminuir la borrosidad, el ruido, evitar los artefactos y la incorrecta manipulación del chasis.

- ✦ **Dosis:** la mama femenina es un órgano muy radio-sensible y hay riesgo de carcinogénesis asociado a esta técnica. La dosis a la mama se ve afectada debido a la composición y espesor de la mama, la energía de los fotones y a la sensibilidad del receptor de imagen.
- ✦ **Contraste de la imagen:** hace visibles pequeñas diferencias en la densidad de tejido blando, en mamografía es necesario que la imagen posea un alto contraste, es decir la calidad de la imagen está

directamente relacionada con la capacidad que tiene el sistema para detectar pequeñas diferencias de contraste.

✦ **Resolución:** hace posible la distinción de objetos separados en una radiografía.

Resolución global la cual depende de:

Resolución geométrica: Depende del tamaño del foco y de la magnificación, cuando mayor es la magnificación mas se degrada los bordes del objeto, incrementando la borrosidad.

Receptor de la imagen: Depende de las rejillas y del conjunto película-pantalla donde: Si las rejillas son mal utilizadas su imagen puede aparecer en la radiografía.

Borrosidad cinética: Depende del tiempo de exposición y de la compresión. La borrosidad cinética hace invisibles pequeños detalles (calcificaciones por debajo de 0.1 mm), debido al movimiento de la mama. Por lo tanto para disminuir la borrosidad se recomienda que el tiempo de exposición a una mama promedio no sea mayor a 2 segundos además necesita de una buena compresión.

Resolución y contraste: la pérdida tanto de resolución como de contraste produce una escasa visualización de las microcalcificaciones.

- ✦ **Ruido:** establece hasta dónde es posible reducir la dosis y así identificar un objeto particular frente al fondo, en mamografía el ruido influye bastante debido a que la imagen se visualiza a corta distancia e incluso con lupa, para disminuirlo depende de la calidad del haz de rayos X y del grano de la película. Definiendo al ruido como cualquier variación de la señal de entrada o de salida que interfiere con la detección de la señal adecuada.

1.5 MAMÓGRAFO DIGITAL TIPO MELODY

Es el resultado de la combinación de la más avanzada y sofisticada tecnología disponible en el mercado, diseñada para proporcionar todas las características esenciales para la correcta evaluación en el Campo de la Mamografía.

Día a día la importancia del diagnóstico temprano de cáncer de seno es mucho más evidente, y las actividades de investigación son una continua confirmación al respecto.



Figura 1.17: Mamógrafo Digital Tipo Melody [Cortesía del HPGDR].

1.5.1 CARACTERÍSTICAS

El equipo Melody ayuda al médico en el reconocimiento patológico en un estado muy temprano, gracias a la alta calidad de las imágenes las cuales permiten la detección de inclusive las más pequeñas lesiones del tejido, y de microcalcificaciones. Tiene características como:

- ✦ Un Tubo de Rayos X de Molibdeno con punto focal dual, porta chasis de fibra de carbono con rejilla vibradora de alto rendimiento y generador de frecuencia. Garantizan imágenes de alta resolución en cualquier condición de operación.

- ✦ El control automático de exposición (CAE) funciona con la técnica de “Punto Cero” la cual automáticamente ajusta todos los parámetros de exposición (kVp, mA, s) dependiendo de la verdadera densidad del tejido, y selecciona el filtro más adecuado (Molibdeno o Radio) para obtener la mejor imagen posible con la mínima intervención del operador.
- ✦ Es posible ajustar cuatro técnicas de exposición (Estándar, alto contraste, baja dosificación, rango extendido de kVp) de tal modo que se obtiene la máxima calidad de imagen en cualquier condición definida.

1.5.2 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO

MELODY es un equipo de diagnóstico de rayos X para la ejecución del examen radiológico de la mama (mamografía) con todas las técnicas utilizadas actualmente en la aplicación de diagnóstico clínico.

MELODY para su alto rendimiento consta de:

- ✦ Tubo de radiografía de ánodo giratorio con 0,1 y 0,3 mm de enfoque y 300kHU de capacidad de almacenamiento de calor.

- ✦ Potter-Bucky con rejilla de fibra de carbono para el apoyo de la mama, y así reducir la dosis del paciente.
- ✦ Generador potencial constante de alta frecuencia (25 kHz) con valores de ondulación muy bajos (típico 2%) que garantiza, junto con el filtro de molibdeno, la calidad de la radiación óptica para la aplicación de la mamografía.
- ✦ La unidad está equipada en serie con un sofisticado control de exposición automático (CEA) que permite el uso de la técnica de Punto cero, es decir, todos los parámetros de exposición (kVp, mAs) se seleccionan automáticamente por el CEA en función de la densidad real de la mama a examinar.
- ✦ La técnica de Punto cero kVp elige el valor en el rango entre 24 y 28.5 que, como está documentado en varios estudios clínicos, es el valor optimizado para maximizar el contraste en los tejidos del seno.
- ✦ Un procedimiento de calibración avanzada está disponible para permitir que la unidad sea "ajuste fino", de acuerdo a los resultados de las películas, casetes y procesadores de la película disponible en el sitio.

- ✦ El interfaz del operador se basa en una evidentemente amplia visualización de LCD legible. Los mensajes se pueden mostrar en uno de los 8 idiomas.

- ✦ El equipo se suministra con una serie de características de seguridad tales como: protección contra la doble exposición o la exposición sin casete, de liberación rápida del compresor, compresor de liberación automática en caso de fallo de red.

- ✦ Visualización de la carga térmica cargado en el ánodo del tubo de rayos X y la protección contra sobrecargas y sobrecalentamiento.

- ✦ Memorización de los parámetros de las últimas 1.300 exposiciones con la posibilidad de descargar a un PC.

- ✦ Auto-diagnóstico con mensajes de aviso y alarma que aparecen con claridad en el idioma seleccionado.

- ✦ Un fantoma (incluido) permite al operador realizar una comprobación diaria de la unidad, para evitar posibles fallos.

1.5.3 COMPONENTES DEL EQUIPO

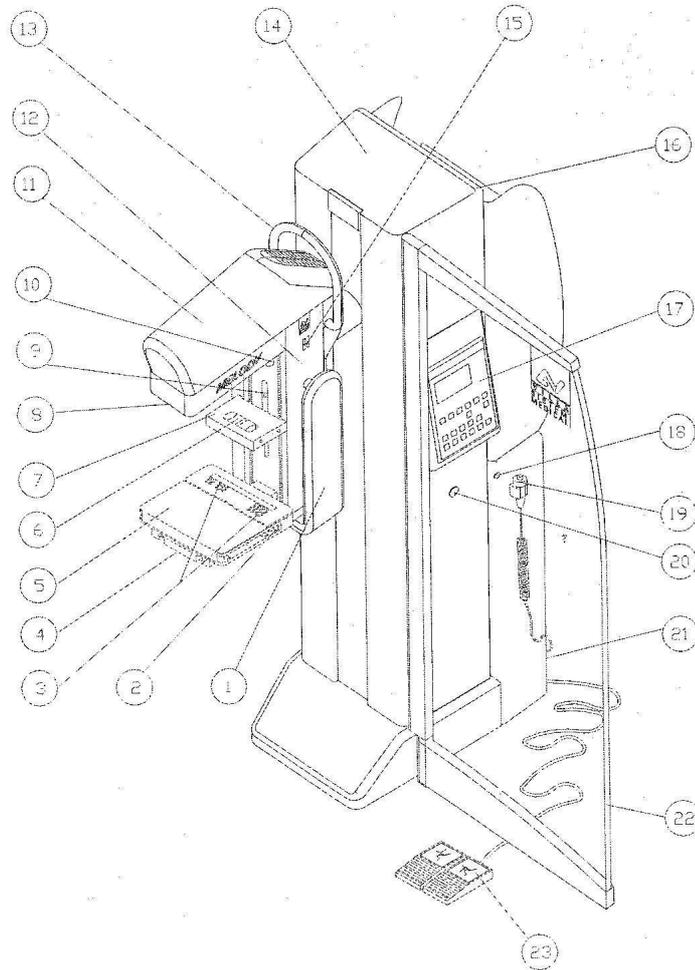


Figura 1.18: Partes del Mamógrafo MELODY [15].

1. Asa de soporte para el paciente.
2. Palanca de extracción de casete.
3. Señaladores de película.
4. Posición del selector AEC (por debajo de la Porta Bucky).
5. Porta Bucky.

6. Palanca de expulsión del compresor.
7. Soporte del compresor.
8. Colimador.
9. Agujeros para el dispositivo de la ampliación de centrado y bloqueo.
10. Goniómetro.
11. Tubo de rayos X.
12. Brazo en C.
13. Mango giratorio para el brazo en C de posición rotatoria.
14. Columna.
15. Doble pulsador para el brazo en C de movimiento vertical.
16. Estantes de almacenamiento de accesorios.
17. Panel de control y pantalla.
18. Interruptor de encendido / apagado
19. Botón a presión para la emisión de rayos X
20. Botón de emergencia.
21. Conexiones para dispositivos externos.
22. Protector de vidrio de los rayos X.
23. Doble pedal de control del compresor.

Panel de control

Un breve sonido se reproduce cada vez que se pulsa un botón
Es normal que el sonido dure unas fracciones de segundo después de que los botones han sido presionados.

Para asegurarse de que el comando se ha aceptado, se mantiene pulsado el botón hasta escuchar el sonido [15].

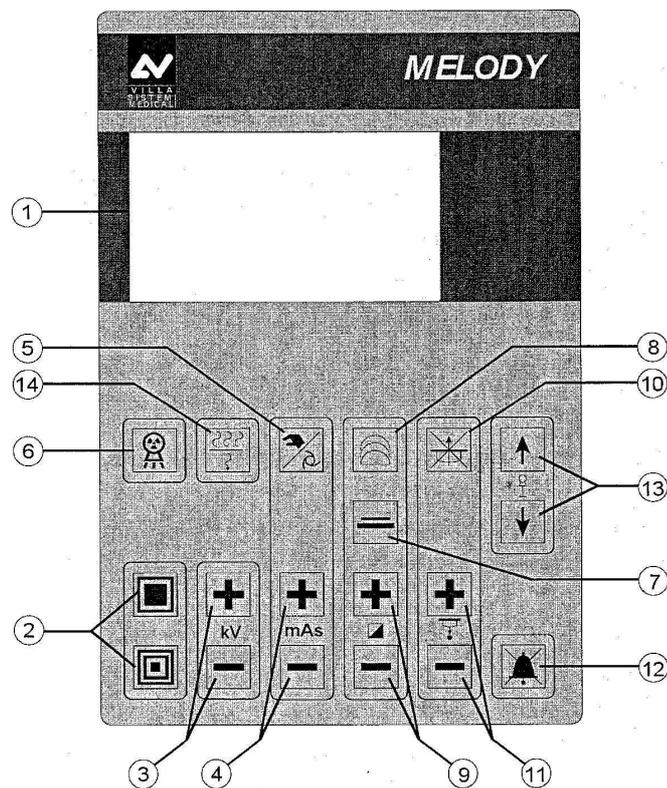


Figura 1.19: Detalle de las partes del panel de control-Mamógrafo MELODY [15].

1. Pantalla de cristal líquido.
2. Selección del punto focal.
3. Selección de kVp (sólo un modo de punto o en modo manual) o en incrementos de 5kVp.
4. Selección de mAs (modo manual). Incrementos del 25%.
5. Selección de la técnica (Modo punto cero, modo punto uno, el modo manual).

6. Lámpara de señalización de emisión de rayos X.
7. Selección de combinación de pantalla de película
8. Selección de campo AEC (sólo si la selección electrónica AEC está instalada).
9. Selección de densidad (la oscuridad) de película (11 valores desde el 5 hasta -5).
10. Modalidad de descompresión de mama (manual o automático y en el de la exposición).
11. La fuerza de compresión programada (1 al 20).
12. Parar la alarma acústica y las funciones de restauración después de error o advertencia.
13. Movimiento vertical del brazo en C.
14. Filtro de selección (opcional) de Mo / Rh

➤ Pantalla

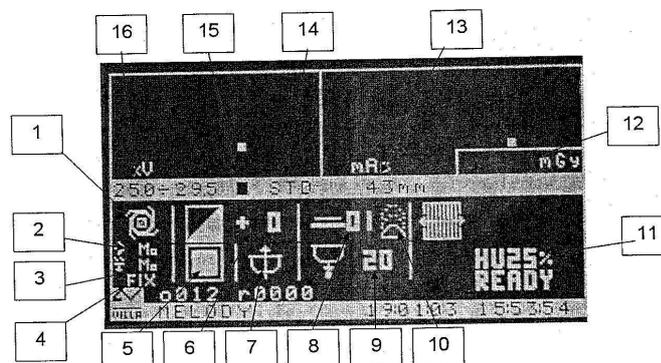


Figura 1.20: Detalle de las partes de la pantalla del panel de control-Mamógrafo MELODY [15].

1. Seleccionador de la Técnica (Manual, Punto Cero, Punto Uno).
2. La composición del ánodo de Mo (estándar).
3. Material de filtro (Rh sólo para filtro automático).
4. Selección de la combinación ánodo-filtro:

AUTO: Selección automática ánodo / filtro (se muestra antes de la exposición).

FIX: Selección manual de ánodo / filtro (se muestra antes de la exposición).

EXP: Combinación utilizada durante la exposición de ánodo / filtro (se muestra después de la exposición).

5. Selección del punto focal.
6. Corrección de la densidad óptica.
7. Descompresión automática al final de la exposición habilitada con discapacidad
8. Número de película / pantalla.
9. Indicador de presión de compresión.
10. Posición del detector AEC (opcional).
11. Nivel de tubo HU.
12. Indicación de dosis.
13. Espesor de la mama comprimida.
14. Modo de funcionamiento STD (estándar), EXT (extendido), HC (alto contraste), LD (dosis baja).

15. Corrección de kVp en el rango de kVp a seleccionar 0, 0,5, 1, 1,5 kV.

16. Rango seleccionado en kVp para el modo de Punto Cero.

CAPÍTULO II

2 PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD DE UN EQUIPO DE MAMOGRAFÍA

2.1 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

La Protección Radiológica es una actividad multidisciplinaria de carácter científico y técnico, que tiene como objetivo la protección de las personas y del medio ambiente contra los efectos dañinos que pueden resultar de la exposición a las radiaciones ionizantes, sin limitar de forma indebida las prácticas beneficiosas de la exposición a las mismas.

Definiciones utilizadas en protección radiológica

- ✦ **Radiación ionizante (RI):** Las radiaciones ionizantes se tratan de partículas o fotones de muy alta frecuencia con la suficiente energía como para producir ionización (extracción de partículas cargadas del átomo) rompiendo los enlaces atómicos que mantienen a las moléculas unidas en las células.

- ✦ **Dosis absorbida (D):** Es la magnitud física que permite determinar la energía media absorbida en el medio por unidad de masa debido a la radiación que incide sobre él. Su unidad de medida es el Gray (Gy).

- ✦ **Dosis equivalente (H):** Es la dosis absorbida en un órgano o tejido, ponderada en función del tipo y calidad de la radiación. Su unidad de medida es el Sievert (Sv).

- ✦ **Dosis efectiva (E):** Es la suma ponderada de las dosis equivalentes en los distintos órganos y tejidos del cuerpo a causa de las irradiaciones internas y externas. Su unidad de medida es el Sievert (Sv).

2.1.1 EFECTOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES

- ✦ **Inmediatos:** El daño inmediato causado por las radiaciones ionizantes es proporcional a la cantidad de radiación recibida por encima de un valor determinado. La gravedad del daño depende de la dosis recibida, también del tipo de radiación y del tejido expuesto.

Si las dosis absorbidas son superiores a 0,5 Gy y se reciben en un breve periodo de tiempo, al cabo de dos o tres meses de expuesto se producen los efectos inmediatos.

Estos efectos que generalmente resultarán de la muerte de células se conoce como efectos determinísticos, graduales o no estocásticos.

En dosis mayores de 3 a 5 Gy resultan mortales para el 50%, aproximadamente, de las personas expuestas pese a que reciban atención médica oportuna.

- ✦ **Diferidos o tardíos:** Aunque no existan los efectos inmediatos, los tejidos de la persona expuesta pueden haber recibido un daño suficiente para producir efectos retardados, que se manifestarán muchos años después de la exposición. El cáncer es el más significativo de estos efectos.

2.1.2 CLASIFICACIÓN DEL PERSONAL Y LÍMITES DE DOSIS

Clasificación del personal

- ✦ **Miembros del público:** la exposición es involuntaria; no hay un beneficio directo al individuo expuesto, para su control se lleva a cabo monitoreo ambiental. El límite de dosis efectiva será de 1 mSv por año oficial [3].
- ✦ **Personal ocupacionalmente expuesto:** la exposición es voluntaria, para su control hay entrenamiento específico y monitoreo individual. El límite de dosis será de 100 mSv durante todo el periodo de cinco años oficiales consecutivos, sujetos a una dosis efectiva máxima de 50 mSv en cualquier año oficial [3].

- ✦ **Pacientes:** la exposición es voluntaria (consentimiento informado), hay beneficio directo al individuo expuesto [3].

Límites de dosis

DOSIS EFECTIVA	Personas profesionalmente expuestas	Trabajadores	100 mSv/5 años oficiales consecutivos (máximo: 50 mSv/cualquier año oficial)
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)	6 mSv/año oficial
	Personas profesionalmente no expuestas	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)	1 mSv/año oficial
DOSIS EQUIVALENTE	Personas profesionalmente expuestas	Trabajadores	
		Cristalino	150 mSv/año oficial
		Piel	500 mSv/año oficial
		Manos, antebrazos, pies y	500 mSv/año oficial

		tobillos	
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)	
		Cristalino	50 mSv/año oficial
		Piel	150 mSv/año oficial
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	150 mSv/año oficial
	Personas profesionalmente no expuestas	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)	
		Cristalino	15 mSv/año oficial
		Piel	50 mSv/año oficial
CASOS ESPECIALES	Embarazadas (feto)	Debe ser improbable superar	1 mSv/embarazo
	Lactantes	No debe haber riesgo de contaminación radiactiva corporal	
EXPOSICIONES ESPECIALMENTE AUTORIZADAS	Sólo trabajadores profesionalmente expuestos de categoría A: en casos excepcionales las autoridades competentes pueden autorizar exposiciones individuales superiores a los límites establecidos, siempre que sea con limitación de tiempo y en zonas delimitadas.		

Tabla I: Límites anuales de dosis [20].

2.1.3 CLASIFICACIÓN DE ZONAS

- ✦ **Zona vigilada:** Existe la posibilidad de recibir dosis efectiva superiores a 1 mSv por año oficial, o una dosis equivalente superior a 1/10 de los límites de dosis equivalente para el cristalino, piel y extremidades [3].
- ✦ **Zona controlada:** es aquella zona en la que existe la posibilidad de recibir dosis efectivas superiores a 6 mSv por año oficial o una dosis equivalente superior a 3/10 de los límites de dosis equivalente para el cristalino, la piel y las extremidades [3].
- ✦ **Zona de permanencia limitada:** Son aquellas en la que existe riesgo de recibir una dosis superior a los límites anuales de dosis legislados a lo largo de un trabajo habitual y continuo [3].
- ✦ **Zona de permanencia reglamentada:** Son aquellas en las que existe el riesgo de recibir en cortos periodos de tiempo una dosis superior a los límites anuales de dosis legisladas [3].
- ✦ **Zona de acceso prohibido:** Es aquella en la que existe riesgos de recibir en una exposición única, dosis superior a los límites anuales de dosis legislada [3].

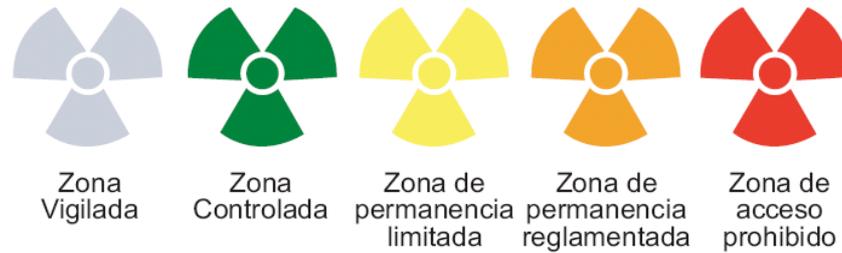


Figura 2.1: Señalización internacional de radiactividad

2.1.4 PARÁMETROS BÁSICOS DE RADIOPROTECCIÓN

- ✦ **Distancia a la fuente:** Para una menor dosis de radiación debe haber mayor distancia entre la fuente-objeto. La dosis tiene una dependencia del inverso del cuadrado de la distancia.
- ✦ **Tiempo de exposición:** Para una menor dosis de radiación, el tiempo de exposición debe de ser menor. La dosis tiene una dependencia directa del tiempo de exposición

Blindaje o barrera: son estructuras hechas con materiales absorbentes para cada tipo de radiación que son capaces de reducir el valor de la exposición a valores aceptables.

2.1.5 PRINCIPIOS DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

- ✦ **Justificación:** Toda actividad que implique el uso de radiaciones ionizantes estará debidamente justificada en base al beneficio que la misma produzca tanto para los individuos expuestos a dichas radiaciones como para la sociedad en general.

- ✦ **Optimización:** Las dosis de radiación y el número de personas expuestas se mantendrán en los niveles más bajos como sea razonablemente posibles teniendo en cuenta los factores económicos y sociales aplicables.

- ✦ **Limitación:** Las dosis de radiación estarán en cualquier caso por debajo de los límites de dosis legalmente establecidos.

2.1.6 MONITOREO AMBIENTAL

El monitoreo ambiental es un proceso de observación repetitiva, con objetivos bien definidos relacionado con uno o más elementos del ambiente, de acuerdo con un plan temporal [22].

Mediante un monitoreo ambiental se realizan mediciones repetidas con el objetivo de seguir la evolución de un parámetro durante un intervalo de tiempo, logrando así, garantizar el estado del tubo de rayos X y comprobar que el

equipo no esté produciendo radiación secundaria, la cual afecta no solo al personal que labora allí, sino también a los pacientes, ya que están expuestos a más radiación de la requerida.

La radiación secundaria tienen dos tipos: la radiación de dispersión y la radiación de fuga.

- ✦ **La radiación de dispersión:** es el resultado de la interacción del haz útil con cualquier objeto, causando que algunos rayos X sean dispersados.
- ✦ **La radiación de fuga:** es la radiación emitida de la carcasa del tubo de rayos X en todas las direcciones diferentes al del haz útil, si la carcasa del tubo de rayos X está diseñada correctamente la radiación de fuga nunca excederá el límite regulador (1 mGy/h a 1m).

Para evaluar la eficacia de un sistema de regulación y de control, se debe realizar diversas medidas de dosis equivalente ambiental en las zonas adyacentes al recinto de irradiación, tomando en cuenta la posición del tubo, la dirección del haz de rayos X, la posición del paciente y las áreas contiguas que limitan con la zona controlada, utilizando un monitor de radiaciones tal como una cámara de ionización calibrada [11].

2.2 PARÁMETROS DE CONTROL

Los parámetros de control están divididos en dos grupos, estos pueden ser esenciales o complementarios.

2.2.1 PARÁMETROS FUNDAMENTALES

Parámetros geométricos

✦ Coincidencia campo de radiación-receptor de la imagen

La alineación campo de radiación-receptor de la imagen asegura que el sistema de colimación no permita que haya radiación más allá del receptor de la imagen.

Por el lado del tórax no deben de sobresalir los rayos X de la película más de 5mm y los lados laterales deben de quedar cubiertos por los rayos X hasta los bordes del chasis [3, 14].

Calidad del haz

✦ Exactitud y reproducibilidad de la tensión

La exactitud y la reproducibilidad de la tensión aseguran la concordancia entre el valor de kVp nominal seleccionado y el real suministrado [3].

Con un kilovoltímetro se realiza una comprobación de la tensión del tubo en todo el rango de tensiones utilizadas, en intervalos de 1 kV. La reproducibilidad

se mide mediante exposiciones repetidas con una tensión fija que se utilice normalmente en la clínica.

✦ Capa Hemirreductora

La capa hemirreductora es adecuada para minimizar la dosis de la mujer sin reducir excesivamente el contraste de la imagen [3]. La capa hemirreductora (CHR) se determina añadiendo filtros de aluminio (Al) al haz de rayos X y midiendo la atenuación [14]. La capa hemirreductora se calcula aplicando la fórmula:

$$\text{CHR} = \frac{X_1 \cdot \ln(2Y_2/Y_0) - X_2 \cdot \ln(2Y_1/Y_0)}{\ln(Y_2/Y_1)}$$

La lectura de la exposición directa se indica como Y_0 ; Y_1 e Y_2 son las lecturas de exposición obtenidas con el aluminio añadido con espesores X_1 y X_2 respectivamente.

Para ello se requiere:

Un aluminio de pureza $\geq 99,0$ %. El grosor de las láminas de aluminio debería medirse con una precisión del 1%.

Que el rendimiento del equipo de rayos x sea estable.

También se mide la CHR para otros niveles de energía (clínicos), para el cálculo de la dosis glandular [3,14].

Tiempo de exposición

✦ Tiempo de exposición para las condiciones clínica

El tiempo de exposición para las condiciones clínicas verifica que las imágenes sean obtenidas por debajo de 2 segundos.

Rendimiento

✦ Valor del rendimiento

El objetivo es determinar el rendimiento del tubo asegurándose que se alcanza el mínimo necesario. Puede utilizarse estos valores para la evaluación dosis-mujer [3].

✦ Reproducibilidad

Por medio de esta prueba se pretende evaluar la reproducibilidad (capacidad de reproducirse o replicarse) del rendimiento.

Rejilla

El objetivo de una rejilla Ideal sería transmitir toda la radiación primaria del haz de rayos X y absorber toda la radiación dispersa.

En la práctica, las rejillas de mamografía transmiten el 60% - 75% de la radiación primaria y absorben el 75% - 85% de la dispersa.

El comportamiento de una rejilla se caracteriza por el incremento de contraste que produce y el incremento de dosis que implica su uso.

El primer efecto se mide por el Factor de Incremento de Contraste (FIC) definido como el cociente entre los contrastes de la imagen con y sin rejilla.

El incremento de dosis se mide mediante el Factor de Rejilla (FR) definido por el cociente de la dosis con rejilla y sin rejilla. La relación entre ambos factores es:

$$FR = 1/T = FIC/T_p$$

Donde T y T_p representan respectivamente las fracciones de radiación total (primaria + dispersa) y primaria transmitidas por la rejilla [14].

Control automático de exposición (CAE)

La eficacia del Control Automático de la Exposición (CAE) se describe por la reproducibilidad y exactitud del control automático de densidad óptica, bajo condiciones variables tales como diferentes espesores del objeto y tensiones del tubo [14].

✦ Reproducibilidad del CAE

La reproducibilidad del CAE se realiza con parámetros a largo y corto plazo los cuales tienen el mismo objetivo que el parámetro de incremento de la DO por paso del selector de densidades.

Corto Plazo: Se coloca el dosímetro en el haz de rayos X pero sin cubrir el detector del CAE. La reproducibilidad a corto plazo del CAE se calcula mediante la desviación de la lectura del medidor de exposición en 10 exposiciones rutinarias [14].

Largo Plazo: La reproducibilidad a largo plazo se evalúa a partir de la medida de la densidad óptica y los mAs resultantes de las exposiciones del bloque de PMMA (polimetilmetacrilato), en el control de calidad de alta periodicidad. Las causas de las desviaciones se obtienen comparando los datos de sensitometría diarios y los registros de mAs [14].

Sistema de compresión

✦ Deformación del compresor

El objetivo es descartar una deformación del compresor y esto se comprueba cuando la distancia entre la superficie del bucky y la placa de compresión en cada esquina tienen la misma distancia respectivamente.

✦ Fuerza de compresión

El objetivo es la comprobación de la fuerza de compresión y la verificación de la medida del espesor con respecto al indicado en el mamógrafo, sin permitir una compresión excesiva [3].

Calidad de imagen

✦ Contraste de la imagen

El objetivo de este parámetro es verificar que la imagen esté presentando el contraste adecuado para que sean visibles pequeñas diferencias existentes en la densidad del tejido blando.

El contraste está determinado esencialmente por el contraste inherente del objeto el cual depende de la atenuación de las distintas estructuras presentes en la mama (Tabla 2), de la calidad de la radiación y de la cantidad de radiación dispersa presente en la imagen [14].

DEFINICIÓN RADIOGRÁFICA		RUIDO RADIOGRÁFICO	
CONTRASTE	BORROSIDAD	MOTEADO	ARTEFACTOS
Contraste inherente	Movimiento		Equipo de rayos X
Diferencias de absorción			Filtro
Espesor	Compresión		Rejilla
Número atómico	Tiempo de exposición		Bucky
Calidad de la radiación	Geometría	Moteado Cuántico	Receptor de la imagen
Material del ánodo (Mo, Rh, W)	Tamaño del foco		Chasis
Kilovoltaje (kVp)	Distancia foco-objeto	Absorción, eficiencia de conversión y difusión de la luz	
Filtración (Mo, Al, Rh)	Distancia objeto-receptor de la imagen	Calidad de la radiación	
Contraste			Manejo
			Huellas de dedos
			Arañazos

Tabla II: Factores que afectan a la calidad de la imagen

Dosimetría

✦ Kerma en aire en la superficie de entrada

Esta medida se lleva a cabo en condiciones de referencia y en condiciones clínicas, bien con el CAE o mediante exposición manual. La medida consiste en dos partes:

- 1) Determinación de la carga del tubo (mAs) para las condiciones seleccionadas.
- 2) Medida del kerma en aire en la superficie de entrada para dicha carga.

Alternativamente el kerma en aire en la superficie de entrada se obtiene de las medidas de rendimiento del tubo de rayos X, en condiciones de buena geometría (haz estrecho) [20].

Densidad Óptica (DO)	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6	1.8
KASE (mGy)	9	11	13	15	17	19

Tabla III. Valores límite del kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) en función de la densidad óptica neta [1].

2.3.2 PARÁMETROS COMPLEMENTARIOS

Parámetros geométricos

✦ **Indicador de la distancia fuente-receptor de la imagen**

Determinar la distancia fuente-receptor de la imagen, verificando la coincidencia con lo especificado por el fabricante [3]. Se mide la distancia entre la marca que indica el foco en la carcasa del tubo y la superficie superior del bucky. Se le suma la distancia entre la superficie del bucky y la parte superior del receptor de imagen [14].

✦ **Coincidencia campo de luz-campo de radiación**

La falta de alineación entre el campo de luz y el campo de radiación permite que el borde del compresor se extienda más allá del receptor.

✦ **Tamaño del foco**

La medida del tamaño del punto focal tiene por objeto determinar sus dimensiones físicas en el momento de la instalación o cuando la resolución haya disminuido marcadamente. Para el control de calidad rutinario la evaluación de la resolución espacial se considera adecuada.

Las dimensiones del punto focal pueden ser obtenidas mediante la utilización de uno de los siguientes tres métodos.

1. Método de patrón en estrella; un método conveniente (prueba rutinaria).

2. Cámara de hendidura; un método complejo, pero preciso para obtener dimensiones exactas (prueba de aceptación).
3. Cámara de pinhole; un método complejo pero preciso para determinar la forma (prueba de aceptación).

De acuerdo con la norma IEC/NEMA, un punto focal 0.3 está limitado a una anchura de 0.45mm y a una longitud de 0.65mm. Un punto focal 0.4 está limitado a 0.60 y 0.85 respectivamente. No se da un valor límite específico: la medida del rendimiento de imagen del punto focal está incorporada en los límites para resolución espacial y alto contraste [14].

Dosimetría

✦ Determinación de la dosis promedio en tejido glandular

La dosis promedio en tejido glandular se puede determinar mediante la expresión:

$$D_G = \frac{1}{T-1} \int_{1/2}^{T-1/2} D(x) dx$$

Donde T es el espesor de la mama y D(x) es la dosis absorbida en función de la profundidad (x) en la mama. Se asume la piel con un espesor de 1/2 cm.

Es difícil medir la dosis en tejido glandular de forma directa, por lo que en general para su determinación se utilizan factores de conversión que relacionan el kerma incidente con la dosis.

La dosis en tejido glandular (DG) se obtiene a partir del KASE haciendo uso de factores de conversión (g) que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo:

$$DG = KASE \times g$$

Dance (1990), Wu y Cols. (1991 y 1994) y Boone (1999). Han calculado los factores de conversión g por medio de métodos de Monte Carlo (Tabla IV).

CHR (mm Al)	30	40	50	60	70	80
0.25	0.234	0.174	0.137	0.112	0.094	0.081
0.30	0.274	0.207	0.164	0.135	0.114	0.098
0.35	0.309	0.235	0.187	0.154	0.130	0.112
0.40	0.342	0.261	0.209	0.172	0.145	0.126
0.45	0.374	0.289	0.232	0.19	0.163	0.140
0.50	0.406	0.318	0.258	0.214	0.177	0.154
0.55	0.437	0.346	0.287	0.236	0.202	0.175
0.60	0.466	0.374	0.310	0.261	0.224	0.195
0.65	0.491	0.399	0.332	0.282	0.244	0.212

Tabla IV: Factores de conversión g , para el cálculo de la DG para distintos espesores de la mama a partir del KASE (Dance 1990) [14].

✦ **Detección y medida de la radiación de fuga**

El objetivo de este parámetro es evaluar la radiación de fuga del tubo de rayos

CAPÍTULO III

3 PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL MAMÓGRAFO DIGITAL TIPO MELODY

Para la elaboración del “Protocolo de Control de Calidad para el Mamógrafo Digital tipo MELODY” se hizo una revisión de diferentes protocolos y normas de control de calidad para equipos de mamografía, los cuales se analizaron detenidamente para así obtener un protocolo completo y apto para ser aplicado en el HPGDR.

Entre el material revisado tenemos: el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico SEFM-SEPR 2002, el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía, el Protocolo Europeo para el Control de Calidad de los aspectos Físicos y Técnicos en el Cribado Mamográfico, el Control de Calidad en Mamografía-Protocolo Elaborado en el marco de dos proyectos regionales ALCAL/OIEA (octubre del 2006), El Control de Calidad en Mamografía, guía práctica 2000-Documentos técnicos de Soúde Pública (Serie C. Nº 8), la Guía de Técnica Mamográfica en Cribado Poblacional (Serie E. Nº 44), la Guía Técnica de Calidad-Garantía de calidad en instalaciones de Radiodiagnóstico, por Eduardo Guibelalde.

El presente Protocolo servirá para verificar un correcto funcionamiento del Mamógrafo Digital Tipo MELODY, para así poder disponer de imágenes que tengan la mejor calidad.

En este trabajo se puntualiza la calificación que tiene cada prueba, la precisión del proceso a través de los valores de tolerancia, la frecuencia es decir la periodicidad con que se sugieren realizan las pruebas, tiempo estimado, la descripción general del material, el personal requerido y el método en el cual se detalla el proceso a seguir para la realización de cada prueba.

Varias de las pruebas de mamografía indicadas a continuación deben realizarse en condiciones concretas definidas como condiciones de referencia. Otras conviene realizarlas seleccionando la técnica habitual del centro para obtener las imágenes mamográficas de una mama de características promedio. Estas condiciones se han denominado condiciones clínicas [12].

3.1 TIPOS DE PRUEBAS

Pruebas de aceptación

Los equipos de rayos X que se pongan en funcionamiento serán sometidos a una prueba previa a su uso clínico que determinará su aceptación. Las pruebas

de aceptación de los equipos, cuyos parámetros a verificar tendrán que estar detallados en las especificaciones de compra. [19].

Pruebas de constancia

Las pruebas de constancia serán las que se utilizarán en este presente protocolo, con las cuales se pretende vigilar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. A su vez estas se clasifican en pruebas de constancia inicial y pruebas de constancia periódicas [19].

Las pruebas de constancia inicial parten siempre de un valor de referencia (la primera revisión del equipo y de sus componentes), luego de las pruebas de aceptación. Existe la posibilidad de tomar nuevas medidas de referencia cuando alguno de sus componentes del equipo es remplazado, o cuando se observan cambios en el funcionamiento del mismo.

Tomando como referencia los valores de las pruebas de constancia inicial o los valores referenciales del fabricante, se realizan las pruebas de constancia periódicas, con las cuales se verifica la constancia en el funcionamiento del equipo permitiéndole al operador detectar variaciones en la producción y en la calidad de imágenes.

3.2 PARÁMETROS GEOMÉTRICOS

3.2.1 COINCIDENCIA CAMPO DE RADIACIÓN-RECEPTOR DE LA IMAGEN

- ✦ **Calificación:** Fundamental
- ✦ **Tolerancias:** Por el lado del tórax, el haz de radiación no debe de exceder el chasis más de 5 mm y por los lados laterales, el haz de radiación debe cubrir el chasis hasta los bordes
- ✦ **Frecuencia:** Inicial, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará dos chasis para mamografía digital, dos absorbentes de rayos X (monedas) y una regla.

Afirmar que el sistema de colimación no permita que haya radiación más allá del receptor de la imagen. Para ello se coloca uno de los chasis en la bandeja del bucky y el otro chasis en el tablero de soporte de la mama, este debe sobresalir unos 30 mm del lado de la pared torácica. Se marca el lado de la pared torácica del bucky colocando dos monedas encima del chasis (Fig. 3.1).



Figura 3.1: Método de medida de la alineación campo de radiación-chasis en el lado de la pared del tórax [14].

Para verificar la coincidencia del haz de rayos X, del tablero y del receptor de la imagen bastara con leer ambos chasis en el digitalizador y comparar las imágenes de las monedas.

3.2.2 ARTEFACTOS DEL EQUIPO

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** Los dispositivos que interceptan el haz de rayos X no deben generar artefactos en la imagen.
- ✦ **Frecuencia:** Inicial, tras cambios / Semestral.
- ✦ **Tiempo estimado:** 20 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará una lámina de 2 cm de PMMA y un chasis para mamografía digital.

Eliminar artefactos en la imagen, ocasionados por mala utilización de los materiales. Para ello el chasis debe estar en la posición habitual, se ubica la lámina de PMMA dentro del haz de rayos X y se realiza una exposición a 25 kVp [12].

3.2.3 INDICADOR DE LA DISTANCIA FUENTE-RECEPTOR DE LA IMAGEN

- ✦ **Calificación:** Complementario.
- ✦ **Tolerancias:** La distancia deberá ser > 600 mm.
- ✦ **Frecuencia:** Inicial, tras cambios.
- ✦ **Tiempo estimado:** 5 minutos.
- ✦ **Personal:** Técnico.

Material y Método

Se utilizará una regla.

Verificar la coincidencia con lo especificado por el fabricante. Para ellos se mide con una regla la distancia entre el foco indicado en el equipo (desde la marca que indica el foco en la carcasa del tubo) y la superficie del bucky. Se le suma la distancia entre la superficie del bucky y la parte superior del receptor de imagen [20].

3.2.4 COINCIDENCIA CAMPO DE LUZ-CAMPO DE RADIACIÓN

- ✦ **Calificación:** Complementario.
- ✦ **Tolerancias:** Coincidencia campo de luz-campo de radiación ± 5 mm en cualquier lado.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios.
- ✦ **Tiempo estimado:** 10 minutos
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará dos chasis para mamografía digital, dos absorbentes de rayos X (monedas) y una regla.

Verificar que no haya radiación más allá del receptor de la imagen. Lo cual se puede controlar al mismo tiempo que la prueba de coincidencia entre el haz de radiación y receptor de la imagen, delimitando el campo de luz con marcadores radiopacos (monedas) [12, 14].

3.2.5 TAMAÑO DEL FOCO

- ✦ **Calificación:** Complementario.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios de la resolución.

✦ **Tiempo estimado:** 60 minutos.

✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un patrón estrella, un soporte de prueba apropiado, un chasis para mamografía digital y una lupa con retícula.

Patrón estrella Las dimensiones del punto focal pueden ser estimadas a partir del “diámetro de la borrosidad” en la imagen (amplificación de 2.5 a 3) del patrón estrella (Fig. 3.2 (a, b)).

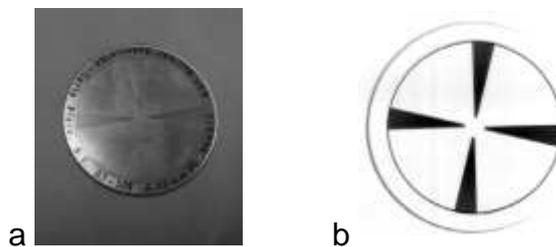


Figura 3.2: (a) Patrón de estrella, (b) Imagen del patrón de estrella

La distancia entre las partes más externas borrosas se mide en dos direcciones: perpendicular y paralelo al eje del tubo.

El chasis se coloca sobre el bucky (sin rejilla).

El punto focal se calcula aplicando la fórmula

$$f = \frac{\pi \times \theta}{180} \times \frac{D_{\text{blur}}}{(M_{\text{star}}^{-1})}$$

Donde θ es el ángulo de los radios radiopacos, y D_{blur} es el diámetro de la borrosidad.

El factor de magnificación (M_{star}) se determina midiendo el diámetro del patrón estrella en la imagen obtenida (D_{image}) y el diámetro del propio dispositivo (D_{star}), directamente en el patrón estrella se calcula como:

$$M_{\text{star}} = D_{\text{image}}/D_{\text{star}} [14].$$

Hay que tener en cuenta que el parámetro más afectado por el tamaño del foco es la resolución de la imagen.

En algunas ocasiones es difícil medir el tamaño del foco con una precisión aceptable es por ello que es recomendable controlar con alta periodicidad la resolución a alto contraste y evaluar el tamaño del foco inicialmente, tras cambios del tubo y cuando la resolución se deteriore gravemente [12, 14].

3.3 CALIDAD DEL HAZ

3.3.1 EXACTITUD Y REPRODUCIBILIDAD DE LA TENSIÓN

✦ **Calificación:** Fundamental

✦ **Tolerancias:**

Exactitud: $< \pm 1\text{Kvp}$ (entre 25 y 31 kVp).

Reproducibilidad: $< \pm 0,5$ kVp.

- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Semestral.
- ✦ **Tiempo estimado:** 20 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un Kilovoltímetro (específico para mamografía).

Con un kilovoltímetro se realiza una comprobación de la tensión del tubo en todo el rango de tensiones utilizadas, en intervalos de 1 kVp. La reproducibilidad se mide mediante exposiciones repetidas con una tensión fija que se utilice normalmente en la clínica, (Fig. 3.3) [14].



Figura 3.3: Kilovoltímetro colocado para medir la reproducibilidad y desviación de la tensión

3.3.2 CAPA HEMIRREDUCTORA

✦ **Calificación:** Fundamental.

✦ **Tolerancias:**

Principal: Entre 0,30 y 0,40mm Al a 28 kV.

Complementarias:

Anodo y filtro	kV	HVL(mm Al)compresor
Mo +30 μ m Mo	25	0.34
Mo +30 μ m Mo	28	0.37
Mo +30 μ m Mo	30	0.38

Tabla V: Valores de tolerancias para distinto kV

✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.

✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos.

✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un dosímetro y hojas de aluminio (pureza > 99,5 %, con espesores 0,3, 0,4 y 0,5 mm respectivamente y una exactitud mayor que el 1%).

La capa hemirreductora (CHR) se determina añadiendo filtros de aluminio (Al) al haz de rayos X y midiendo la atenuación. Se sitúa el dosímetro en el punto de referencia y la placa de compresión sobre ella a suficiente distancia para evitar la radiación dispersa. Se selecciona una tensión de 28 kVp y una carga

(mAs) adecuada. Los filtros de aluminio se colocan en el dispositivo de compresión y deben interceptar todo el campo de radiación [3, 12].

3.4 TIEMPO DE EXPOSICIÓN

3.4.1 TIEMPO DE EXPOSICIÓN PARA LAS CONDICIONES CLÍNICAS

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** El tiempo de exposición necesario para obtener una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas es ≤ 2 s.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 10 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará el medidor de tiempos de exposición adecuado para mamografía y el maniquí estándar.

El tiempo de exposición necesario para obtener una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas puede estimarse midiendo, a la tensión de interés, los tiempos de exposición para dos valores de mAs próximos (superior e inferior respectivamente) a los mAs utilizados en la imagen del maniquí

estándar. El valor deseado puede interpolarse linealmente entre los anteriores [12].

Sería deseable que el tiempo de exposición para las condiciones clínicas fuese $\leq 1,5$ s.

3.5 RENDIMIENTO

3.5.1 REPRODUCIBILIDAD

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Condiciones:** Medido en un eje que pase por el punto de referencia,
 - Con Mo/Mo,
 - Sin compresor,
 - 28 kV,
 - Sin retrodispersión.
- ✦ **Tolerancias:** Reproducibilidad: ≤ 5 %.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un dosímetro.

Se debe realizar al menos cinco medidas bajo las condiciones especificadas, de esta forma estas medidas permite que obtengamos el valor del rendimiento del tubo en las condiciones especificadas.

3.5.2 VALOR DEL RENDIMIENTO Y LA TASA DE DOSIS

✦ **Calificación:** Fundamental.

✦ **Condiciones:** Medido en un eje que pase por el punto de referencia,

Con Mo/Mo,

Sin compresor,

28 kV,

Sin retrodispersión.

✦ **Tolerancias:**

Valor del rendimiento: > 30 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 metro.

La tasa de dosis: > 7,5 mGy/s a la distancia foco-receptor de la imagen.

✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.

✦ **Tiempo estimado:** 25 minutos.

✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará una cámara de ionización.

El cálculo del rendimiento en las condiciones especificadas puede hacerse a partir de las medidas realizadas en la prueba de la reproducibilidad del rendimiento.

Quitar el compresor y colocar la cámara de ionización sobre el bucky, medir la distancia entre el foco y el detector de la imagen y realizar exposiciones en el rango de 25 a 31 kVp, estos valores dependerán del programa informático que está incluido en el equipo [3, 12].

En el caso de ser necesario, evaluar los rendimientos en otras condiciones distintas de las especificadas, para estimar los valores de dosis, para las tensiones más utilizadas en la práctica clínica, en el mismo eje, sin retrodispersión y con el compresor dentro del haz. Sería deseable que el rendimiento estuviera entre 40 y 75 mGy/mAs y la tasa de dosis entre 10 y 30 mGy/s [3, 12].

3.5.3 VARIACIÓN DEL RENDIMIENTO CON EL TIEMPO DE EXPOSICIÓN Y LA CORRIENTE (O EL TAMAÑO DEL FOCO)

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** Coeficiente de linealidad $\leq 0,1$.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un dosímetro.

Para verificar y analizar la linealidad con el tiempo de exposición se lo hace a través de medir los rendimientos a una tensión de 28 kVp y distintos valores de mAs. Por el contrario, los rendimientos para cada foco a igualdad de tiempo y tensión de 28 kVp permiten verificar la linealidad con la corriente [3, 12, 14].

3.6 REJILLA

3.6.1 FACTOR DE EXPOSICIÓN DE LA REJILLA O DEL SISTEMA DE REJILLAS

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** Factor de exposición del sistema de rejilla < 3 a 28 kV.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios.
- ✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un maniquí estándar y un dosímetro.

El compresor y el maniquí estándar deben conservarse dentro del haz tan próximo como sea posible al cabezal del tubo, y se deben medir los valores de la dosis en aire sobre el tablero y en el plano del receptor de la imagen (es importante que ambas medidas se realicen a lo largo del mismo eje).

Para calcular el factor de exposición del sistema de rejilla se aplica la siguiente fórmula:

$$(D_1/D_2) \times (d_1/d_2)^2$$

Donde: D_1 y D_2 son respectivamente los valores de la dosis en aire medidos en ambas condiciones y d_1 y d_2 , las correspondientes distancias del centro del dosímetro al foco.

En caso de haber dificultad en colocar el dosímetro en el plano de la imagen, se puede estimar el factor del sistema de rejilla, el cual se calcula como:

$$(mAs_1/mAs_2) (d_1/d_2)^2$$

Donde mAs_1 y mAs_2 las cargas del tubo correspondientes a cada exposición y d_1 y d_2 , las correspondientes distancias entre la película y el foco

Para lo cual se va a situar el maniquí estándar sobre el tablero y obteniendo dos imágenes, la primera con rejilla ubicando al chasis en la posición habitual y la segunda sin rejilla ubicando al chasis sobre el tablero directamente debajo del maniquí [3, 12].

3.6.2 IMAGEN DE LA REJILLA

- ✦ **Calificación:** Complementaria.
- ✦ **Tolerancias:** Las laminillas de la rejilla deben aparecer paralelas en la imagen y homogéneas en la imagen.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un chasis para mamografía digital.

Se debe lograr una buena imagen de las líneas de la rejilla comprobando la homogeneidad de las mismas, para lo cual se debe realizar una exposición (sin interponer ningún espesor de PMMA) con 25 kVp, donde se debe seleccionar la carga del tubo más baja posible [3, 12].

3.7 CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

3.7.1 REPRODUCTIBILIDAD DEL CAE

- ✦ **Calificación:** Fundamental.

- ✦ **Tolerancias:** La reproducibilidad de los valores de dosis debe ser. $\leq 5 \%$
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Semestral.
- ✦ **Tiempo estimado:** 20 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará maniquí estándar, chasis para mamografía digital y un dosímetro.

Obtener 10 imágenes consecutivas del maniquí estándar en las condiciones clínicas. Colocar el dosímetro dentro del haz de rayos X sin cubrir el detector del CAE. Anotar también los mAs promedio como valor de referencia para evaluar la constancia descrita en la compensación del CAE con el espesor, la tensión y los modos de operación. [3, 14].

3.8 SISTEMA DE COMPRESIÓN

3.8.1 DEFORMACIÓN DEL COMPRESOR

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** La falta de alineación < 15 mm es aceptable para carga asimétrica y en la dirección hacia el pezón, y < 5 mm para carga simétrica.

- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 15 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará gomaespuma de 100 a 120 mm de lado y entre 20 y 50 mm de espesor y una regla.

Se mide la distancia entre la superficie del bucky (tablero) y la placa de compresión en cada esquina. Idealmente, estas cuatro distancias deberían ser iguales. Los defectos de alineación perpendiculares al lado de la pared torácica son menos problemáticos que en la dirección paralela. El lado superior del dispositivo debe proyectar su imagen fuera del área del receptor y de forma óptima en el lado de la pared torácica del bucky [14].

3.8.2 FUERZA DE COMPRESIÓN

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** Fuerza máxima aplicada automáticamente: 130-200 N.

Cuando el equipo indique la fuerza aplicada, los valores deberán estar expresados en unidades de fuerza y la desviación entre los valores nominales y los reales deberá ser $\leq \pm 20$ N.

- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Anual.
- ✦ **Tiempo estimado:** 10 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará una balanza de baño u otro tipo de dinamómetro para medir la fuerza de compresión y gomaespuma de 100 a 120 mm de lado y entre 20 y 50 mm de espesor.

Se mide mediante un dispositivo de prueba de la fuerza de compresión o una balanza de baño, se utiliza un material compresible tal como una pelota de tenis o toallas, para proteger el bucky (tablero) y la placa de compresión. En los casos en los que la fuerza de compresión se muestra en la consola, se verifica que la cifra mostrada corresponda con el valor medido.



Figura 3.4: Comprobación de la fuerza de compresión y verificación de la medida del espesor con respecto al indicado en el mamógrafo [14].

3.9 CALIDAD DE IMAGEN

3.9.1 CONTRASTE DE LA IMAGEN

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** Desviación $< \pm 10\%$.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Semestral.
- ✦ **Tiempo estimado:** 30 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará una cuña escalonada de aluminio y láminas de PMMA.

Verificar que la imagen este presentando el contraste adecuado para que sean visibles pequeñas diferencias existentes en la densidad del tejido blando. Para ello se evaluará la imagen usando una cuña escalonada de aluminio que permite cuantificar el contraste de la misma [12, 14].

3.9.2 UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

- ✦ **Calificación:** Fundamental.
- ✦ **Tolerancias:** El umbral de sensibilidad a bajo contraste (para los objetos con un tamaño del orden de 5 ó 6 mm de diámetro), deberá ser $< 1,3 \%$
- ✦ **Constancia:** La desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia debe ser menor o igual a la reproducibilidad del valor de referencia.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios.
- ✦ **Tiempo estimado:** 30 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico.

Material y Método

Se utilizará un maniquí de calidad de imagen que incluya objetos de bajo contraste con un tamaño del orden de 5 ó 6 mm de diámetro y un espesor equivalente a 45 mm de PMMA.

El umbral de sensibilidad a bajo contraste depende del tamaño del objeto, del chasis y del observador. Para realizar esta prueba basta con comprobar su constancia anotando el número de objetos visibles de cada tamaño y verificando que se mantenga dentro de la correspondiente reproducibilidad del valor de referencia [3, 12].

3.10 DOSIMETRÍA

3.10.1 KERMA EN AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA DEL MANIQUÍ ESTÁNDAR

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:** El valor del kerma en aire sin retrodispersión en la superficie de entrada del maniquí estándar (ESAK) necesario para obtener una imagen de referencia deberá ser ≤ 10 mGy.
Desviación $< \pm 10$ %.
- **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Semestral.
- **Tiempo estimado:** 30 minutos.
- **Personal:** Físico y Técnico Experto.

Material y Método

Se utilizará un maniquí estándar, chasis para mamografía digital, un dosímetro y una cámara de ionización.

Para la realización de esta prueba se debe calcular el valor del ESAK, el cual puede medirse directamente o estimarse a partir de los rendimientos y de la carga del tubo como:

$$\text{ESAK} = (\text{mGy/mAs}) \times \text{mAs} \times (f_1/f_2)^2$$

Donde:

mGy/mAs es el rendimiento del tubo medido en el punto de referencia a 28 kV, con compresor y sin retrodispersión.

mAs es la carga del tubo necesaria para obtener una imagen de referencia (DO igual a 1 + base + velo). El valor de los mAs necesarios para obtener la imagen de referencia puede calcularse interpolando los mAs y la DO de las imágenes obtenidas en el control del CAE o bien, a partir de dos imágenes del maniquí estándar con densidades ópticas próximas a 1+ base + velo.

f_1 es la distancia del centro del dosímetro al foco del tubo.

f_2 es la distancia entre la superficie de entrada del maniquí estándar y el foco del tubo.

El detector debe colocarse a 450 mm de la base del apoyo de las mamas, en la parte inferior del compresor [3, 12].

3.10.2 DOSIS GLANDULAR ESTÁNDAR (DGS)

- ✦ **Calificación:** Complementario.
- ✦ **Tolerancias:** El valor de la dosis glandular media (DG) por imagen medida con el maniquí estándar en condiciones de referencia y (DGS) deberá ser ≤ 2 mGy.
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios.
- ✦ **Tiempo estimado:** 10 minutos.
- ✦ **Personal:** Físico y Técnico Experto.

Material y Método

Se utilizará un maniquí estándar, chasis para mamografía digital, un dosímetro.

Para llevar a cabo esta prueba se debe calcular la dosis glandular media, que se obtiene a partir del ESAK y de factores de conversión (g) que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo.

$$DG = ESAK \times g$$

El coeficiente g depende del espesor de la mama, de su composición y de la calidad del haz de rayos X.

La dosis glandular estándar se obtiene multiplicando el valor del ESAK obtenido con el maniquí estándar en las condiciones de referencia por un coeficiente g_{ps} correspondiente a una mama uniformemente comprimida de 50 mm de espesor y con una composición del 50 % de tejido adiposo y 50 % de tejido glandular:

$$DGS = ESAK \times g_{ps}$$

Los valores de g_{ps} para las distintas capas hemirreductoras pueden interpolarse linealmente a partir de los coeficientes calculados por Dance. Dichos valores están tabulados en el "European Protocol on Dosimetry in Mammography" (EUR 16263, 1996).

Los valores de la DGS son más fáciles de obtener, que los de la DG obtenidos con muestras de pacientes y, por ello son, desde un punto de vista práctico, más útiles para el control de calidad [3, 12].

3.11 RADIACIÓN DE FUGA

3.11.1 DETECCIÓN Y MEDIDA DE LA RADIACIÓN DE FUGA

- ✦ **Calificación:** Complementario.
- ✦ **Tolerancias:** < 1 mGy en 1 h a 1 m del foco, a la máxima carga del tubo durante 1 h y promediando sobre un área que no exceda los 100 cm².
- ✦ **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios.
- ✦ **Tiempo estimado:** 30 minutos.
- ✦ **Personal:** Técnico Experto.

Material y Método

Se utilizará una lámina de plomo, películas radiográficas de exposición directa y una cámara de ionización.

Se requiere detectar si existen fugas en la zona del tubo de rayos X más cercana a la paciente. Para ello se cubre todo el tubo con la película radiográfica, se escoge como factor de exposición el kVp máximo utilizado y

una intensidad de carga adecuada (mAs) de manera de no esforzar al tubo de rayos X. Luego se lee la película para verificar si hay obscurecimiento en ella, indicando que existe radiación de fuga.

En dirección del punto o puntos donde se presencio la fuga a una distancia aproximada de 50mm se realiza una exposición midiendo los valores de kerma en aire con ayuda de la cámara de ionización [3, 12].

CAPÍTULO IV

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- ✦ Se elaboro un protocolo de control de calidad para el Mamógrafo Digital MELODY del Departamento de Imagenología del Hospital General Docente de Riobamba, basado en la normativa UNE 66-901-89 (correspondientes a la norma europea EN 29 001) sobre sistemas de calidad (UNE, 1989) y El Real Decreto de la Comisión Europea 1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico, los cuales son de suma importancia para que el equipo funcione de una manera eficiente y así los estudios realizados sean de alta calidad y permitan detectar patologías y tumores mamarios con el objetivo de brindar un servicio seguro y eficiente.
- ✦ En este protocolo se han detallado todos los parámetros de control de calidad que requiere el Mamógrafo Digital MELODY para el cribado mamográfico (detección precoz del cáncer), tomando en cuenta toda la formación de la imagen, es decir: los parámetros geométricos, calidad del haz, el rendimiento, sistema de rejillas, el control automático de exposición, sistema de compresión, dosimetría y la radiación de fuga.

- ✦ Para garantizar un funcionamiento óptimo del Mamógrafo Digital MELODY se aconseja utilizar material que posea una certificación de calibración antes de aplicar cada una de las pruebas que se detalla en este documento con el fin de obtener buenos resultados, minimizando recursos y tiempo.
- ✦ Por medio de este protocolo se pretende guiar y concientizar al personal del Departamento de Imagenología del Hospital sobre la importancia de implementar este protocolo de control de calidad para el Mamógrafo Digital MELODY, el cual contribuirá a alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes con el menor riesgo posible para el paciente y el personal ocupacionalmente expuesto.

4.2 RECOMENDACIONES

El contenido de este documento debe considerarse como un conjunto de sugerencias las cuales se deberían implementar a corto plazo dentro del Departamento de Imagenología del Hospital General Docente de Riobamba.

- ✦ Se recomienda que el personal que labora dentro del Departamento de Imagenología del Hospital General Docente de Riobamba reciba una capacitación acerca del uso de radiaciones ionizantes y los efectos que estas producen cuando se realiza un uso inadecuado.
- ✦ Se recomienda al personal del Departamento informarse de cada uno de los parámetros al realizar su control y el correcto uso de equipos y materiales antes de aplicar el presente protocolo.
- ✦ Se recomienda que el Departamento de Imagenología disponga de instrumentación que estén en condiciones óptimas y cuenten con las certificaciones respectivas y en vigencia. En los anexos se describen algunos de los fantomas que pueden ser utilizados para la ejecución de este control de calidad.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- AGENCIA DE EVALUACIÓN DE TECNOLOGÍAS SANITARIAS DE ESPAÑA. Cribado poblacional de cáncer de mama mediante mamografía. Madrid, AETS, 1995. pp. 27-40.
- 2.- DEBRA, M. Radiología de la mama. 3ª.ed. Madrid-España, Elsevier, 2004. pp 58.
- 3.- GENERALITAT VALENCIANA DE ESPAÑA. Guía de técnica mamográfica en el cribado poblacional. Madrid, 2000. pp. 31-34, 45-51. (Proyecto 171 financiado por la Comisión Europea).
- 4.- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). Radiation Protection Dosimetry. Paris-Francia, Pergamon, 1987. pp.189-191. (Publication 52 Annals ICRP 17).
- 5.- JOAN, M. Digital Mammography. 5ª.ed. Barcelona- España, Springer, 2010. pp. 87-110.
- 6.- Johns PC and Yaffe MJ. X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. Toronto-Ontario, Phys. Med, 1987. pp. 675-695.

- 7.- KENNETH, L. Proyecciones radiológicas con correlación anatómica. 7ª.ed
Zaragoza-España, Espaxs, 2010. pp. 569-570.
- 8.- MÁRQUEZ, S. Rendimiento diagnóstico de la mamografía digital en el
cribado del cáncer de mama. 7ª.ed. Sevilla-España, AETSA,
2010. pp. 21-25.
- 9.- ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD. Garantía de la calidad
de radiodiagnóstico. Kingston-Jamaica, CAIS, 1984. pp. 4-5.
- 10.- SALVADOR, R. Mamografía digital de campo completo. Estudio
comparativo con mamografía convencional. 3ª.ed. Valencia-
España, s.f. pp. 42-45.
- 11.- STEWART C. BUSHONG. Manual de radiología para técnicos: Física,
Biología y protección radiológica. 9ª.ed Madrid-España, Harcourt,
2010. pp. 44-48.
- 12.- SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA-SOCIEDAD ESPAÑOLA DE
PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. Protocolo español de control de
calidad en radiodiagnóstico. Madrid-España, Edicomplet, 2002.
pp. 71-80.

- 13.- VERGARA, M. Mamografía: KVP, folio-película, densidad óptica y magnificación en la rutina clínica, Revista Chilena de Radiología. Vol. 8 N° 1, 2002. pp. 35-37.
- 14.- XUNTA DE GALICIA CONSELLERÍA DE SANIDADE E SERVIZOS SOCIAIS. Control de calidad en mamografía guía práctica. Santiago de Compostela-España, Tórculo Artes Gráficas, 2000. pp. 53-105, 145-170.
- 15.- VILLA SISTEM MEDICALI. Melody technical manual. Buccinasco-Italy, Medical Imaging, s.f. pp. 2-24.
- 16.- COLEGIO INTERNACIONAL DE MÉDICOS NUCLEARES, A.C. Aspectos biológicos y médicos básicos sobre las radiaciones ionizantes
<http://www.icnmp.edu.mx/boleradia.html>
2010/12/15.
- 17.- EVALUACIÓN DE EQUIPOS MAMOGRÁFICOS DIGITALES MEDIANTE INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN-DOSIS. XVII congreso nacional de SEFM
<http://www.sefmsepralicante2009.es>
2011/01/27.

- 18.- GOBIERNO DE CANARIAS. Servicio Canario de la salud- Cáncer de
mama
<http://www2.gobiernodecanarias.org>
2011/03/08.
- 19.- HOSPITAL HERMANOS AMEIJERAS DE CUBA. Anatomía radiológica
de la mama
<http://www.hospitalameijeiras.sld.cu/hha/index.php>.
2010/12/18.
- 20.- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Control de calidad en
mamografía
http://wwwpub.iaea.org/MTCD/publications_web.pdf
2011/01/12.
- 21.- ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD. Evaluación de la
calidad de los servicios de radiodiagnóstico en cinco países
latinoamericanos
Web: <http://www.paho.org/Spanish/HDP/HDR/CAIS-01-09.PDF>
2011/03/15.
- 22.- RAYOS X. Generación y producción de rayos X
<http://200.0.198.11/prog-cur/T%E9cnicos/2007/18-07.PDF>
2011/02/10.

ANEXOS

GLOSARIO

Este glosario contiene las definiciones de los términos más utilizados en el desarrollo de este trabajo.

Artefactos: Irregularidades de densidad óptica en una imagen radiográfica no relacionadas con las propiedades del objeto. Pueden estar producidas por dispositivos del equipo que están dentro del haz de rayos X, suciedad en las pantallas, carga estática, irregularidades en el procesado de la imagen, inadecuado almacenamiento o manipulación de chasis.

Atenuación: Disminución de la intensidad del haz de radiación como consecuencia de la interposición de un determinado material.

Bucky: Dispositivo que puede incluir el soporte del chasis, la rejilla, el mecanismo que mueve la rejilla y el sistema de control automático de exposición.

Campo de radiación: Sección plana del haz de radiación perpendicular al eje del mismo. Se puede definir a cualquier distancia del foco del haz.

Campo luminoso: Sección plana del haz luminoso perpendicular al eje del mismo. Se utiliza para delimitar el haz de radiación.

Carga: Producto de la corriente del tubo por el tiempo de exposición (mAs) que se aplica durante una exposición particular.

Coefficiente de linealidad: Es un indicador que mide la relación lineal entre dos magnitudes A y B. Para ello se mide el valor de A obtenido para n distintos valores consecutivos de B (B_1, B_2, \dots, B_n). El coeficiente de linealidad se establece, para cada par de valores consecutivos así obtenidos, mediante la expresión

$$\frac{|A_i - A_{i-1}|}{A_i + A_{i-1}}$$

Donde A_i y A_{i-1} y son los valores medidos de A cuando se han elegido B_i y B_{i-1} como valores nominales de B, respectivamente.

Colimador: Dispositivo, generalmente de plomo, situado a la salida del tubo de rayos X que permite dar forma al haz de rayos X y limitar su tamaño.

Compresión de la mama: La aplicación de presión a la mama durante la mamografía, para inmovilizar y tratar de homogenizar la dosis recibida.

Control automático de exposición (CAE): Una modalidad de funcionamiento de un equipo de rayos X mediante la cual la carga del tubo es automáticamente

controlada e interrumpida cuando se alcanza un nivel de exposición predefinido del receptor de imagen. También puede ser controlado el potencial de tubo kVp.

Dosis de superficie de entrada (ESD/DSE): La dosis absorbida en aire, incluyendo la contribución de la retrodispersión, medida en un punto en la superficie de entrada de un objeto específico.

Dosis del paciente: un término genérico para referirse a cantidades de dosis de radiación aplicadas a pacientes.

Dosis glandular media: Término de referencia (Publicación 60 de la ICRP (1987)) para la estimación de la dosis de radiación recibida en una mamografía, esto es, la dosis media absorbida en el tejido glandular (excluyendo piel) en una mama uniformemente comprimida de por ejemplo una composición tisular 50% grasa, 50% glandular. Se debería especificar el grosor y composición de la mama de referencia.

Exposición de referencia: La exposición del maniquí requerida para conseguir una imagen con la densidad óptica de referencia.

Exposición de rutina: La exposición del maniquí bajo las condiciones que serían normalmente utilizadas para realizar una mamografía. Se utiliza para determinar la calidad de imagen y la dosis en condiciones clínicas.

Factor de retrodispersión: Es la relación entre el valor del kerma en aire medido en la superficie de entrada de un material y el medido en idénticas condiciones en ausencia del material dispersor. Depende de la calidad del haz y del tamaño del campo de radiación. Sus valores típicos de 1,05 a 1,1 en mamografía.

Kerma aire en la superficie de entrada (KASE): El kerma medido al aire libre (sin retrodispersión) en un punto en un plano que se corresponde con la superficie de entrada de un objeto específico, por ejemplo la mama de una paciente o un maniquí estándar.

Kerma aire: El cociente de dE_{tr} por dm , medido en Gy, donde dE_{tr} es la suma de la energía cinética inicial de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas en una masa de aire dm (adaptado de ICRU 1980) La imagen de referencia es la del maniquí estándar obtenida en las condiciones de referencia y con DO de referencia.

Mama estándar: Un modelo teórico utilizado para el cálculo de la dosis glandular que consiste de una región central de 40 mm de grosor que contiene una mezcla de tejido adiposo y glandular de 50%:50% en peso rodeado de una capa superficial de tejido adiposo de 5 mm de grosor. La mama estándar es semicircular con un radio > 80 mm y tiene un grosor total de 50 mm.

Mamografía de screening o de cribado: es la que se realiza a mujeres asintomáticas, para detectar de manera precoz, cánceres de mama no sospechados clínicamente.

Mamografía diagnóstica: es la que se realiza a una mujer con signos o síntomas clínicos que sugieren cáncer de mama, y las que se realizan por haberse encontrado anomalías en una mamografía de cribado.

Maniquí: Objeto de prueba, a menudo una serie de placas o un bloque de PMMA que tiene embebidos varios dispositivos de medición.

Maniquí estándar: Un maniquí de PMMA que representa aproximadamente la mama media (aunque no es un sustituto exacto del tejido) de forma que el equipo de rayos X funcione correctamente bajo condiciones de control automático de la exposición y que las lecturas dosimétricas puedan ser convertida en dosis del tejido glandular. El grosor es de 45 ± 0.5 mm y el resto de las dimensiones son bien las de un rectángulo $> 150 \times 100$ mm o un semicírculo con un radio > 100 mm.

Paciente: Cualquier mujer que acude a un centro de mamografía bien para cribado o diagnóstico sintomático.

Placa de compresión: Un plato de forma aproximadamente rectangular, colocado paralelamente por encima de la mesa de la mama del mamógrafo que se utiliza para comprimir la mama.

PMMA: El material sintético polimetilmetacrilato. Los nombres comerciales incluyen Lucite, Perspex y Plexiglass.

Potencial/Tensión del tubo (kilovoltaje): La diferencia de potencial (kilovoltios, kV) aplicada a través del ánodo y cátodo del tubo de rayos X durante una exposición radiográfica.

Precisión: La variación (generalmente la desviación estándar relativa) en los valores observados.

Punto de referencia: Una posición de medida situada en el plano ocupado por la superficie de entrada de un maniquí de 45mm de grosor, a 60mm perpendicularmente al lado de la pared torácica del tablero y centrado lateralmente.

Rejilla: Un dispositivo que se coloca próximo a la superficie de entrada de un receptor de imagen para disminuir la cantidad de radiación dispersa que alcanza el receptor.

Rendimiento de radiación: El kerma medido al aire libre (sin retrodispersión) por unidad de carga de tubo a una distancia especificada del foco del tubo de rayos X y en factores de exposición radiográfica determinados.

Reproducibilidad: Indica la fiabilidad de un método de medida o de un equipo probado. Los resultados bajo condiciones idénticas deberían ser constantes.

Tolerancias (Valor límite): Un valor de un parámetro el cual, si es excedido, indica que se necesita acción correctiva, aunque el equipo puede continuar siendo usado clínicamente.

Valor de referencia (para dosis): El valor de la cantidad obtenida para pacientes que puede usarse como un guía de aceptabilidad de un resultado. En la versión de 1996 de las "Guías europeas de criterios de calidad para imágenes de diagnóstico radiológico" se establece que el valor de referencia puede ser considerado como un techo a partir del que se debería perseguir un progreso hacia dosis más bajas de acuerdo con el principio ALARA. Este objetivo también está de acuerdo con las recomendaciones de la Publicación 60 de la ICRP (1991) de que se considere el uso de "límites de dosis y niveles de investigación de referencia " para su aplicación en algunos procedimientos diagnósticos comunes.

Valor típico: El valor de un parámetro que se encuentra, mediante medidas comparables, en la mayor parte de los centros. Expresa que tal valor es una indicación de lo que es esperable, sin que implique ningún límite.

INSTRUMENTACIÓN

ESPECÍFICA

✦ Dosímetro de radiación

Descripción

Un detector de radiación, conectado a una unidad de medida y visualización que tiene una geometría, tamaño, respuesta a la energía y sensibilidad adecuada para la medida de la radiación generada por un equipo de rayos X.

Características

Intervalo de medida, de 0.1 mGy a 100 mGy como mínimo.

Exactitud $\pm 5 \%$.

Reproducibilidad $\pm 1 \%$.

Recomendación: Dosímetro GAMMA SCOUT

✦ Gomaespuma

Descripción

Es un material plástico poroso formado por una agregación de burbujas. Se forma básicamente por la reacción química de dos compuestos, un polioliol y un isocianato.

Características

Con dimensiones transversales de 100 x 150 mm y espesor entre 20 mm y 50 mm y pelotas de tenis.

✦ **Kilovoltímetro específico para mamografía**

Características

- ✦ Intervalo 20 a 35 kV.
- ✦ Exactitud ± 1 kV.
- ✦ Reproducibilidad ± 1 %.

Recomendación: Kilovoltímetro PTW DIAVOLT

✦ **Láminas de aluminio**

Características

De pureza superior al 99.5 % de acuerdo con ISO 2002; espesores entre 0.2 y 0.7 mm con incrementos de 0.1 mm; exactitud en el espesor mejor que $\pm 10\%$.

Las láminas anteriores pueden reducirse a cuatro de la misma pureza y espesores de 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm y 0.7 mm de aluminio.

✦ **Láminas apilables de polimetilmetacrilato (PMMA)**

Características

De 5 y 10 mm de espesor, que sumen, al menos, un espesor total de 60 mm y con dimensiones transversales rectangulares superiores a 150 mm x 100 mm o semicirculares con un radio 100 mm. La tolerancia para los espesores deberá estar dentro de ± 1 mm y la uniformidad de los mismos dentro de ± 0.1 mm. Las láminas anteriores pueden reducirse a

tres de las mismas características y con espesores de 20 mm, 45 mm y 60 mm. Con estas láminas puede formarse el maniquí estándar descrito a continuación.

✦ **Medidor de tiempos**

Características

Puede estar integrado en un equipo compacto (recomendable con ordenador y programa),

Intervalo 1 ms a 99 s.

Exactitud $\pm 5 \%$.

Reproducibilidad $\pm 1 \%$.

✦ **Maniquí estándar**

Características

De polimetilmetacrilato (PMMA) con un espesor 45 mm que equivale, aproximadamente, a una mama promedio de 50 mm de espesor en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente. La tolerancia para el espesor deberá estar dentro de ± 1 mm y su uniformidad dentro de ± 0.1 mm. Es aconsejable que las otras dimensiones sean rectangulares con lados ≥ 150 mm x 100 mm o semicirculares con un radio ≥ 100 mm. Se puede formar con las láminas apilables de PMMA,

✦ Maniquí para la calidad de la imagen

Descripción

Deberá contener detalles específicos que simulen los objetos de diagnóstico en la imagen mamográfica y también la atenuación y dispersión de una mama promedio) que permita evaluar:

Características

El maniquí para la calidad de la imagen es un instrumento que evalúa los siguientes parámetros.

Resolución de alto contraste: maniquí de resolución formado por mallas o conjuntos de grupos de barras situados en direcciones perpendiculares. Deberá ser posible evaluar hasta 20 pl/mm como mínimo.

Umbral de sensibilidad de bajo contraste, relevante en la detección de masas tumorales: círculos con un tamaño ~ 6 mm de diámetro.

Visibilidad de pequeños detalles de interés para la detección de micro calcificaciones puntuales o agrupadas: detalles con un diámetro aproximado de 0.5 y 0.25 mm, a ser posible con distintos contrastes.

Sensibilidad del sistema para visualizar estructuras filamentosas de bajo contraste: grupos de fibras de bajo contraste con distinta resolución u orientadas en diferentes direcciones.

Contraste de la imagen: cuña escalonada con densidades crecientes en la imagen.

GENERAL

✦ Kit práctico de control de calidad para mamografía



Modelo: 18-526-1000.

Contenido:

- ✦ Medidor digital de kVp (modelo 07-492).
- ✦ Rayos X digital de pulso (modelo 07-453).
- ✦ Cámara de iones mamográfico, 3.3 cm³ (modelo 6000-529).
- ✦ Funda de transporte (modelo 89-426).

HERRAMIENTAS DE PRUEBA

✦ Mamchex/AEC



Modelo: 07-MCX

Descripción

Un contador inteligente que monitorea: control de calidad diario y calibración de las máquinas de mamografía de rayos X.

Cómodo, rápido y preciso para la evaluación de los sistemas de AEC y rendimiento.

Características

Diagnóstico de energía, que indica el estado operativo.

Automáticamente se apaga cuando el medidor se utiliza por más de un minuto.

Muestra el tiempo de exposición en milisegundos.

Indicador de batería baja.

✦ Herramienta de Prueba para el Phototimer en Mamografía



Modelo: 18-203 (Mammography Phototimer Consistency Test Tool, set of four acrylic slabs (10 x 12.5 x 2 cm thick). Weight: 3 lb (1.34 kg)).

Descripción:

Es para probar los espesores.

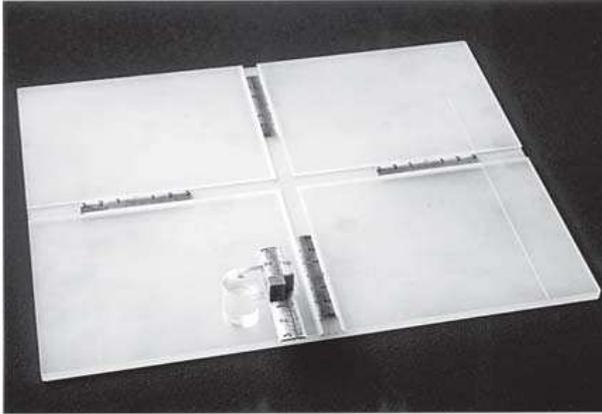
Características:

La unidad de mamografías de control de exposición automático debe ser capaz de mantener la densidad óptica de ± 0.15 DO con voltaje que varíe de 25 a 35 kVp.

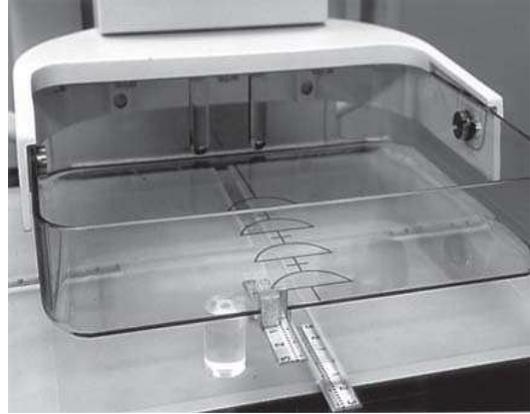
El espesor de la mama varíe de 2 a 8 cm de cada técnica.

Prueba que las imágenes tomadas de los fantomas uniformes de diferentes espesores no deban diferir en más de 0.30 DO unos de otros.

✦ Herramienta para Prueba de la Colimación en Mamografía



Colimación mamográfica: Examen de evaluación de herramientas



Colimación mamográfica: Posición del Examen de Evaluación de herramientas

Modelo: 18-303

Características:

Reduce el tiempo de instalación a la mitad, ya que tiene una paleta de compresión.

Especificaciones:

Dimensiones 24 x 30 cm (9.45 x 11.81 in)

Peso 1.25 libras (0.57 kg)

Examen de Evaluación de herramientas.

FANTOMAS

✦ Single-exposure high contrast resolution phantom



Modelo: 18-216

Descripción

Realiza inspecciones de control de calidad de la resolución del sistema de mamografía con una sola exposición.

Fácil de usar y rentable.

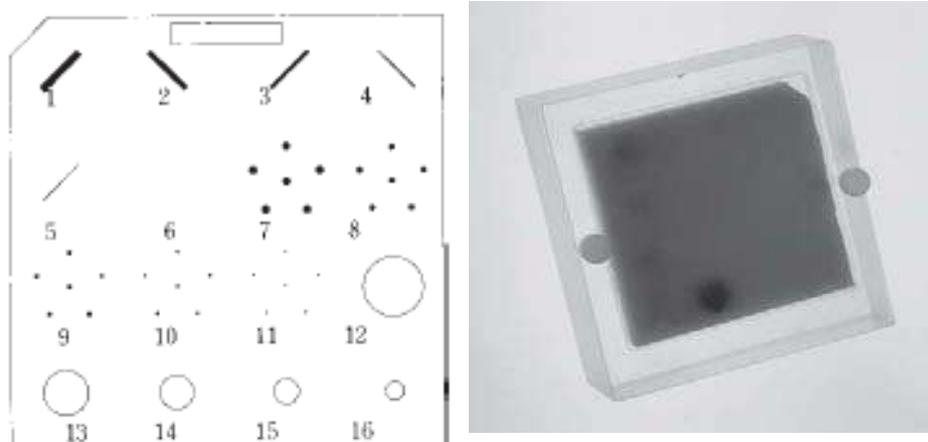
Especificaciones

Material BR12 o BR50/50

Dimensiones 100 (W) x 125 (d) x 20 mm (h)

Peso 1.3 libras (0.57 kg)

✦ Fantoma de Acreditación Mamográfico



Modelo: 18-220

Características:

Cumple con los requisitos de control de calidad.

Contiene objetos de prueba para simular: indicaciones de cáncer de mama, puntúan calcificaciones, las extensiones de tejido fibrilar del tejido adiposo, y las masas tumorales.

Dimensiones

En general 10.15 (ancho) x 10.8 (longitud) x 4.4 cm (alto).

Acrílico base de 1.375 en grosor (3.4 cm).

Cubierta en 0.128 de espesor (3 mm).

Peso 1.2 libras (0.55 kg).

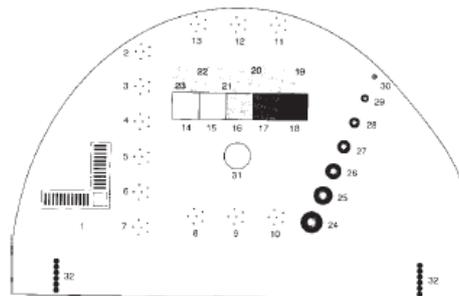
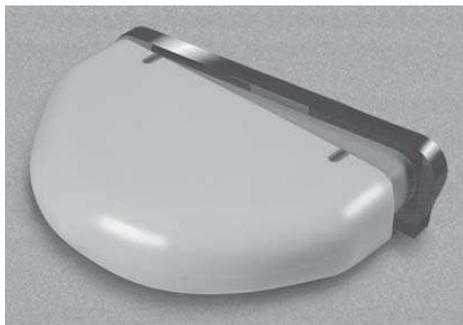
Nota: El fantoma de 4.4 cm de espesor se hace de 7 mm de inserción del bloque de cera que contiene 16 sistemas de objetos de prueba, una base de

acrílico de 3.4 cm de espesor, y una cubierta de 3 mm de espesor. El fantoma se aproxima a 4.5 cm de mama comprimida, compuesta de tejido glandular/adiposo. Incluido en el inserto de cera tenemos: manchas de Aluminumoxide (Al_2O_3) que simulan micro-calcificaciones. Seis diferentes fibras de nylon que simulan estructuras fibrosas y cinco diferentes tamaños de masas en forma de lente que simulan tumores.

Los accesorios opcionales

Opcional dos placas de acrílico de dos centímetros para comprobar el control de exposición automática de la unidad de mamografía.

✦ Fantoma para Mamografía Tejido Equivalente



Modelo: 18-222

Aplicaciones

El fantoma es de 4.5 cm de espesor, simula una composición del 50% de tejido glandular y es diseñado para probar el rendimiento de un sistema de mamografía por una cuantitativa evaluación de la capacidad del sistema a las estructuras de pequeñas imágenes similares a las que se encuentran clínicamente.

El fantoma está diseñado para determinar si el sistema puede detectar pequeños estructuras que son importantes en la detección temprana del cáncer de mama.

El fantoma incluye un microscopio de 30x de mano y de un control de calidad para mamografía, documentos para el registro de las evaluaciones de la imagen y resultados.

Especificaciones

Línea de par de destino

- 1) 20 lp / mm.

Partículas de carbonato de calcio

- 2) 0.13, 3) 0.165, 4) 0.196, 5) 0.23, 6) 0.275, 7) 0.4, 8) 0.23, 9) 0.196, 10) 0.165, 11) 0.23, 12) 0.196, 13) 0.165.

Cuña (1 cm de espesor)

- 14) 100% de la glándula, 15) 70% glándula, 16) 50% glándula, 17) 30% de la glándula, 18) 100% de la glándula.

Este fantoma de mama contiene objetivos que se han diseñado para poner a prueba el umbral de la nueva generación de máquinas mamográficas.

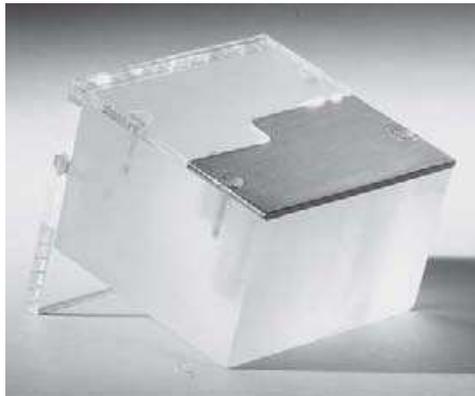
Fibras de nylon

19) 1.25 mm de diámetro 20) 0.83 mm de diámetro, 21) 0.71 mm de diámetro
22) 0.53 mm de diámetro, 23) de 0.3 mm de de diámetro.

Masas Hemisféricas (75% tejido glandular / 25% tejido adiposo)

24) 4.76 mm de espesor, 25) 3.16 mm de espesor, 26) 2.38 mm de espesor 27)
1.98 mm de espesor, 28) 1.59 mm de espesor, 29) 1.19 mm de espesor 30) 0.9
mm de espesor.

✦ **Fantoma para Contraste y Resolución en Mamografía**



Modelo: 18-251-2000

Aplicaciones:

Con este fantoma se puede probar el alto contraste de resolución espacial del sistema con los resultados que se visualizan en el monitor. La coordinación de la resolución de alto contraste también puede determinarse mediante la

colocación de un casete de mamografía convencional detrás del fantoma y hacer una exposición adecuada.

Especificaciones

Fantoma del cuerpo.

Materiales del Reparto de bloque de acrílico con placa de aluminio.

Dimensiones 6.66 x 6.4 x 4.3 cm de grosor.

Peso sin patrones de prueba de 8 oz.

Resolución opcional patrón de prueba (Modelo 07-555).

Material de Oro de la construcción de níquel (equivalente a 25 micras de plomo o de 2.6 mm de aluminio).

Longitud 25 mm. Anchura 12.5 mm. Espesor de 0.0175 mm (0.0152 mm de oro, 0.0025 mm de níquel).