



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

“ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL
MAMÓGRAFO ANALÓGICO SIEMENS MAMMOMAT 3000 NOVA DEL
HOSPITAL ONCOLÓGICO DR. JULIO ENRIQUE PAREDES C. SOLCA -
TUNGURAHUA”

TESIS DE GRADO

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

BIOFÍSICO

Presentado por:

ÁLVARO DAVID RUIZ HIDALGO

RIOBAMBA – ECUADOR

2011

AGRADECIMIENTO

A Dios y a la Virgen María que gracias a ellos, pude guiar mi vida cada día, y culminar mis estudios y consecutivamente esta tesis; a mis padres por su gran amor, y apoyo incondicional. Al Dr. Richard Pachacama Director de Tesis, al Dr. Freddy Benalcázar Colaborador de Tesis, por su paciencia y colaboración en la realización de este trabajo. A mi gran amor Mayra que estuvo junto a mí incondicionalmente ayudándome en la elaboración de este trabajo.

DEDICATORIA

A Dios y la Virgen María, a mis padres Luis y Clara,
a mis hermanos Paulina y Vinicio a mis Sobrinos
Adrian, Emilio y Camila y a mi Novia Mayra.

DERECHOS DE AUTORIA

“El presente trabajo de tesis, el cual fue elaborado por mi persona Álvaro David Ruiz Hidalgo bajo la dirección del Dr. Richard Pachacama y Colaborador Msc. Freddy Benalcázar, me hace responsable de las ideas y métodos expuestas en esta Tesis, y el patrimonio intelectual de la misma pertenecen a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo”

.....

ALVARO DAVID RUIZ HIDALGO

C.I 180403167-0

RESUMEN

Se desarrolló un Protocolo de Control de Calidad para el mamógrafo Siemens Mammomat Nova 3000 del Área de Imágenes del Hospital Oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. SOLCA-Tungurahua.

Se utilizó método inductivo 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, 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, dosimetría, entre otros. Por medio de técnicas de observación y operación del equipo se obtuvo información técnica acerca del funcionamiento, este protocolo cumple con las normativas nacionales e internacionales como las planteadas por la OIEA, OMS, ICRP, también se tomó como referencia protocolos generales para radiodiagnóstico.

Mediante la socialización del presente protocolo de control de calidad, se podrá concientizar al personal del Área de Imágenes del Hospital sobre la importancia de su aplicación, lo que permitirá alcanzar el menor riesgo posible para el paciente y el personal ocupacionalmente expuesto.

Se recomienda la implementación de programas periódicos en el ámbito de protección radiológica que permitan al personal actualizarse en las nuevas normativas vigentes a nivel internacional y realizar una capacitación periódica al personal que labora en el área de imágenes, sobre manejo y uso de

radiaciones ionizantes en el campo médico y control de calidad del equipo mamográfico.

SUMARY

A Quality Control Protocol for Mammomat Siemens Nova 3000 Mammogram machine of Image Areas of Oncological Dr. Julio Enrique Paredes C, SOLCA-Tungurahua was developed.

This study has a main goal, which is to develop a Quality Control Protocol for Mammomat Siemens Nova 3000.

For this research work, the inductive method was used to establish criteria that contribute to efficient use of ionizing radiation that will produce high quality diagnostic images with minimal risk for both staff and patient, and deductive method for analysis of the geometrical parameter, beam quality, among others.

By means of techniques of observation and equipment operation was obtained by technical data about the functioning, this protocol complies with national e international standard as those raised by the International Atomic Energy Organization, World Health Organization, International Commission on Radiological Protection, also it was taken the general protocol for radiology as a reference.

It recommended the usage of radiological protection periodical programs that allow to the staff upgrade their knowledge in the new normative effectives at international level.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTO.....	i
DEDICATORIA.....	ii
DERECHOS DE AUTORIA.....	iii
RESUMEN.....	v
SUMARY.....	vi
INDICE DE CONTENIDOS.....	vii
INDICE DE TABLAS.....	ix
INDICE DE GRÁFICOS.....	x
INTRODUCCIÓN.....	1
ANTECEDENTES.....	4
JUSTIFICACIÓN.....	7
OBJETIVOS.....	9
CAPITULO I	
1 MAMOGRAFÍA ANALÓGICA.....	11
1.1 BREVE HISTORIA DE LA MAMOGRAFÍA.....	12
1.2 AVANCES.....	14
1.3 APLICACIONES.....	14
1.4 CAMPAÑA NACIONAL DE PREVENCIÓN OPORTUNA DEL CÁNCER DE MAMA.....	15
1.5 MAMÓGRAFO ANALÓGICO.....	18
1.6 MAMÓGRAFO ANÁLOGO SIEMENS MAMMOMAT 3000 NOVA.....	26

CAPITULO II

2	PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA ANALÓGICA.....	44
2.1	PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.....	44
2.2	ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO.....	70

CAPITULO III

3	PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL MAMÓGRAFO ANALÓGICO SIEMMENS MAMMOMAT 3000 NOVA.....	101
3.1	TIPOS DE PRUEBAS.....	103
3.2	PARÁMETROS A CONTROLAR.....	105
3.2.1	INSPECCIÓN Y EVALUACIÓN VISUAL DEL ÁREA MAMOGRÁFICA.....	105
3.2.2	ALMACENAMIENTO DE PELÍCULAS.....	106
3.2.3	CUARTO OSCURO Y PROCESADORA.....	108
3.2.4	SISTEMA DE IMAGEN.....	121
3.2.5	EQUIPO RADIOLÓGICO.....	126
3.2.6	EVALUACIÓN DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE).....	138
3.2.7	GEOMETRÍA.....	141
3.2.8	SISTEMA DE COLIMACIÓN.....	144
3.2.9	VISUALIZACIÓN DE LAS IMÁGENES.....	147
3.2.10	CALIDAD DE IMAGEN.....	150

3.2.11 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN (MANIQUÍ).....	151
3.2.12 DOSIMETRÍA.....	157
CAPITULO IV	
4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	162
4.1 CONCLUSIONES.....	162
4.2 RECOMENDACIONES.....	164
BIBLIOGRAFIA.....	165
ANEXOS.....	169
INSTRUMENTACIÓN.....	169

INDICE DE TABLAS

Tabla I: Magnitudes y Unidades Dosimétricas.....	54
Tabla II: Límites de dosis individuales para el POE y para el público.....	58
Tabla III: Relación de pruebas de control de calidad.....	78
Tabla IV: Valores de $C_{DGKIPMMA}$ para una mama de 50 mm de espesor y 50% de glanduralidad.....	160
Tabla V: Valores del factor s para diferentes combinaciones Ánodo/Filtro.....	160

INDICE DE GRÁFICOS

Figura 1.1:	Esquema de un mamógrafo.....	18
Figura 1.2:	Ubicación del ánodo y cátodo en el tubo de rayos X.....	21
Figura 1.3:	Esquema del tubo de rayos X.....	21
Figura 1.4:	Mamógrafo Analógico Siemens Mammomat 3000 Nova.....	26
Figura 1.5:	Partes del mamógrafo.....	28
Figura 1.6:	Consola de mandos en el escudo antirradiaciones.....	30
Figura 1.7:	Panel de mandos.....	30
Figura 1.8:	Portachasis en un brazo basculante.....	32
Figura 1.9:	Etiquetas de marcación de película.....	33
Figura 1.10:	Pedales conmutadores.....	34
Figura 1.11:	Botones para compresión/descompresión manual.....	34
Figura 1.12:	Procesadora CP1000.....	36
Figura 1.13:	Luz de seguridad en el cuarto oscuro.....	38
Figura 1.14:	Película mamográfica Fujifilm.....	40
Figura 1.15:	Chasis mamográfico.....	41
Figura 1.16:	Negatoscopio.....	42
Figura 2.1:	Límites de exposición anual recomendados para los trabajadores por la Comisión Internacional de Protección Radiológica, 1934–1990	45
Figura 2.2:	Efectos producidos por la radiación.....	50
Figura 2.3:	Efectos Determinísticos.....	51
Figura 2.4:	Efectos Estocásticos.....	52

Figura 2.5:	Límite de dosis.....	58
Figura 2.6:	Curva característica de una película mamográfica.....	98

ANEXOS.

Dosímetro de radiación.....	171
Fantoma.....	172
Equipo de prueba para compresión en mamografía.....	173
Multímetro.....	173
Medidor de Ph.....	174
Barómetro.....	176
Báscula.....	177
Densitómetro.....	178
Malla de cobre.....	179
Lámpara de luz ultravioleta.....	179
Sensitómetro.....	180
Termómetro.....	181
Fotómetro.....	181
Delantal plomado.....	182
Láminas de plomo.....	183
Patrón de estrella.....	183
Higrómetro.....	184
Maniquí de Polimetacrilato de Metilo.....	185
Negatoscopio.....	185

Chasis Mamográfico.....	186
Películas para mamografía.....	187
Números plomados.....	187
Kilovoltímetro.....	188
Gomaespuma.....	188
Lupa 2x.....	189
Maniquí de acreditación del ACR para la evaluación de la calidad de la imagen.....	189
Medidor de tiempo de exposición.....	190
Láminas de polimetacrilato de metilo.....	191
Kit de control de calidad para el diagnóstico mamográfico diaset.....	191

INTRODUCCIÓN.

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”. Aplicando esta definición al radiodiagnóstico, la Organización Mundial de la Salud (OMS) (OMS, 1984) añade que “funcionar a satisfacción en servicio implica que pueda obtenerse la calidad óptima en todo el proceso de diagnóstico, es decir, que se produzca en todo momento una información de diagnóstico adecuada, y con una exposición mínima del paciente”.

Dentro de un programa de aseguramiento de la calidad, el conocimiento sobre “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 mamografía es una técnica radiológica especialmente compleja debido a la constitución de la mama. Ésta se compone de tres tipos de tejidos (adiposos, fibro-conectivo y glandulares) distribuidos dentro de la mama sin seguir un patrón fijo, variando de mujer a mujer así como con la edad; a esto hay que añadir la diferencia de espesor de la mama entre la parte correspondiente al pezón y la contigua al tórax. Dentro de esta arquitectura resulta especialmente difícil visualizar los detalles de interés diagnóstico (masas y micro

calcificaciones) debido a que sus propiedades de atenuación del haz de rayos X son muy similares a las de los tejidos que las rodean. Su detección es además especialmente difícil cuando se intenta realizar un diagnóstico precoz debido a su menor tamaño y masa.

Todos estos aspectos hacen que sea necesario desarrollar un protocolo de control de calidad específico para las instalaciones mamográficas, que abarque todos los elementos que puedan afectar a la formación de la imagen y, por tanto, a su calidad, así como a la dosis de radiación.

Esto es especialmente importante en los programas de cribado sanitario (screening) de cáncer de mama en los que se obtienen mamografías de mujeres asintomáticas que probablemente están sanas. Mantener una alta calidad de imagen asegurando que las dosis impartidas en la exploración sean tan bajas como sea posible, esto exige la intervención en el control de calidad de todos los profesionales involucrados: médicos radiólogos, técnicos y físicos médicos.

El trabajo de tesis está estructurado de la siguiente forma: El Capítulo I contiene información acerca de la mamografía analógica, aquí se abarca todo lo referente a la historia de la mamografía analógica, características de este tipo de estudios, evolución de los equipos utilizados en mamografía e información sobre la campaña nacional de prevención oportuna del cáncer de mama, así como una descripción completa del mamógrafo analógico siemens

mammomat 3000 nova, incluyendo la reveladora agfa CP 1000 y las películas mamográficas.

El Capítulo II contiene la explicación de aspectos generales de un programa de garantía de calidad y de control de calidad en equipos médicos de radiodiagnóstico analógico, dando a conocer aspectos de protección radiológica y posteriormente se describe los parámetros que se deben considerar para ejercer un buen control de calidad en un mamógrafo analógico.

El Capítulo III contiene una recopilación de pruebas de control de calidad en mamografía analógica que se deben realizar, en el cual se indica el parámetro a controlar, tipo de prueba, niveles de tolerancia, periodicidad, tiempo estimado, acciones correctivas y equipos, material requerido para realizar la prueba, personal encargado y capacitado para ejecutar la misma y método a aplicar.

En este trabajo de tesis se incluye la bibliografía correspondiente a los protocolos y procedimientos utilizados en otros países y que se han utilizado en la elaboración del presente documento, con sus respectivas conclusiones y recomendaciones.

ANTECEDENTES

La mamografía consiste en una exploración diagnóstica de imagen por rayos x de la glándula mamaria, con aparatos denominados mamógrafos y técnicas especiales.

La mamografía es el mejor de los métodos de diagnóstico por imágenes que disponemos en la actualidad para la detección temprana de lesiones mamarias durante el examen médico o el autoexamen.

En el año 1913 Alberto Salomón determinaba la extensión de tumores realizando radiografías a piezas de mastectomía dando así sus inicios como método radiológico, luego Raúl Leborgne en el año 1945 con sus diversas investigaciones daba impulso al método y caracterizaba microcalcificaciones.

En 1960 el screening mamario comienza los primeros ensayos en Nueva York, seguidos por otros condados, dichos programas demostraron que es posible disminuir la mortalidad de las personas gracias a ellos.

En Sudamérica la mamografía comienza a desarrollarse en la misma década, pero la calidad de las imágenes obtenidas no permitía que este método sea realmente efectivo debido a la baja tecnología de los equipos.

La detección de lesiones cada vez más pequeñas ha sido posible, gracias al desarrollo y evolución de los equipos de mamografía en los últimos 20 años, cuyas películas, pantallas intensificadoras y reveladoras automáticas logran optimizar la calidad de las imágenes.

Garantía de Calidad

Abarca una serie de actividades preestablecidas y sistemáticas planteadas en la estructura del sistema de calidad que se llevan a cabo cuando es necesario probar que una entidad cumplirá con las expectativas de calidad.

El objetivo de la garantía de calidad es asegurarle al cliente la calidad de un producto o servicio.

Componentes:

- **Gestión de Calidad:** realiza la calidad de los productos y servicios, y de esta manera aumenta su eficiencia.
- **Control de Calidad:** técnicas operacionales y actividades que se utilizan para cumplir los requisitos de calidad.

El sistema de protección radiológica se sustenta en los principios generales de justificación, optimización y limitación de dosis.

Las exposiciones médicas deberán proporcionar un beneficio neto suficiente, teniendo en cuenta las ventajas diagnósticas o terapéuticas que producen frente al detrimento individual que puedan causar.

Para el cumplimiento de las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica, sobre Protección Radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos, así como los Reales Decretos por los que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, medicina nuclear y radiodiagnóstico, en los cuales, y de forma general, se exige que todas las exposiciones en un acto médico cumplan las siguientes condiciones:

- Estar justificadas por el médico prescriptor, y el especialista en diagnóstico por imagen o radioterapeuta.
- Realizarse con la mínima dosis necesaria.
- Bajo la responsabilidad de un especialista médico o un oncólogo.

Por todo ello, en la Unión Europea han desarrollado una legislación específica que garantiza que se cumplan dichos principios.

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

Para evitar una posible sobreexposición de radiación ionizante tanto del personal profesionalmente expuesto como de los pacientes que acuden al área de imágenes del HOSPITAL ONCOLÓGICO DR. JULIO ENRIQUE PAREDES C. SOLCA – TUNGURAHUA (HOJEP SOLCA) es necesario tener los conocimientos suficientes para la detección del cáncer de mama mediante Radiodiagnóstico por parte del personal que labora en el área de imágenes, esto permitirá reducir la exposición de pacientes y personal de salud durante cualquier examen con el uso de radiaciones ionizantes. La utilización adecuada del equipo en base a sólidos conocimientos del control de calidad permitirá que se garantice la obtención de una mejor imagen con la menor dosis de radiación para el paciente, así como para que el médico realice un mejor “diagnóstico”.

Además es necesario que el centro de mamografías del Hospital SOLCA Tungurahua, tenga acceso a un físico médico que sea responsable de supervisar el cumplimiento de los protocolos de aseguramiento y control de calidad en el área de imágenes, así como el rendimiento de los equipos, evaluación de las dosis a los pacientes y seguridad de los operadores.

Así como la implementación de pruebas que permitan verificar el correcto funcionamiento del sistema de producción de la imagen mamográfica (cuarto oscuro, chasis, películas, mamógrafo, sistema de lectura de la mamografía,

etc.), con la finalidad de tener una estimación del funcionamiento del sistema requerido para tal fin y por ende la corroboración del mantenimiento realizado a las unidades en cuestión.

El Área de Imágenes del Hospital Oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. SOLCA-Tungurahua cuenta con un área de mamografía, la cual brinda servicios a todas las pacientes que los solicitan. Dicha área, a pesar de su eficiencia no cuenta con un protocolo de control de calidad, y se debería contar con uno; el cual servirá para que se realice controles diarios, mensuales y anuales, para que de esta manera se administre al paciente y se disminuya la exposición del personal ocupacionalmente expuesta una dosis baja de radiación, pero con la garantía de la obtención de una imagen de calidad.

El Equipo que funciona en esta Área es un Mamógrafo Analógico “Siemens Mammomat Nova 3000” que fue adquirido en el año 2003 por la Institución, y que abarca un promedio de 18 a 25 pacientes diarios, por tal razón es que en el año 2010 se ha realizado más de 3180 mamografías, teniendo en cuenta que la atención es de lunes a viernes previa la obtención de un turno.

Es por eso que 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 nuestra carrera.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Elaborar un Protocolo de control de calidad para el Mamógrafo Analógico Siemens Mammomat 3000 Nova del Hospital Oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. Solca – Tungurahua que contribuya al uso eficiente y eficaz de las radiaciones ionizantes y el mejoramiento del servicio de esta casa de salud.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Concienciar al personal que labora dentro del área no solo de la importancia de contar con un protocolo de control de calidad si no de la aplicación del mismo.
- Analizar los parámetros que afectan la calidad de la imagen y condiciones de visualización descritos en la literatura.
- Determinar el material necesario y las pruebas de control de calidad que se requieren realizar al mamógrafo analógico siemens MAMMOMAT 3000 nova y toda la unidad de mamografía del hospital oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. Solca – Tungurahua, para garantizar el correcto y adecuado funcionamiento del mismo y la obtención de imágenes de alta calidad.

- Realizar una Inspección y evaluación visual de la unidad mamográfica del área de imágenes del Hospital SOLCA Tungurahua.
- Valorar la calidad del revelado de placas y las condiciones de funcionamiento y funcionalidad del cuarto oscuro de la unidad mamográfica del área de imágenes del Hospital SOLCA Tungurahua.

CAPITULO I

1. MAMOGRAFÍA ANALÓGICA.

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

En la mamografía de película o analógica, también llamada convencional (MA) que se ha utilizado por más de 35 años, la imagen se crea directamente en una película. Una limitación importante de la mamografía de película es la película en sí misma. Una vez que se obtiene un mamograma, esta no puede ser alterada perceptiblemente; si la película es sobre expuesta, por ejemplo, el contraste se pierde y no puede ser recuperado.

En la mamografía convencional o analógica el detector de imagen consta de un portachasis con parrilla antidifusora .En el chasis encontraremos la película radiográfica específica para mamografía y una pantalla luminiscente que convertirá la radiación en fotones de luz que imprimirán a la película.

Para obtener la imagen, introduciremos la película contenida en el chasis en una reveladora y mediante un proceso químico obtendremos una radiografía de la mama lista para el diagnóstico.

1.1 BREVE HISTORIA DE LA MAMOGRAFÍA.

La mamografía durante muchas décadas y por condicionamientos puramente técnicos estuvo desacreditada como método diagnóstico.- La historia de la mamografía va desde una simple radiografía de una pieza de mastectomía hasta ser el método de detección del cáncer de mama en los programas de screening.

En 1913 el cirujano Albert Salomón (Berlín) informo sobre sus investigaciones usando radiografías en piezas de mastectomía describiendo los signos radiológicos del cáncer de mama y de su afectación axilar.- En 1949 Raúl Leborgne de Uruguay describe en varios artículos en español la presencia de microcalcificaciones en el 30% de los canceres de mama. Reconoce la importancia de la compresión para aumentar la calidad de la imagen, con conos de compresión en áreas de interés y en 1951 describe la diferencia entre las calcificaciones benignas y malignas y la semiología radiológica de las enfermedades de la mama.

En 1960 Robert L. Egan describe el alto miliamperaje – bajo kilovoltaje usando películas industriales y en 1963 el Cáncer Control Program del servicio público de enfermedad de EEUU, informa de la utilidad y la reproductividad de la mamografía.

En 1965 Charles Gros (Estrasburgo) diseña el primer prototipo de mamógrafo con ánodo de molibdeno que produce radiación de baja energía que da un mejor contraste a las estructuras de la glándula mamaria y en 1969 CGR saca al mercado el CGR Senographe con ánodo de molibdeno, cono de compresión y columna giratoria que es el precursor de los mamógrafos actuales.

En 1963-1966 el Health Insurance Plan (HIP) patrocina en Nueva York el primer screening de cáncer de mama combinando la mamografía y la palpación, viendo así como bajaba la mortalidad por cáncer de mama comparando con el grupo control.

En 1981-1982 empieza el screening de cáncer de mama en Suecia utilizando una sola proyección radiológica, la medio lateral oblicua.- En los años 90 se desarrolla la mamografía digital y en el año 2000 la FDA aprueba el primer mamógrafo de campo completo.- La propagación de la tecnología en el campo médico se ha acelerado en los últimos años.

Esta tecnología consiste de dispositivos de adquisición de imágenes, unidades de almacenamiento, estaciones de despliegue, procesadores y bases de datos.

Estos componentes se integran mediante una red de comunicaciones y un sistema de administración de datos.

Durante los últimos años, estas tecnologías han madurado y sus aplicaciones han ido más allá del área de radiología, han alcanzado los hospitales completos.

1.2 AVANCES.

Cada día aparecen nuevas aplicaciones para intentar mejorar el diagnóstico precoz del cáncer de mama, una de ellas es el diagnóstico asistido por ordenador el CAD, que consiste en que un sistema inteligente vaya aprendiendo a detectar lesiones mínimas.

La tomosíntesis, consiste en realizar proyecciones mamográficas con diferentes angulaciones que permitan la separación de estructuras superpuestas, identificación de lesiones ocultas y realizar reconstrucciones tridimensionales.

1.3 APLICACIONES.

La mamografía resulta una herramienta imprescindible en la detección precoz del cáncer de mama y actualmente se están realizando esfuerzos tecnológicos

para minimizar las posibilidades de error y falsos negativos- La capacidad de identificación de lesiones de mínima dimensión ha permitido la utilización de la mamografía en revisiones sistemáticas para detectar tumores antes de que puedan ser palpables y clínicamente manifiestos (cribage mamográfico). Este diagnóstico, efectuado en una fase muy precoz de la enfermedad, suele asociarse a un mejor pronóstico de curación, así como a la necesidad de una menor agresividad del tratamiento para el control del cáncer.

1.4 CAMPAÑA NACIONAL DE PREVENCIÓN OPORTUNA DEL CÁNCER DE MAMA.

“La detección a tiempo puede salvar vidas y entregar una eficaz forma de curar al paciente”

El Día Mundial del Cáncer de Mama se conmemora cada 19 de Octubre para alertar a la sociedad acerca de lo importante que es una detección temprana.- El Hospital Oncológico Dr. Julio Enrique Paredes Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (Solca) Tungurahua, realiza campañas permanentes, aquí se exponen temáticas sobre el cáncer y su incidencia, los hábitos de alimentación, la prevención y demás temas sociales y humanos.

El objetivo es promover, motivar, concienciar y ejecutar proyectos de prevención y tratamiento de cáncer de mama, y de esta forma proteger en forma colectiva y consciente a la sociedad.

Aída Aguilar, jefe de docencia de Solca - Tungurahua, señaló que uno de los papeles fundamentales para Solca es la prevención de las enfermedades y no solo la detección de estas [25].

Las mamografías se las deben realizar tanto las mujeres como los hombres. En mujeres de rutina y en hombres cuando tenemos la presencia de un nódulo palpable para descartar la presencia de lesión o ginecomastia.

En una mujer se comienzan a realizar mamografías a los 40 años, en caso de que haya antecedentes familiares de cáncer pues se empieza más temprano. Los seguimientos de mamografía se hacen cada año o cada dos años, atendiendo a la predisposición familiar. La razón por la que no se le indica una mamografía a una mujer de 20 – 30 años es porque el tejido mamario va a ser muy denso y por tanto no nos permitirá descartar la presencia o no de lesión.

Lamentablemente, en nuestro país y en Latinoamérica hay pocas estadísticas confiables, según las del Ministerio de Salud del Ecuador del año 2002, la mortalidad es de alrededor de 26/100000 mujeres, coincidentes con lo publicado acerca de la región en la World Health Organization (WHO) del año 2006.

Sin embargo, en las estadísticas de la WHO para Latinoamérica, la incidencia es de 44,3/100000 y la tasa de mortalidad del 13,2/100000. En los países donde no hay campañas oficiales de prevención y de detección precoz a largo plazo y con recursos suficientes para que la mayoría de la población acceda a esos beneficios, el cáncer de mama se diagnostica cuando el tumor es palpable. Eso significa que se perdió un tiempo vital para su detección en el momento oportuno. El autoexamen de mama es una herramienta excelente porque les permite a las mujeres de una manera sencilla poder conocer sus mamas y darse cuenta a tiempo cuando algo está fuera de lo normal.

En nuestro país, el cáncer de mama es uno de los tumores más frecuente en la mujer, lo que obliga a nuestras autoridades sanitarias a desarrollar programas de detección precoz en las diferentes instituciones sanitarias. Por esta razón se exige tanto a los médicos ginecólogos estar siempre actualizados en estos temas, una puesta al día en los últimos avances que afectan al cáncer de mama, como es el diagnóstico cada vez más precoz de esta enfermedad que nos permite implantar tratamientos cada vez más efectivos para la mujer afectada. La mamografía es el método más valioso para detectar la enfermedad aún antes de que se forme el nódulo o que sea palpable. Muchísimos trabajos internacionales determinan claramente las bondades de la mamografía para la detección precoz y aún no ha sido superada por otros métodos. Se destacó a la ecografía como un complemento valiosísimo para disminuir la tasa de error.

1.5 MAMÓGRAFO ANALÓGICO.

En la mamografía de película o analógica, también llamada convencional (MA) que se ha utilizado por más de 35 años, la imagen se crea directamente en una película. Una limitación importante de la mamografía de película es la película en sí misma. Una vez que se obtiene un mamograma, esta no puede ser alterada perceptiblemente; si la película es sobre expuesta, por ejemplo, el contraste se pierde y no puede ser recuperado.

La mamografía digital (MD) es una tecnología relativamente nueva donde la película de radiografía es substituida por detectores de estado sólido que convierten las radiografías en señales eléctricas. A pesar de las promisorias ventajas del uso de la mamografía digital para la inspección, no está claro que esta nueva tecnología sea mejor que la convencional para la detección temprana de cáncer de seno. La mamografía de película continúa siendo la tecnología estándar para la inspección del cáncer de seno.



Figura 1.1: Esquema de un mamógrafo [20].

1.5.1 FUNCIONAMIENTO.

- Es necesario contar con 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 generalmente un ánodo de molibdeno que proporciona una abundante fuente de fotones de baja energía que junto con un filtro de molibdeno o tungsteno (Mo/ W) ayudan a realizar 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 la película.

En la mama hay un balance de tejido graso y glandular, de aquí que en una paciente joven se puede encontrar mayor cantidad de tejido conectivo (que dará una proyección hiperdensa) que en una paciente de edad avanzada (que dará una proyección hipodensa, por la sustitución de ese tejido conectivo por tejido adiposo).

Para tener una buena imagen mamográfica hay que tener un buen contraste que depende del grosor y densidad de la mama, de la transmisión de los rayos X que a su vez depende del material del ánodo (Mo/ W) y del tamaño del foco emisor de fotones. Disminuir la borrosidad con una buena compresión y una

parrilla antidifusora para la radiación dispersa. Disminuir el ruido que depende de la calidad del haz de rayos X y del grano de la película. Evitar los artefactos que puedan estar en la piel de la mama y por la manipulación de la película.

En la Mamografía Análoga todo el proceso radiológico se centra en la película como sistema de adquisición, procesado, lectura y archivo de imágenes; lo que exige cumplir con todos los pasos para obtener resultados óptimos.

1.5.2. PARTES DEL MAMÓGRAFO.

Las partes más importantes en un equipo mamográfico son:

- ✓ *Tubo de rayos x.*
- ✓ *Consola de control.*
- ✓ *Sección de alta tensión o generador.*

- a) **TUBO DE RAYOS X:** Consta de un cátodo y un ánodo (Fig. 1):
- **Cátodo:** Es el lado negativo del tubo de rayos x, fuente de electrones, está constituido por dos partes principales: un filamento y una copa de enfoque.

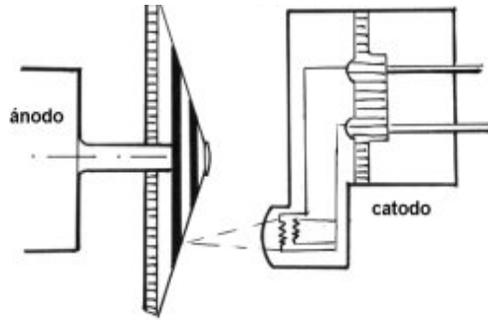


Figura 1.2: Ubicación del ánodo y cátodo en el tubo de rayos X [5].

- **Ánodo:** Es el lado positivo del tubo de rayos x, zona de choque de los electrones. Existen dos tipos de ánodos: estacionario o fijo y rotatorio.

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. 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 [19].

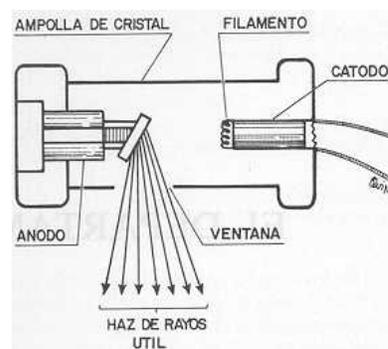


Figura 1.3: Esquema del tubo de rayos X [5].

Los tubos de rayos X con fines generales, utilizan el ánodo rotatorio ya que deben producir haces de rayos X de alta intensidad en un tiempo corto.

- **Envoltura (metálica o de vidrio):** El tubo de rayos X es un tubo de vacío electrónico, generalmente la envoltura de vidrio está fabricada con cristal pyrex y sirve para proteger a los componentes del tubo del calor generado y mantener el vacío dentro del tubo, hacer posible una producción eficaz de rayos X y prolongar la vida del tubo.
- **Envoltura Protectora:** Impide posibles descargas eléctricas accidentales, tanto para la paciente como para el personal de servicio, atenúa los rayos X, protege el tubo y reduce la radiación de fuga. La carcasa protectora proporciona también soporte mecánico al tubo de rayos X y lo protege frente al posible daño producido por una manipulación descuidada [19].

b) **CONSOLA DE CONTROL:** La consola del operador, es el aparato que permite comprobar la corriente y la tensión del tubo de rayos X de forma que el haz útil tenga la intensidad y la capacidad de penetración apropiadas para obtener una radiografía de buena calidad. La consola suele permitir el control de la compensación de línea, la tensión pico, la corriente y el tiempo de exposición; por lo general existen monitores en forma de medidores para la tensión pico y la corriente.

Todos los circuitos eléctricos que conectan los medidores y controles localizados en la consola están a baja tensión, de forma que se reduce la posibilidad de descargas peligrosas [19].

c) **GENERADOR DE RAYOS X:** Un generador eléctrico es todo dispositivo capaz de mantener una diferencia de potencial eléctrico entre dos de sus puntos, llamados polos, terminales o bornes. Los generadores eléctricos son máquinas destinadas a transformar la energía mecánica en eléctrica o radiante.

La sección o generador de alta tensión de una máquina de rayos X, es la responsable de convertir el voltaje bajo que facilita la compañía eléctrica, en Kilovoltaje con la forma de onda apropiada, suele estar ubicada en una gran caja metálica en una esquina de la sala de rayos X y consta de tres partes principales:

- ✓ Transformador elevador de alta tensión.
- ✓ Transformador de filamento.
- ✓ Rectificadores.

Fuente de rayos X.- Aquí encontramos:

- **Material del Ánodo – Filtración:** Tienen como función optimizar la relación calidad de la imagen – dosis en función del espesor y composición de la mama.

- **Focos:** Generalmente posee dos focos de distinto tamaño (de su tamaño influye la nitidez).

1.5.3. CALIDAD DE LA IMAGEN.

La falta de calidad de una imagen puede generar una menor tasa de detección de cáncer y mayor tasa de morbilidad y mortalidad, poca confianza en el estudio mamográfico, una tasa mayor de repetición de mamografías con dosis adicionales de radiación, incremento del número de biopsias solicitadas, estudios adicionales de exploración de mama como ultrasonido, resonancia magnética o medicina nuclear, y un costo elevado de diagnóstico más los costos de tratamiento por haber fallado en la detección temprana de cáncer.

La calidad de imagen depende de varios factores técnicos. No hay un estándar para medirla ni en general existen métodos objetivos para determinarla. Entre otros factores la calidad de las mamografías está afectada por las pantallas películas y/o procesado de la película radiográfica.

1.5.4. VISIBILIDAD DE LOS DETALLES DE PEQUEÑO TAMAÑO.

La visibilidad de los detalles de una imagen, depende de la compleja interrelación que existe entre: contraste, definición (borrosidad) y ruido.

1. Contraste

- **Compresión:** A menor espesor de la mama se reduce la radiación dispersa, y, como consecuencia, se produce una mejora del contraste, posibilitando la utilización de películas de alto contraste (menos latitud).
- **Tensión y calidad del haz:** Esta característica se basa en el criterio de mantener la calidad de la imagen y reducir la dosis en tejido glandular.

2. Borrosidad

Los aumentos de borrosidad están esencialmente relacionados con el movimiento. Afecta a la visibilidad de las lesiones en muy diversas maneras, tal como, la resolución espacial del sistema.

3. Ruido

La presencia del ruido limita la visibilidad o capacidad de detección de los detalles de pequeño tamaño.

1.5.5. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN.

La calidad global de la imagen es el resultado de la interacción entre los distintos componentes del proceso de formación e impresión de la imagen. La evaluación de todos esos factores es un primer paso en la estimación de la calidad final, entendiendo este como una caja en la que se introduce una señal y proporciona una respuesta [20].

1.6 MAMÓGRAFO ANÁLOGO SIEMENS MAMMOMAT 3000 NOVA.

El mamógrafo con el que cuenta el Hospital Oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. Solca Tungurahua, es un mamógrafo análogo siemens mammomat 3000 Nova, equipo con sofisticada tecnología en mamografía análoga disponible en el mercado, diseñada para proporcionar todas las características esenciales para la correcta evaluación en el campo de la mamografía.

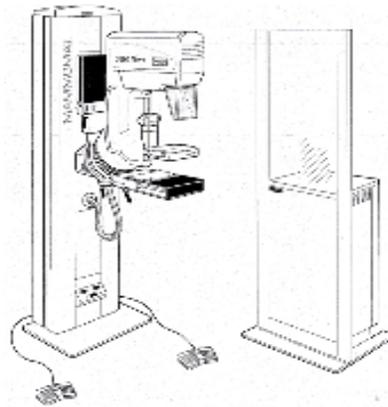


Figura 1.4: Mamógrafo Analógico Siemens Mammomat 3000 Nova. [18].

1.6.1 CARACTERÍSTICAS.

Entre sus características más importantes podemos mencionar:

- Soporte de Rayos X autónomo con sistema de brazo basculante para dos portachasis diferentes (18cm x 24cm y 24cm x 30cm) y emisor de rayos X de Mo/W con cuatro manchas focales y generador multiimpulso de alta frecuencia. Imágenes de alta resolución en cualquier condición de operación garantizada.

- El control automático de exposición (CAE) con compensación de transparencia contiene detectores semiconductores que permiten corregir manualmente la densidad para los diferentes parámetros de exposición (kVp, mA, s) dependiendo de la verdadera densidad del tejido.

1.6.2. DESCRIPCION GENERAL DEL EQUIPO.

Este equipo para un alto rendimiento consta de:

- Tubo de rayos X con ánodo giratorio de 40 kV de Tensión Nominal y una capacidad de almacenamiento de calor de 162000 HU con ventana de berilio y cuatro manchas focales.
- Brazo portachasis basculante que posibilita un cambio rápido y sencillo entre dos portachasis distintos (18cm x 24cm y 24cm x 30cm). Todos los portachasis están dotados de microinterruptores dentro del cajetín del cassette para establecer si el cassette se encuentra en posición o ha sido sustituido después de la exposición y tienen un orificio de guía para adaptarse a la espiga de guía montada en el soporte.
- Generador multiimpulso de alta frecuencia (25kHz) que garantiza la calidad de la radiación para la aplicación de la mamografía.
- El equipo tiene un control automático de exposición (CAE) con compensación de transparencia que contiene detectores semiconductores que permiten corregir manualmente la densidad para

los diferentes parámetros de exposición (kVp, mA, s) en función de la densidad real de la mama a examinar.

- Consola de mandos independiente, el panel de mandos del generador se encuentra montada en la consola de mandos en el escudo antirradiaciones, cuenta con botones sensibles al tacto y presentaciones numéricas de todos los datos importantes de la exposición, existen lámparas indicadoras para señalar las condiciones incorrectas del equipo causantes de bloqueos de la exposición.
- Calibración avanzada para permitir que la unidad sea “ajuste fino” de acuerdo a los resultados de las películas, y procesadores de las películas disponibles en el sitio.

1.6.3. COMPONENTES DEL EQUIPO.

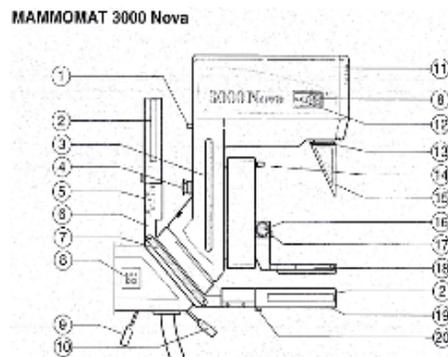


Figura 1.5: Partes del mamógrafo [18].

1. Botón para pre ajuste del ángulo de proyección.
2. Portachasis.
3. Asidero para la paciente.

4. Botón de parada de emergencia.
5. Palanca para liberar/bloquear el portachasis.
6. Brazo portachasis basculante.
7. Asidero para la paciente.
8. Botones para ajuste de altura y rotación del sistema del brazo.
9. Palanca para la conmutación entre el modo normal y el estereotáxico.
10. Palanca para liberar la rotación del brazo portachasis.
11. Conjunto del emisor de rayos X con colimador.
12. Botón de luz de campo.
13. Soporte para el diafragma externo, escudo facial y cruz de sombra.
14. Botón de pre ajuste de fuerza de compresión máxima.
15. Escudo facial.
16. Botón para la compresión/descompresión manual.
17. Botón para liberar la placa de compresión.
18. Placa de compresión.
19. Placa base.
20. Palanca de posicionamiento del detector CAE.

Panel de control

El panel de mandos del generador se encuentra montada en la consola de mandos en el escudo antirradiaciones.

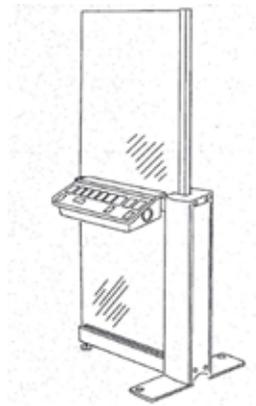


Figura 1.6: Consola de mandos montada en el escudo antirradiaciones [18].

Un breve sonido se produce 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.

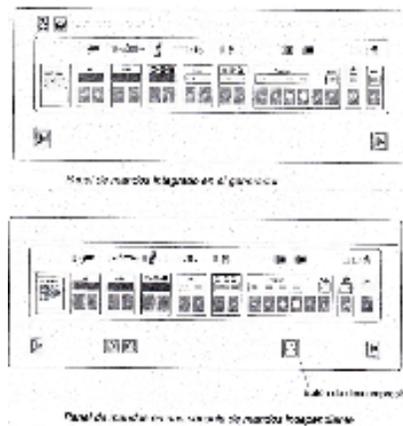


Figura 1.7: Panel de mandos [18].

Chasis

Las cartulinas de refuerzo se utilizan montadas en armazones especiales para rayos X. El chasis presenta el diseño de un libro, con una parte frontal de baja absorción a los rayos X y una parte posterior opaca, formando un conjunto hermético a la luz.

Su diseño tiene que satisfacer las siguientes exigencias:

- Asegurar un contacto perfecto entre cartulinas y película.
- Proporcionar una protección perfecta de la película.
- Poseer un sistema fiable y robusto del conjunto y de sus principales componentes: bisagras y pestillos.
- Posibilidad de elección con sistema de identificación del paciente.

Dado que la radiación que se usa en la mamografía es de muy poca penetración, los chasis deben estar realizados con sustancias de número atómico muy bajo. El material utilizado es fibra de carbono o plástico exento de cualquier carga mineral en su composición. Por esta razón no se utilizan los chasis de aluminio.

Con el uso continuo de los chasis se van ensuciando las cartulinas de refuerzo, a las que, además, se les van adhiriendo pequeñas partículas que dejan huellas claras en la imagen, siendo muy indispensable su limpieza periódica, dependiendo del número de estudios por día, más de 10 se requiere limpieza diaria [18].

Brazo portachasis basculante

El brazo portachasis basculante del equipo posibilita un cambio rápido y sencillo entre dos portachasis distintos:

- 18cm x 24cm

- 24cm x 30cm

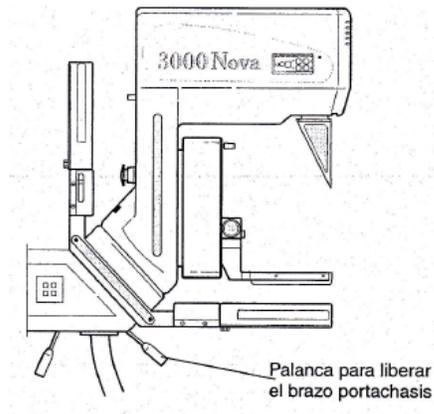


Figura 1.8: Portachasis en un brazo basculante [18].

Portachasis

Los portachasis se colocan sobre una placa base. Con MAMMOMAT se pueden utilizar los portachasis siguientes:

- 24cm x 30cm con rejilla móvil (Bucky).
- 18cm x 24cm con rejilla móvil (Bucky).
- Mesa de amplificación para 18cm x 24cm (factor de amplificación 1 ,8 ó 1 ,5).
- 24cm x 30cm sin rejilla.
- 18cm x 24cm sin rejilla.
- Unidad de biopsia estereotáxica.

Placa Base

La placa base incluye el detector CAE (Control Automático de Exposición), el mecanismo de fijación para el portachasis y un conector para el equipo electrónico. Actuando en conjunción con el portachasis, la placa base funciona a manera de obturador del haz.

Marcación de la película

La película puede ser marcada con datos relativos a la orientación del objeto. Sobre el portachasis se proporcionan seis etiquetas "deslizantes" con distintas designaciones de proyección. Como estándar, se suministran las etiquetas marcadoras de película siguientes:

Lcc = Cráneo caudal, izquierda

Lml = Medio lateral, izquierda

Lmlo = Medio lateral oblicuo, izquierda

Rcc = Cráneo caudal, derecha

Rml = Medio lateral, derecha

Rmlo = Medio lateral oblicuo, derecha

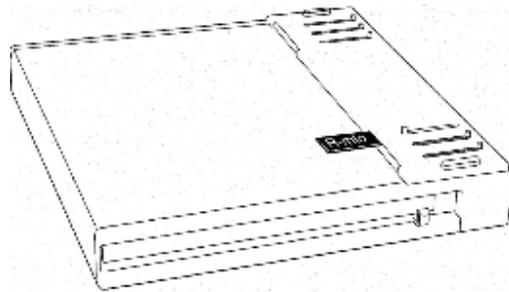


Figura 1.9: Etiquetas de marcación de película [18].

Pedales Conmutadores

El equipo incluye dos unidades de pedal conmutador para la compresión y descompresión motorizadas. Presionando el conmutador derecho (conmutador de compresión), se hace descender la placa de compresión y se activa la iluminación de la luz de campo. Presionando el conmutador izquierdo

(conmutador de descompresión), se produce la elevación de la placa de compresión.

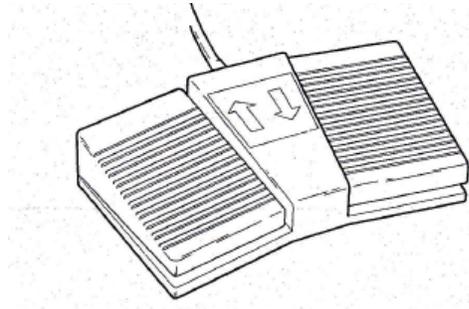


Figura 1.10: Pedales conmutadores [18].

La compresión y descompresión pueden realizarse manualmente utilizando los dos botones en la unidad de compresión.

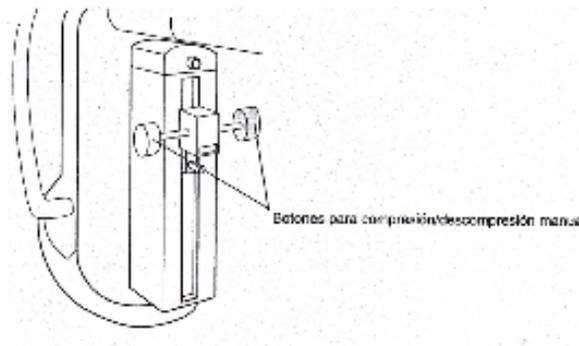


Figura 1.11: Botones para compresión/descompresión manual [18].

1.6.4. DATOS TÉCNICOS.

Este equipo deberá utilizarse en salas dedicadas exclusivamente a fines médicos, a fin de conseguir un funcionamiento seguro para operadores, pacientes y terceros.

SUMINISTRO ELÉCTRICO

El suministro eléctrico puede ir desde 110V cuando es monofásico, hasta 400V cuando es bifásico, y las fluctuaciones máximas permitidas en el suministro de red deben ser $\pm 10\%$, con una frecuencia de 50 ó 60 Hz. El fusible puede ser de 20 ó 35 Amperios a 110V, con una entrada de red de 10 kVA (kilovoltio – Amperios) cuando es momentánea, y 0,8 kVA cuando es permanente.

GENERADOR

Tiene forma de onda de alta tensión multiimpulso de alta frecuencia, con una tensión de exposición de 23 kV a 35 kV en pasos de 1 kV. La potencia máxima de miliamperaje a 25 kV va desde 2mAs a 710mAs, con un tiempo de exposición de 10ms a 7s.

Tiene una precisión de kilovoltaje de $\pm 5\%$ medida en el circuito de alta tensión, y una precisión de miliamperaje de $\pm 10\%$ medida en el circuito rectificado de alta tensión.

ESCUDO ANTIRRADIACIÓN

El escudo antirradiación viene integrado con el generador, con un vidrio de plomo de 0,30 mm de plomo equivalente (Pb Eq).

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

El control automático de exposición, CAE, incluye compensación de transparencia y detectores semiconductores. Las funciones CAE vienen dados para todos los parámetros kV disponibles (23 kV a 35 kV). El CAE viene dado

para un kV clínico apropiado y espesores variables del objeto (2-6cm), la precisión de la densidad óptica es $\pm 0,15$ y se aplica por separado a cada portachasis, la corrección de densidad es ± 3 puntos de exposición, ajustable en 1/8 puntos de exposición. La ventanilla de presentación muestra valores entre -24 y + 24.

CONJUNTO DEL EMISOR DE RAYOS X

La corriente máxima del emisor para la mancha focal grande es 188 mA a 25 kV, y para la mancha focal pequeña es 34 mA a 25 kV, con una tensión nominal del emisor de 35 kV, máximo 134 mA.

REVELADORA AGFA CP 1000.

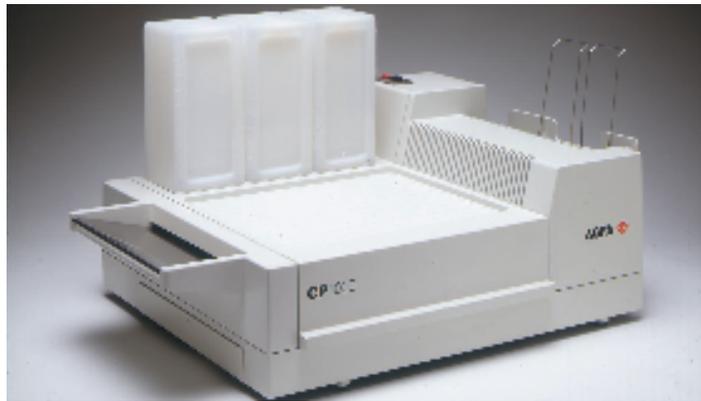


Figura 1.12: Procesadora CP1000 [22].

La CP1000 es una reveladora automática de películas fácil de utilizar. Gracias a su tamaño compacto y a su peso liviano. El control de la temperatura y del secado es automático, no produce desechos de agua. Esta reveladora se encuentra en el interior del cuarto oscuro, ya que para revelar la película

debe existir completa oscuridad para que no se produzca el velado de la misma, la película para ser revelada pasa por las tres etapas de la procesadora que son:

- Revelado.
- Fijado.
- Secado.

El lapso de tiempo es de 2 a 2.5 minutos en los chasis 18cm x 24cm que son los utilizados en películas para examinar mamas.

CARACTERÍSTICAS DE LA PROCESADORA CP1000:

Dimensiones:

Anchura: 65 cm.

Altura: 55 cm.

Peso Neto: 66 kg

Cubeta del revelador: 0,9 litros

Cubeta del fijador: 0,9 litros

Tanque de lavado: 0,9 litros

Botellas de regeneración: 5 litros cada una

Rendimiento: Máximo 60 películas por hora (películas de diferentes tamaños)

Tiempo de procesado: 125 segundos

Velocidad del transporte de las películas: 28 cm/min

Suministro eléctrico:

120 V AC/60 Hz

230 V AC/50 Hz

220 V AC/60 Hz

Consumo máximo: 1,1 kW

Consumo continuo: 0,4 kW

Nivel de ruido: < 60 dB

CUARTO OSCURO.

El cuarto oscuro es una habitación o cubículo al cual se le han tapado todas las rendijas y entradas de luz del exterior para evitar que esta dañe las sustancias químicas, películas y todo el material sensible a la luz que se usa para el [revelado de](#) placas. El material fotosensible es el [papel fotográfico](#) o placas (en el cual se imprime la imagen), que aún no han sido revelados, y los productos químicos, como el [revelador](#), el detenedor y el [fijador](#).

Para el revelado [en blanco y negro](#) se suele usar un pequeño foco de 12 ó 15 [vatios](#) de color rojo, ya que la luz roja casi no afecta al material fotosensible. Aunque las películas medicas es preferible revelarlas en absoluta oscuridad, ya que son mucho más sensibles a la luz que los otros materiales y sobre todo que muchas imágenes, son irre recuperables en caso de daño de la película.



Figura 1.13: Luz de seguridad en el cuarto oscuro [3].

CARACTERÍSTICAS DEL CUARTO OSCURO

El cuarto oscuro del Área de Imágenes del Hospital Solca-Tungurahua cuenta con un espacio amplio y ventilado para permitir el libre y cómodo desplazamiento del personal técnico y profesional así como para evitar el enrarecimiento del aire con los gases y olores reactivos.

Este cuarto tiene total oscurecimiento para evitar el velo de las películas radiográficas y está contiguo a la sala de rayos x, cuenta con una luz inactínica de poca intensidad lumínica, llamada luz de seguridad, para facilitar la tarea de visualización dentro del laboratorio, a su vez posee luz blanca para permitir las tareas de limpieza del laboratorio y los trabajos generales como el cambio de líquidos, limpieza de tanques y procesadora. Existen dos zonas bien determinadas:

- a.- Zona Seca
- b.- Zona Húmeda

ZONA SECA

Denominada así por el hecho de que no existe en ella ningún tipo de líquidos. Todos los productos químicos deben estar alejados de este lugar, cuenta con una mesa de cemento recubierta de cerámica para facilitar la limpieza, en ella se realiza la carga de los chasis con películas vírgenes y la descarga de los chasis con las películas expuestas para ser reveladas. Por debajo de la misma se dispone de compartimentos donde se guardan los diferentes tamaños de chasis y las cajas con películas vírgenes.

ZONA HÚMEDA

En esta zona se realiza el procesamiento químico de las películas expuestas, entre los accesorios se cuenta con: Tres baldes plásticos de 20 litros, que sirven para preparar los químicos y posteriormente cargarlos en la procesadora, obligatoriamente siempre deben de estar limpios y con tapas para cuando no se utilicen, para que los químicos no sean afectados por la luz y el oxígeno (efecto fotólisis y oxidación), se cuenta además con elementos de secado de manos, en el caso de haber tenido contacto con los químicos, evitando tocar elementos que son lábiles a los mismos.

PELÍCULAS MÉDICAS PARA MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL.



Figura 1.14: Película mamográfica Fujifilm [27].

La película de mamografía se compone de una superficie sensible a la luz y a los rayos X (emulsión), extendida por una sola cara de un soporte o lámina de plástico de gran resistencia mecánica. Un recubrimiento delgado de gelatina endurecida, que actúa a modo de barniz protector, protege la delicada superficie de las emulsiones contra las abrasiones y roces, inevitables en la manipulación de la película, la emulsión está constituida por una finísima suspensión de microcristales de halogenuros (cloruro, bromuro, yoduro) de

plata en gelatina. La mezcla va extendida en finas capas sobre un soporte de un espesor del orden de micras. Cuando se expone una película a la luz o a los rayos X, las densidades ópticas (grado de ennegrecimiento) obtenida no varían linealmente con las exposiciones. La relación entre el logaritmo de la exposición relativo y la densidad óptica se denomina Curva Característica.

Una forma práctica de obtenerla es exponiendo la película a la luz de un sensitómetro, revelando y leyendo la densidad óptica correspondiente a cada paso de la escala de grises producida por el sensitómetro.

CHASIS.



Figura 1.15: Chasis mamográfico [27].

Las cartulinas de refuerzo se utilizan montadas en armazones especiales para rayos X. El chasis presenta el diseño de un libro, con una parte frontal de baja absorción a los rayos X y una parte posterior opaca, formando un conjunto hermético a la luz, su diseño tiene que satisfacer las siguientes exigencias:

- Asegurar un contacto perfecto entre cartulinas y película.
- Proporcionar una protección perfecta de la película.
- Poseer un sistema fiable y robusto del conjunto y de sus principales componentes: bisagras y pestillos.

- Posibilidad de elección con sistema de identificación del paciente.

Un contacto defectuoso de cartulina-película es una fuente sistemática de borrosidad de imagen, provocada por la difusión de la luz que la cartulina envía sobre la película. La comprobación del perfecto ajuste de los chasis se hace necesaria ante la menor duda, dado que la radiación que se usa en la mamografía es de muy poca penetración, los chasis deben estar realizados con sustancias de número atómico muy bajo. El material utilizado es fibra de carbono o plástico exento de cualquier carga mineral en su composición. Por esta razón no se utilizan los chasis de aluminio.

Con el uso continuo de los chasis se van ensuciando las cartulinas de refuerzo, a las que, además, se les van adhiriendo pequeñas partículas que dejan huellas claras en la imagen, siendo muy indispensable su limpieza periódica, dependiendo del número de estudios por día, más de 10 se requiere limpieza diaria.

NEGATOSCOPIO.



Figura 1.16: Negatoscopio [3].

Las condiciones bajo las cuales se observan las mamografías pueden determinar la precisión en el diagnóstico y la eficiencia del radiólogo. Estas condiciones vienen determinadas por la luminosidad de los negatoscopios y la iluminación ambiental de la sala de lectura de las mamografías, el contraste de la imagen es extremadamente importante en la mamografía y puede degradarse por iluminación ajena a la del negatoscopio, como la que proviene de ventanas y otros negatoscopios próximos y otras fuentes de luz, tanto directas como reflejadas. Los negatoscopios se deben revisar periódicamente para asegurar que están en condiciones óptimas. Como los tubos fluorescentes pierden brillo con el tiempo (del orden de un 10% en 2000 horas), es importante sustituirlos cada 18-24 meses, cambiándolos todos a la vez.

El nivel de iluminación del negatoscopio deberá ser lo suficientemente uniforme para asegurar que no habrá pérdidas de información diagnóstica en las mamografías, el nivel de brillo en el centro de cada cuadrante del negatoscopio debe ser superior a 5000 lux (1600 candelas/m²). La uniformidad del brillo debe tener una variación inferior al 10%, en toda la superficie. El nivel de iluminación de la sala de lectura no debería exceder 100 lux.

CAPÍTULO II

2 PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA ANALÓGICA.

2.1 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

2.1.1 EVOLUCIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

La posibilidad de obtener imágenes del interior de la materia sorprendió al mundo cuando Wilhelm Conrad Roentgen descubrió los rayos X en la Universidad de Würzburgo - Alemania, en 1895. Un año después, Antoine Henri Becquerel comenzó a explorar otro fenómeno que Marie Curie denominó más tarde “radiactividad”.

Sin embargo, casi a raíz de su descubrimiento se hizo evidente que los rayos X y la radiactividad también podían causar daños a la salud. Ya en 1896 se observaron problemas de depilación, eritemas, quemaduras, amputaciones e incluso la muerte en las personas que empleaban tubos de rayos X y materiales radiactivos en sus investigaciones, en tanto que los pioneros de la radiología sufrían afecciones o morían prematuramente, los científicos comprendieron una contradictoria realidad: estos nuevos descubrimientos que podían contribuir a salvar la vida también podían destruirla. A continuación una breve síntesis de la evolución de las medidas de protección contra las radiaciones ionizantes.

En 1915 las Sociedades Radiológicas Europeas adoptan medidas de seguridad radiológica. En 1925, M. Mutscheller y R. Sievert establecen la primera dosis de tolerancia de 0,2 R/día. En 1927, H. Muller demuestra los efectos genéticos de la radiación, en 1928 se constituye el Comité Internacional de Protección contra los Rayos X. En 1932, G. Failla sugiere límites de 0,1 R/día para todo el cuerpo y 5 R/día para los dedos de las manos como “Dosis Máxima Permissible”. En 1934, se recomienda una “Dosis Tolerable” de 0,2 mrad/día. En 1950 se recomienda una “Dosis Permissible” de 0,05 rad/día.

En 1958 se reduce la Dosis permisible a 0,1 rem/semana, (5rem/año). En 1977 el “Límite de Dosis “se mantiene en 5 rem/año o 50 mSv. En 1990, el límite de dosis se reduce a 20 mSv/año.

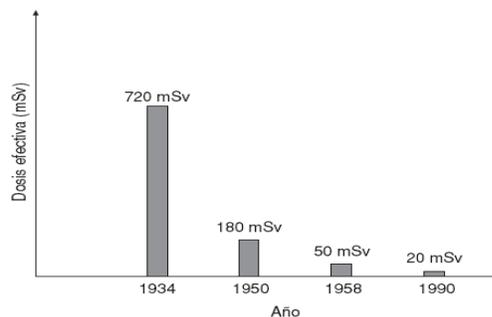


Figura 2.1: Límites de exposición anual recomendados para los trabajadores por la Comisión Internacional de Protección Radiológica, 1934–1990 [1].

2.1.2 DEFINICIÓN Y ALCANCE DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

La Protección Radiológica es un conjunto de Normas Técnicas y Procedimientos que tienen como objetivo el proteger a las personas y su descendencia de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes [19].

Toda actividad que implique exposición a la radiación, debe cumplir con requisitos fundamentales en materia de Protección Radiológica, los cuales se exponen en las Normas Básicas de Seguridad, su meta es la de servir de guía y soporte práctico a las autoridades, servicios públicos y organismos de Protección Radiológica.

Las eventualidades locales, los recursos técnicos, económicos, la dimensión de las instalaciones y otros factores harán posible su interpretación y determinaran las posibilidades de su aplicación, el campo de aplicación de la Protección Radiológica es contribuir al nivel adecuado de protección de las personas y del medio ambiente, de los efectos perjudiciales de la exposición a la radiación sin limitar indebidamente las acciones humanas beneficiosas que pueden estar asociadas a tal exposición [8].

2.1.3 ASPECTOS SIGNIFICATIVOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Dentro del campo de aplicación de la Protección Radiológica, es necesario definir algunos aspectos importantes como:

- **Prácticas:** Son aquellas actividades que aumentan la exposición que normalmente sufren las personas o que incrementan la probabilidad de sufrir una exposición, dentro de estas se encuentran: Aplicaciones Radiológicas con fines médicos, industriales, de enseñanza, de capacitación e investigación, entre otras [19].

Nuevas fuentes de radiación o nuevas vías de transferencia ambiental de radionucleidos; lleva a aumentos de las dosis de radiación.

- **Intervenciones:** Son las actividades encaminadas a reducir una exposición, sea a la radiación ya existente o la probabilidad de exposición. Por ejemplo, la exposición crónica al Radón en edificios y la exposición en situaciones de emergencia en casos de accidente o incidente radiológico [19].

Son acciones en las cuales las personas reciben o pueden recibir dosis de radiación que se originan en causas no controlables o preexistentes al momento de decidir la intervención. Pueden contribuir a disminuir las dosis de radiación que habrán de recibir las personas.

- **Exposición:** Se llama exposición al hecho de que una persona esté sometida a la acción y los efectos de las radiaciones ionizantes. Es la cantidad de energía cedida al tejido (dosis efectiva) por la radiación y que es capaz de producir efectos biológicos adversos. Las exposiciones pueden ser:

a) **Exposición Externa:** se define como la exposición debida a la irradiación del organismo proveniente de fuentes de radiación ubicadas en el exterior del cuerpo humano, tal es el caso del diagnóstico por rayos X [19].

b) **Exposición Interna:** En este tipo de exposición la fuente de radiación se encuentra en el interior del organismo, producto de la ingestión, inhalación o ingreso de material radiactivo por vía percutánea, produciendo una irradiación desde el interior del cuerpo humano.

De acuerdo a su previsibilidad, las exposiciones pueden clasificarse en:

- **Exposición Normal:** La realización normal de las prácticas tendrá por resultado ciertas exposiciones a la radiación, cuya magnitud se podrá predecir aunque con cierto grado de incertidumbre, estas exposiciones previsibles se denominan “Exposiciones Normales”, las que podrán ser controladas observando las restricciones de dosis recomendadas por las normas [19].
- **Exposición Potencial:** Pueden contemplarse escenarios en las que haya posibilidades de exposición, pero ninguna certidumbre de que tal exposición tendrá lugar efectivamente; estas exposiciones, que no son de esperar pero si posibles, se denominan “Exposiciones Potenciales” [19].

Según la naturaleza del vínculo entre las personas y las fuentes, las exposiciones se clasifican en:

- **Exposición Ocupacional:** aquellas que reciben los trabajadores como consecuencia de su actividad laboral [19].
Estas exposiciones son todas aquellas producidas en el curso de la jornada laboral y en prácticas profesionales.
- **Exposición Médica:** aquella que reciben intencionalmente los pacientes como consecuencia de procedimientos médicos de diagnóstico o terapia [19].

Exposición que recae en los pacientes:

- 1) Como parte de su propio diagnóstico médico o de su tratamiento.

- 2) Por personas distintas de las expuestas ocupacionalmente, con el debido conocimiento mientras ayudan voluntariamente a la sujeción, al cuidado o a confortar a los pacientes.
 - 3) Por voluntarios en un programa de investigación biomédica que implique su exposición.
- **Exposición del público:** algunos miembros de la población pueden resultar también inevitablemente expuestos a radiaciones debido a la cercanía circunstancial o permanente de fuentes de radiación o por estar involucrados en procesos de transferencia ambiental de radionucleidos [19].

Exposición recaída en miembros del público debidas a fuentes de radiación, con exclusión de cualquier exposición médica u ocupacional y la radiación de fondo natural local normal, pero incluyendo la exposición de fuentes y prácticas autorizadas y de situaciones de intervención.

2.1.4. EFECTOS PRODUCIDOS POR LA RADIACIÓN.

Desde el descubrimiento de los rayos X y los elementos radiactivos, el estudio de los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes ha recibido un impulso permanente como consecuencia de su uso cada vez mayor en medicina, ciencia e industria, así como de las aplicaciones pacíficas y militares de la energía atómica. Como consecuencia, los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes se han investigado más a fondo que los de prácticamente, cualquier otro agente ambiental.

La energía depositada por las radiaciones ionizantes al atravesar las células vivas da lugar a iones y radicales libres que rompen los enlaces químicos y provocan cambios moleculares que dañan las células afectadas.

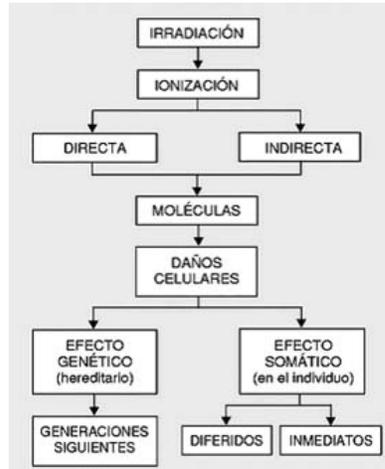


Figura 2.2: Efectos producidos por la radiación [6].

Cualquier parte de la célula puede ser alterada por la radiación ionizante, pero el ADN es el blanco biológico más crítico debido a la información genética que contiene. Una dosis absorbida lo bastante elevada para matar una célula tipo en división (2 Gy), sería suficiente para originar centenares de lesiones reparables en sus moléculas de ADN. Las lesiones producidas por la radiación ionizante de naturaleza corpuscular (protones o partículas alfa) son, menos reparables que las generadas por una radiación ionizante de un haz de fotones (rayos X o rayos gamma). El daño en las moléculas de ADN que queda sin reparar o es mal reparado puede manifestarse en forma de mutaciones cuya frecuencia está en relación con la dosis recibida.

Las lesiones del aparato genético producidas por irradiación pueden causar también cambios en el número y la estructura de los cromosomas, modificaciones cuya frecuencia, de acuerdo con lo observado en supervivientes de la bomba atómica y en otras poblaciones expuestas a radiaciones ionizantes, aumenta con la dosis, en consecuencia, el daño biológico puede producirse en el propio individuo (efectos somáticos) o en generaciones posteriores (efectos genéticos o hereditarios), y en función de la dosis recibida los efectos pueden ser inmediatos o diferidos en el tiempo, con largos periodos de latencia.

También es importante considerar la diferencia entre efectos "estocásticos" y "no estocásticos o determinísticos", según que la relación dosis respuesta tenga carácter probabilístico, o bien el efecto se manifieste a partir de un determinado nivel de dosis (0,25 Sv), llamada dosis umbral. En ambos casos la probabilidad de efecto o el efecto aumenta con la dosis.

- **Efectos Determinísticos:** se caracterizan por un incremento de la severidad en proporción a la dosis partiendo de una dosis umbral, por arriba de ciertos umbrales [19].

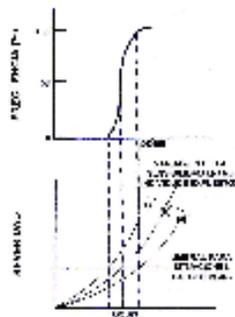


Figura 2.3: Efectos Determinísticos [19].

Estos efectos ocurren entre pocas horas y pocas semanas después de la exposición, aunque algunos de ellos lo pueden hacer mucho tiempo después (cataratas, fibrosis, entre otras).

- **Efectos Estocásticos:** son aquellos cuya probabilidad de ocurrencia se incrementa con la dosis y no tiene umbral. Generalmente hacen su aparición mucho tiempo después de la exposición (Latencia).



Figura 2.4: Efectos Estocásticos [19].

La carcinogénesis, sucesión de eventos que llevan a la aparición de un cáncer, está relacionada con la “transformación” de una célula expuesta a un factor químico, biológico o físico, los efectos hereditarios son efectos estocásticos que comprometen líneas celulares germinales (mutaciones o aberraciones cromosómicas) que pueden ser transmitidas a la descendencia [19].

2.1.5. OBJETIVOS DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Al conocer los efectos que la radiación ionizante puede provocar en nuestro organismo es primordial tratar de evitarlos al máximo, y para ello la Protección Radiológica tiene objetivos bien planteados y definidos, los objetivos de la Protección Radiológica son:

- Evitar la ocurrencia de los efectos determinísticos.
- Limitar la probabilidad de ocurrencia de los efectos estocásticos [19].

Con la finalidad de alcanzar dichos objetivos, la ICRP nos hace algunas recomendaciones para la utilización de un Sistema de Limitación de Dosis, cuyo establecimiento se basa en un análisis, a la par, de la relación entre las fuentes de exposición y los individuos expuestos, considerando que cada fuente provoca la exposición de varios individuos y, que cada individuo, particularmente en el caso de los miembros del público, pueden recibir dosis de radiación provenientes de distintas fuentes. El análisis colectivo del primer enfoque nos conduce a la aplicación de los criterios de justificación y optimización, el criterio de optimización da lugar a criterios de naturaleza individual como los límites de dosis.

2.1.6. DOSIMETRÍA DE LAS RADIACIONES IONIZANTES.

El objetivo de la Protección Radiológica es controlar que los individuos, trabajadores y público no reciban cantidades de radiación superiores a las fijadas en las normas por los organismos internacionales o nacionales competentes [19].

Tanto las radiaciones directa o indirectamente ionizantes transmiten su energía a la materia que atraviesan; cuando se trata de tejidos vivos, dicha transmisión de energía es la que puede provocar daños a las células. La medición de esa energía comunicada al medio, permite la evaluación de lo que llamaremos la

“Dosis de Radiación” que ha recibido la materia. Cuando el objeto de la medida de dosis es el cuerpo humano, se habla de Dosimetría Personal y su finalidad es, en este caso, prevenir o limitar la aparición de efectos nocivos producidos por la radiación. La Dosimetría Personal comprende dos modalidades complementarias pero claramente diferenciadas: la dosimetría de la radiación externa y la dosimetría de la radiación interna.

2.1.6.1. MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS.

MAGNITUD	UNIDAD ANTIGUA	UNIDAD MODERNA	SISTEMA INTERNACIONAL
Actividad (A)	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	s ⁻¹
Exposición (X)	Roentgen (R)	Roentgen (R)	Coulomb/kilogramo (C/Kg)
Dosis Absorbida (D)	RAD (rad)	Gray (Gy)	Joule/kilogramo (J/kg)
Dosis Equivalente (H)	REM (rem)	Sievert (Sv)	Joule/kilogramo (J/kg)
Dosis Efectiva (E)	REM (rem)	Sievert (Sv)	Joule/kilogramo (J/kg)
Kerma	RAD (rad)	Gray (Gy)	Joule/kilogramo (J/kg)

Tabla I: Magnitudes y Unidades Dosimétricas. (Cortesía S.C.I.A.N)

- **ACTIVIDAD (A):** La Actividad de una fuente radiactiva se define como el número de desintegraciones (dN) que en ella tienen lugar por unidad de tiempo (dt).

$$A = dN/dt$$

- **EXPOSICIÓN (X):** Se la define como el valor absoluto de la carga eléctrica total de los iones de un mismo signo producida en el aire (dQ), cuando todos los electrones y/o positrones liberados por fotones en una masa de aire (dm) son completamente frenados en aire.

$$X = dQ/dm$$

- **DOSIS ABSORBIDA (D):** Es la magnitud física que permite determinar la energía que deposita cualquier radiación ionizante por unidad de masa de material irradiado.

$$D = dE/dm$$

Donde dE es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia de masa dm.

- **DOSIS EQUIVALENTE (H):** Es la dosis absorbida debida a la radiación R en un órgano o tejido T, ponderado en función del tipo y calidad de la radiación.

$$H_{T,R} = W_R * D_{T,R}$$

Donde $H_{T,R}$ es la dosis equivalente en un órgano o tejido T, debido a la radiación R, W_R es el factor de ponderación de la radiación, y $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media debida a la radiación R en el tejido u órgano T.

- **DOSIS EFECTIVA (E):** Es la suma de las dosis equivalentes ponderadas por su radiosensibilidad en todos los órganos y tejidos del cuerpo a causa de las irradiaciones internas y externas.

$$E = \sum W_T * H_T$$

Donde W_T es el factor de ponderación de la radiosensibilidad correspondiente al tejido T, y H_T la [dosis equivalente](#) en el tejido T.

- **KERMA (K):** Se define como la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas indirectamente ionizantes (no cargadas) en una masa elemental.

El Kerma es una de las magnitudes utilizadas para evaluar el efecto de las radiaciones ionizantes al interaccionar con la materia.

$$K = dE_{tr}/dm$$

Unidad: J/kg=Gy

2.1.7. SISTEMA DE LIMITACIÓN DE DOSIS.

Este sistema se basa en tres principios:

1. **Justificación de la práctica:** Ninguna práctica que implique exposición humana a las radiaciones debería ser adoptada, a menos que produzca un beneficio a los individuos expuestos o a la sociedad, suficiente para superar el *detrimento* ^(a) que causa [19].

^(a) **Detrimento:** Daño total que podría eventualmente ser experimentado por un grupo expuesto y sus descendientes como resultado de la exposición del grupo a la radiación procedente de una fuente, siempre se consideran beneficios frente a riesgos.

Una práctica está justificada cuando la exposición produce suficiente beneficio como para compensar el daño por la radiación que la exposición pudiera causar. Entonces, una exposición sin beneficio no está justificada.

“Beneficio vs. Detrimento Colectivos”

Optimización de la práctica: Las dosis individuales, el número de personas expuestas, y la ocurrencia de exposiciones no esperadas, deben ser mantenidas tan bajas como razonablemente sea posible teniendo en cuenta factores económicos y sociales (ALARA) [19].

2. Optimizar significa conseguir el mínimo riesgo y el máximo beneficio, teniendo en cuenta factores económicos y sociales. La frase “tan bajas como sea razonablemente alcanzable” (ALARA), se refiere a la aplicación continua del principio de optimización en la práctica día a día.

3. Limitación de dosis individual: Nos asegura que los efectos determinísticos serán evitados totalmente y que la probabilidad de ocurrencia de los efectos estocásticos sea suficientemente baja, la exposición de los individuos debe estar sujeta a límites de dosis o a algún control de riesgo en los casos de exposiciones no planeadas (exposiciones potenciales), de forma que ningún individuo esté sometido a dosis que se consideren inaceptables.

La exposición normal de los individuos debe restringirse para que ni la dosis efectiva total ni la dosis equivalente total a órganos relevantes o tejidos, causadas por la posible combinación de exposiciones de prácticas autorizadas,

excedan cualquiera de los límites de dosis vigentes, excepto en circunstancias especiales.

Los límites de dosis no deben aplicarse a exposiciones médicas de prácticas autorizadas.

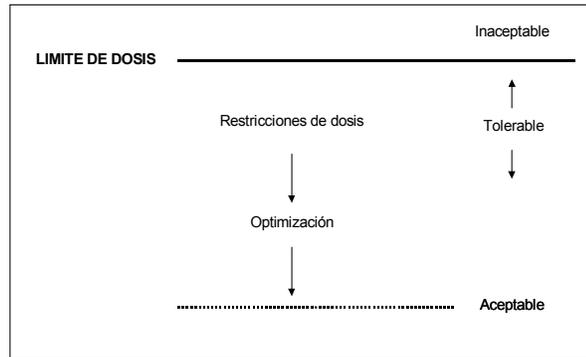


Figura 2.5: Límite de dosis [6].

En 1990 la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) emitió sus nuevas recomendaciones para los límites de dosis ocupacional y para el público.

APLICACIÓN	OCUPACIÓN	PÚBLICO
Dosis efectiva	20 mSv/año	1 mSv/año
Dosis equivalente anual		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Piel	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	50 mSv
Mujer embarazada	1 mSv/periodo de embarazo	

Tabla II: Límites de dosis individuales para el POE y para el público [19].

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} \quad 1 \text{ rem} = 10 \text{ mSv.}$$

2.1.8. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL.

2.1.8.1. RESPONSABILIDAD DE APLICACIÓN.

Conseguir los objetivos de la Protección Radiológica es una tarea en la que están involucrados todos los miembros de cada Centro: las personas que ostentan la autoridad en los órganos de Dirección y Gestión, los profesionales dedicados al ejercicio de la protección radiológica y los trabajadores, expuestos o no a las radiaciones ionizantes. Del conocimiento de sus obligaciones y del estricto cumplimiento de las normas con relación a dichos objetivos dependerá la disminución del riesgo, con el consiguiente beneficio, tanto para los profesionales, como para los pacientes y miembros del público. Los principios generales que orientan la protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto tienden a mantener bajo control las situaciones de inevitable exposición crónica a las radiaciones.

Un programa de protección radiológica que pretenda ser eficaz, debe contemplar todas las fases comprendidas desde la producción de las fuentes de radiación hasta su utilización.

En la seguridad radiológica, al igual que en otras actividades relacionadas con la salud y la seguridad de las personas, es necesario definir y aplicar dos conceptos importantes:

- La responsabilidad
- La autoridad.

La primera consiste en establecer objetivos, proveer las medidas para alcanzarlos y asegurar que sean ejecutados correctamente. La segunda garantiza los recursos imprescindibles para cumplir con la responsabilidad.

La responsabilidad directa del control de la exposición a las radiaciones ionizantes recae sobre las instituciones que la provocan y aunque se enfatiza la responsabilidad de la institución, entendiéndose por ella en la dirección o gerencia encargada de la fuente de radiación, no es menos importante la responsabilidad en cuanto a la seguridad de los suministradores de las fuentes, de los trabajadores y expertos calificados que con ellas laboran y del personal de protección radiológica [19].

2.1.8.2. CADENA DE RESPONSABILIDADES.

Un aspecto esencial en la organización de la Protección Radiológica Ocupacional es la determinación y asignación de responsabilidades. Las funciones y responsabilidades en materia de Protección Radiológica de los distintos profesionales implicados son:

La Autoridad Reguladora debe afianzar la responsabilidad directa de las instituciones y a la vez, establecer normativas generales de seguridad.

La autoridad reguladora tiene un sinnúmero de funciones entre las cuales se incluyen las siguientes:

1. Evaluar las solicitudes de permiso para realizar prácticas con radiación.
2. Autorizar tales prácticas.

3. Realizar inspecciones periódicas.
4. Aplicar medidas necesarias para garantizar el cumplimiento de reglamentos y normas.
5. Establecer una cultura de seguridad con compromiso individual y colectivo, por parte de los trabajadores, personal directivo y de los reguladores.

En la cadena de responsabilidades están incluidos los siguientes miembros:

- PATRONOS (Gerente, Director, Representante, Propietario)
- AUTORIDADES LEGALES COMPETENTES
- FABRICANTES
- USUARIOS

Para llegar a alcanzar el objetivo primordial de que la dosis y, el detrimento, sea el mínimo razonablemente posible, debe aplicarse el programa de protección radiológica en las siguientes fases:

- En los equipos:
 - Diseño.
 - Fabricación.
- En la Instalación:
 - Blindajes.
 - Distribución de salas.
 - Distancias.
 - Verificación inicial (pruebas de aceptación).

- En Operación:
 - Utilización adecuada de los equipos.
 - Empleo de Accesorios de Protección.
 - Optimización de técnicas (revisión permanente).
 - Verificaciones periódicas, calibraciones.

Debe mantenerse un registro detallado de toda la instalación en conjunto acerca de:

- Inspecciones
- Vigilancia médica (exámenes periódicos de su personal)
- Control de calidad de los equipos
- Reportes de mantenimiento
- Licencia institucional y personal
- Reporte de dosis personal
- Reportes de monitoreo de áreas y personal.

El control de la protección radiológica debe ejercerse en especial sobre las fuentes de exposición (materiales radiactivos y generadores artificiales de radiación), las personas y el ambiente de trabajo; con este fin se han clasificado a los sitios de trabajo en dos:

- **Área Supervisada:** es aquélla en que se establecen ciertas condiciones de trabajo pero normalmente no son necesarios procedimientos y prácticas especiales.

- **Área Controlada:** es aquella en la que, en condiciones normales de trabajo (incluyendo los incidentes menores), se requiere que el trabajador cumpla procedimientos y prácticas establecidas especiales, dirigidas específicamente a controlar la exposición a la radiación.

La designación del área como controlada o supervisada se hará en la etapa de diseño de la instalación, previa asesoría y aprobación de la autoridad competente [19].

Las zonas límite entre las dos mencionadas, se hará con el criterio de que las dosis que se reciban a partir de sus fronteras, se encuentren por debajo de los límites establecidos para el público en general.

2.1.9. NORMAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

En primer lugar las normativas a seguirse en Protección Radiológica, se basan en el tipo de radiación ionizante utilizada en la práctica y, principalmente en la actividad o exposición que tenga el material radiactivo o máquina generadora y/o emisora de radiación ionizante. Recordemos que las personas pueden estar expuestas a radiaciones ionizantes por:

Exposición externa: cuando la fuente de radiación ionizante se encuentra fuera de nuestro cuerpo.

Exposición interna: cuando la fuente de radiación ionizante ha ingresado al interior de nuestro organismo por inhalación, ingestión o transferencia cutánea [19].

El principal control de la exposición a la radiación externa y la contaminación interna es el monitoreo ambiental y/o individual según corresponda. No obstante las previsiones generales de protección mencionadas, a continuación se presentan algunos aspectos específicos de protección frente a la radiación externa y a la contaminación interna.

2.1.9.1. CONTROL DE LA EXPOSICIÓN EXTERNA.

Tiempo, distancia y blindaje son las “herramientas” básicas para reducir la exposición por irradiación externa. La radiación externa es generada por equipos de rayos X y por fuentes radiactivas o artefactos que las contienen; la inevitable exposición del personal a la radiación externa puede ser controlada por la aplicación concurrente de uno o más de los siguientes métodos o técnicas:

- Minimizar el tiempo de exposición.
- Maximizar la distancia hasta la fuente de radiación.
- Blindar la fuente de radiación o interponer un blindaje entre ella y la persona expuesta.

Tiempo: La dosis recibida por un individuo trabajando en un área donde existe una determinada intensidad de radiación es directamente proporcional a la cantidad de tiempo que el individuo pasa en dicha área [19].

La dosis total del individuo será entonces igual al producto de la intensidad de radiación o tasa de dosis y la cantidad de tiempo de permanencia en el área.

Es evidente que a menor tiempo de permanencia en un campo de radiaciones, menor será la dosis de radiación recibida, en caso de tener que operar en campos de radiación muy intensos puede reducirse la dosis de exposición individual, repartiendo el tiempo total requerido para las operaciones a realizar, entre varios operadores, cada uno de los cuales ejecuta solo una fracción de la tarea total.

Distancia: La exposición a la radiación decrece con el incremento de la distancia a la fuente. La distancia entre sujeto y la fuente de radiación es un medio muy efectivo para reducir la dosis de exposición y suele ser el más fácil y económico de aplicar [19].

En el caso de una fuente puntual, la variación de la intensidad de radiación con la distancia no es simplemente lineal, sino que está dada por la ley de inverso de los cuadrados: La intensidad de radiación en cada punto es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia del mismo respecto de la fuente de emisión.

$$I_1d_1^2 = I_2d_2^2$$

Blindaje: Es el más importante pero a la vez el más costoso de los métodos usados para disminuir la dosis de exposición. Un blindaje es todo sistema destinado a atenuar un campo de radiación por la interposición de un medio material entre la fuente de radiación y las personas a proteger [19].

El blindaje puede reducir de una manera muy grande la exposición a la radiación y cualquier blindaje disponible puede ser usado con ventaja. El blindaje adecuado de las fuentes de radiación produce condiciones intrínsecamente seguras en los lugares de trabajo. Cuando la Protección por blindajes está basada en la prevención del acceso, el funcionamiento correcto de los sistemas de enclavamiento deberá controlarse de manera rutinaria, es decir que hay que asegurarse que el blindaje no esté debilitado en las juntas, clavos, tornillos, entre otros, así como en los marcos de las puertas y ventanas.

La meta constante de todo trabajador radiológico es la minimización de la exposición a la radiación. La aplicación consciente de tiempo, distancia y blindaje, ayudan de gran manera a alcanzar esta meta.

2.1.9.2. NORMAS GENERALES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Los objetivos fundamentales de esta normativa son los siguientes:

- Mantener bajo vigilancia continua los principales indicadores de las condiciones radiológicas en situaciones normales de trabajo, y dar una alarma de advertencia si dichas condiciones se tornan inadecuadas como consecuencia de un evento indeseable.
- Servir de control principal de la exposición del personal en áreas que no requieren monitoraje individual, y actuar como control complementario en áreas en las que se requiere dicho monitoraje.

Las normas generales de protección radiológica son:

- a. Colocar avisos de precaución en las puertas de ingreso a las zonas controladas.
- b. Toda persona ocupacionalmente expuesta deberá portar un dosímetro personal que permitirá determinar las dosis recibidas en el desempeño de sus actividades y deberá mantenerse un registro de las mismas.
- c. El personal que trabaja en contacto directo con radiaciones ionizantes deberá someterse anualmente a un examen médico laboral.
- d. Ninguna persona menor de 18 años podrá trabajar en contacto directo con radiaciones ionizantes.
- e. Toda operación que involucre exposición a las radiaciones ionizantes, deberá ser realizada por personas debidamente instruidas en los procedimientos de operación y reglas de seguridad, que demuestren ser competentes en el uso de dicho equipo o material y porten la licencia de protección radiológica correspondiente.
- f. Toda instalación que use radiaciones ionizantes, deberá poseer licencia de protección radiológica. Para obtenerla deberá presentar una solicitud a la Autoridad Reguladora de Energía Atómica, adjuntando los planes de operación normal dentro de la instalación, los planes de operación en caso de emergencia radiológica (accidente o incidente) y gestión de desechos radiactivos, entre otros, en el caso de tratarse de instalaciones que utilizan fuentes radiactivas.
- g. Todo licenciatarario está en la obligación de comunicar a la autoridad regulatoria, cualquier traslado, venta o arrendamiento de material

radiactivo o máquina generadora de radiación, así como también presentar la contabilidad semestral del uso de material radiactivo.

- h. Si miembros del público ingresan a zonas controladas, éstos deberán acatar las normas de protección que se apliquen para permanecer en esta zona.

2.1.10. MONITOREO AMBIENTAL.

Es un sistema continuo de observación de medidas y evaluaciones para propósitos definidos; el monitoreo es una herramienta importante en el proceso de evaluación de alteraciones ambientales y en cualquier programa de seguimiento y control (Sors, 1987). "El monitoreo ambiental no es un fin por sí mismo, sino un paso esencial en los procesos de administración del ambiente" [1].

Se puede observar la importancia que actualmente tiene el monitoreo en los diversos procesos de la actividad humana; y como acertadamente se menciona, es una herramienta fundamental dentro de todo aquel desarrollo o procedimiento que se desee controlar y asegurar, 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 en dicha área, sino también a los pacientes debido a que están expuestos a niveles de radiación innecesarios.

La eficacia de un sistema de regulación y control puede ser evaluada tomando diversas medidas de dosis equivalente ambiental en las zonas próximas 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 una cámara de ionización.

MÉTODOS DE MONITORAJE.

- El monitoreo de los campos de radiación externa.
- El muestreo y medición de la contaminación del aire.
- La medición de la contaminación superficial.

INSTRUMENTACIÓN

Al seleccionar la instrumentación para el control de la radiación externa en el área de trabajo es necesario tener en cuenta, fundamentalmente, el tipo y la energía del campo de radiación así como el rango de la tasa de dosis a monitorear.

Para determinar la contaminación radiactiva del aire se utilizan dispositivos que toman muestras o que convergen un volumen conocido del mismo a través de un filtro que, dependiendo de su eficiencia, retiene cierta parte del material radiactivo, el monitoreo de la contaminación superficial se lleva a cabo mediante dispositivos portátiles provistos de detectores contadores Geiger-Muller, contadores proporcionales, contadores de centelleo, o semiconductores. La contaminación superficial arrastrable, principalmente de

emisores beta/gamma, se puede determinar de manera indirecta mediante una técnica de barrido superficial comúnmente denominada “*frotis*” [1].

2.2. ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO.

El control de calidad de las imágenes de rayos X depende de varios parámetros. Para que el rendimiento de los equipos de rayos X sea constante, deben realizarse controles frecuentes de la calidad. Los controles de calidad frecuentes garantizan:

- Un funcionamiento adecuado de los dispositivos médicos radiográficos.
- Reducen la exposición del paciente a la radiación.
- Evitan exposiciones dobles innecesarias.
- Reducen los costes de los servicios de radiología.

Lo ideal es evaluar de manera independiente cada uno de los diversos componentes de la cadena de radiodiagnóstico para identificar los errores de funcionamiento y eliminar aquellos que se detectan fácilmente, el éxito de los estudios mamográficos depende de la obtención de imágenes de alta calidad combinado con una tasa de dosis baja de radiación para el paciente.

Para garantizar este objetivo se hace necesario el establecimiento de programas de garantía de calidad sobre todos los aspectos que involucran estos servicios.

Los factores que determinan la relación calidad de la imagen/dosis en mamografía pueden dividirse en dos grandes bloques:

- a) Los asociados con el proceso de obtención de la imagen y
- b) Los relacionados con las técnicas de exploración clínica.

Los factores incluidos en el primer apartado constituyen el objetivo del control de calidad y en él están involucrados los físicos y también los técnicos que operan los equipos, en el presente protocolo se describen un número de parámetros de control de calidad dirigidos al equipo de mamografía análoga los cuales deben ser realizados al menos con una frecuencia anual, o cuando se produzca algún tipo de mantenimiento al equipo de rayos X.

Abreviaturas utilizadas:

Tc = Técnico/Tecnólogo

Ra = Médico radiólogo

FM = Físico Médico

NOI = Nivel Operativo Inicial

VLS = Velo debido a la Luz de Seguridad

Δ = Incremento

DFP = Distancia Foco - Película

F+V = Fondo + Velo

DO = Densidad Óptica

DM = Densidad óptica media

DD = Diferencia de densidades ópticas

Inspección Visual.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Inspección y Evaluación visual de la unidad mamográfica.	Anual.	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Comprobar que el equipo funciona adecuadamente.

Almacenamiento de películas.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Temperatura.	Semanal.	Apoyo.	Tecnólogo encargado	20- 25° C
Humedad.	Semanal.	Apoyo.	Tecnólogo encargado	40% - 60%
Posicionado de las cajas y chasis.	Semanal.	Apoyo.	Tecnólogo encargado	Vertical.
Seguimiento de los lotes.	Semanal.	Apoyo.	Tecnólogo encargado	< 3 meses
Nivel de radiación.	Anual	Físico Médico	Físico Médico	< 20 µGy/sem

Cuarto Oscuro y Procesadora.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR	DE EVALUAR	
Limpieza del cuarto oscuro	Diario	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo	
Temperatura	Mensual	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo	20 – 25° C
Humedad	Mensual	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo	40% - 60%
Condiciones de Ventilación	Mensual	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	

Nivel de Radiación	Anual	Físico Médico	Físico Médico	< 20 μ Gy/sem
Entradas indeseables de Luz	Mensual	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Ninguna
Luz de Seguridad	Mensual	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Potencia \leq 15W Velo debido a luz de seguridad < 0,05 Densidad Óptica en 2 min a 1,2 m.
Temperatura del Revelador	Diario	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	\pm 0,3°C con respecto al recomendado por el fabricante
Tiempo de Procesado	Semanal	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo	\pm 0,3% con respecto al recomendado por el fabricante
pH de los líquidos del procesador	Semanal	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo	\pm 0,5 con respecto al recomendado por el fabricante
Razón de Reabastecimiento	Semanal	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo	\pm 10% con respecto al recomendado por el fabricante
Sensitometría	Diaria	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Físico Médico	Fondo + Velo (F+V) \leq que el recomendado por el fabricante.
Detección de artefactos del procesado	Semanal	Técnico/Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Sin Artefactos

Sistema de Imagen.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Limpieza de las pantallas.	Semanal.	Tecnólogo	Físico Médico	--
Contacto Pantalla-Película.	Semestral.	Tecnólogo.	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Manchas pequeñas y tenues ≤ 1 cm
Hermeticidad de los chasis	A anual	Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	Manchas $\leq 0,5$ cm
Uniformidad (de velocidad) entre las pantallas	Semestral	Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	$< 0,30$ DO
Uniformidad (de atenuación) entre los chasis	Semestral	Tecnólogo	Técnico/Tecnólogo Físico Médico	≤ 5 %

Equipo Radiológico (Generador y Tubo de rayos x)				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Radiación de fuga	Tras cambios.	Físico Médico	Físico Médico	1 mSv/h a 1 m
Exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo.	Semestral.	Físico Médico	Físico Médico	Exactitud: < 5 % Repetibilidad: < 2 %

Espe sor hemirreductor (HVL)	Anual	Físico Médico	Físico Médico	28 kV con compresor $0,31 \leq HVL \leq 0,40$ mm Al
Repetibilidad y Linealidad del rendimiento	Anual	Físico Médico	Físico Médico	Repetibilidad: < 10% Linealidad: < 10%
Valor del Rendimiento	Anual	Físico Médico	Físico Médico	> 30 μ Gy/mAs a 1 m 28 kV
Exactitud y Repetibilidad del tiempo de exposición	Semestral	Físico Médico	Físico Médico	Exactitud: 10% si $t \geq 200$ ms 15% si $t \leq 200$ ms Repetibilidad: < 10%
Fuerza de compresión	Semestral	Físico Médico	Físico Médico	110 N – 200 N

Control Automático de Exposición CAE.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Repetibilidad del CAE (DO y Kerma en aire)	Anual.	Físico Médico	Físico Médico	Repetibilidad mAs o kerma < 5% Desviación máx. DO < 0,1
Compensación del CAE con el espesor y tensión	Semanal.	Físico Médico	Físico Médico	0,2 DO
Incremento de DO por paso del selector de densidades	Anual	Físico Médico	Físico Médico	DO: 0,1 – 0,2 mAs: 12% - 15%

Geometría.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Distancia Foco – Película (DFP)	Inicial/Tras cambios.	Físico Médico	Físico Médico	Distancia Foco Película (DFP) \geq 60 cm Indicador: \pm 2%
Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla.	Inicial/Tras cambios.	Físico Médico	Físico Médico	Factor de Exposición de Rejilla $<$ 3 a 28 kV.
Estado de la rejilla	Anual Inicial/Tras cambios.	Tecnólogo	Físico Médico	Optimo estado
Posicionamiento correcto de la rejilla (Imagen)	Anual Inicial/Tras cambios.	Tecnólogo	Físico Médico	Laminillas de Rejilla Paralelas y Homogéneas en la Imagen

Sistema de Colimación.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Coincidencia del campo de radiación con el receptor de la imagen.	Anual	Físico Médico	Físico Médico	\pm 5mm pared torácica. $<$ 2% Distancia Foco - Película (DFP) en los otros lados.
Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación.	Anual	Físico Médico	Físico Médico	\pm 2% Distancia Foco - Película (DFP).
Alineación del compresor con el soporte de la mama.	Anual	Físico Médico	Físico Médico	\leq 1% DFP

Condiciones de Visualización de las Imágenes.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Iluminación de la sala de interpretación.	Semestral	Físico Médico	Físico Médico	≤ 50 lux
Luminancia de los Negatoscopios	Semestral	Físico Médico	Físico Médico	> 3000 nit (cd/m^2) (Nitidez: candelas/metro ²)
Homogeneidad de los Negatoscopios	Semestral	Físico Médico	Físico Médico	$< 30\%$ en un negatoscopio $< 15\%$ entre negatoscopios

Calidad de la Imagen.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Estudio de la tasa de rechazo de placas mamográficas.	Mensual	Tecnólogo/Físico Médico	Físico Médico	$\leq 10\%$

Maniquí de Mama.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Densidad Óptica de Fondo	Semanal	Físico Médico	Físico Médico	1,5 DO – 1,9 DO
Diferencia de Densidades				$0,40 \pm 0,05$ DO

Evaluación de la Calidad de la Imagen	Semanal	Físico Médico	Físico Médico	Fibras ≥ 4 Microcal. ≥ 3 Masas ≥ 3
Resolución Espacial	Anual	Físico Médico	Físico Médico	≥ 10 pl/mm

Dosis.				
PRUEBA	FRECUENCIA SUGERIDA	RESPONSABLE		TOLERANCIAS
		DE REALIZAR.	DE EVALUAR	
Kerma en aire en la superficie de entrada.	Anual	Físico Médico	Físico Médico	≤ 10 mGy
Dosis glandular	Anual	Físico Médico	Físico Médico	≤ 2 mGy.

Tabla III: Relación de pruebas de control de calidad [4].

La tabla IV es el compendio de todas las pruebas a realizarse. El orden en que aparecen no debe entenderse como el orden que ha de seguirse en su realización. Este dependerá de las condiciones del servicio de mamografía en el momento de hacer el control de calidad y de las preferencias del evaluador, teniendo siempre presente que existen pruebas cuyos resultados afectan a la ejecución de otras.

1.-Inspección Visual.

- **Inspección y evaluación visual de la unidad mamográfica.**

La inspección del área de imágenes, sirve para comprobar físicamente que todos los sistemas, accesorios y componentes del equipo se encuentran en

buen estado. Además comprobar que todos los movimientos mecánicos y frenos del equipo y de sus dispositivos se encuentran funcionando correctamente, así como que los indicadores de mando del equipo operan adecuadamente y las instalaciones como tales cuentan con los blindajes respectivos y las especificaciones de diseño para tales espacios físicos, mediante las inspecciones se pueden detectar:

- **Condiciones inseguras:** Carencia de protección de órganos cuando las máquinas están en funcionamiento, falta de dispositivos de seguridad, entre otros.
- **Actos inseguros:** Al llevar a cabo las inspecciones y observar a las personas trabajando se pueden detectar acciones o hábitos inseguros.
- **Acciones correctoras ineficaces:** Detectados los riesgos y adoptadas las medidas correctoras que se estime oportunas, mediante inspecciones posteriores se puede comprobar la eficacia de tales medidas.
- **Problemas de diseño:** Permite detectar riesgos que no se tuvieron en cuenta al diseñar, modificar o reparar las instalaciones.

2.- Almacenamiento de películas.

Este parámetro nos sirve para asegurar la perfecta conservación de las películas mamográficas.

- **Temperatura, humedad y nivel de radiación.**

Sirve para verificar la temperatura, humedad y nivel de radiación del lugar de almacenamiento de las películas y reactivos, la emulsión es sensible a las

radiaciones como consecuencia del estado inestable de su estructura; el proceso fotográfico la conduce a un estado estable y permanente conocido como imagen.

Esta situación inestable de la película virgen le hace sufrir una evolución con pérdidas de sensibilidad y contraste y aumento de velo. La evolución, como todo proceso químico, es acelerada por la radiación, la temperatura y la humedad, el periodo de almacenamiento de las películas no debe alargarse demasiado.

- **Posicionado de cajas, chasis y seguimiento de los lotes (Inventario).**

Sirve para verificar la posición y la organización de las cajas de películas, los chasis y los reactivos, y el seguimiento de los lotes de las películas y los reactivos (inventario y orden de utilización).

También sirve para evitar presión en exceso sobre las películas y chasis (que causa marcas de presión), marcas de polvo y arañazos. Los reactivos químicos (revelador y fijador) se degradan con el tiempo y con el uso, en particular, el revelador se oxidará (se vuelve de color pardo) y produce películas sucias y pobres, el fijador cambiará de pH y perderá el endurecedor de la emulsión, es por ello que el periodo de almacenamiento no debe alargarse demasiado.

Al mismo tiempo nos permite llevar un inventario detallado de todas las existencias que posee el área de Imágenes del Hospital y cotejar esa lista con las existencias reales de los elementos que figuran en ella.

3.- Cuarto Oscuro y Procesadora.

- **Limpieza del cuarto oscuro, Temperatura, Humedad, Condiciones de ventilación, Nivel de radiación, Entradas indeseables de luz, Luces de seguridad.**

El cuarto oscuro es la mayor fuente de problemas en mamografía análoga. El polvo y la suciedad producen artefactos en la imagen mamográfica. Un cuarto oscuro limpio da lugar a pocos artefactos y reduce el esfuerzo necesario para la limpieza de cartulinas y chasis.

La disposición del cuarto oscuro debe ser tal que exista separación entre la parte húmeda y la seca. La máquina de revelar, los tanques de regeneración estarán en la zona clara del cuarto.

La limpieza del cuarto oscuro se puede evaluar a partir de la limpieza de las cartulinas de refuerzo (por ejemplo, el número de artefactos de polvo que aparecen en las mastografías). Las películas se manipulan bajo luz inactínica es decir, una luz que permita ver al operador lo que está manejando pero que influye poco sobre el material sensible.

La luz inactínica está producida por unos faroles o cajas de luz con una lámpara de incandescencia de pequeña intensidad (del orden de 15w), provisto de un filtro coloreado intercambiable. El filtro deberá seleccionarse de acuerdo al tipo de película que se utilice (sensibles al verde o sensible al azul).

- **Temperatura del revelador.**

La temperatura del revelador en las procesadoras automáticas es de entre 33°C y 39°C, dependiendo del tipo de película, velocidad de transporte y recomendaciones del fabricante. Cuando la temperatura disminuye, la velocidad de la película disminuye, dando lugar a un aumento innecesario de la dosis de radiación para obtener mamografías con la densidad óptica adecuada.

De la misma forma, el contraste se reduce cuando la temperatura del revelado baja. Si la temperatura del revelado aumenta o el tiempo de revelado es mayor (procesado de ciclo expandido), la velocidad de la película aumenta, permitiendo reducir la dosis de radiación. Sin embargo, esta produce un aumento de velo, a la vez que la estabilidad del revelado puede verse afectada cuando se utilizan temperaturas más elevadas de las recomendadas por el fabricante. En general, la temperatura del revelador debe variar como máximo en $\pm 0.2^\circ\text{C}$ de la recomendada por el fabricante.

- **pH de los insumos.**

Los fabricantes de líquidos de revelado los distribuyen como concentrados. La solución se obtiene "in situ", añadiendo agua hasta completar la mezcla. Cuando los líquidos no se mezclan en la forma apropiada, las condiciones del procesado de la imagen pueden verse alteradas.

Los cambios debidos a la química del procesado se pueden monitorizar fácilmente mediante tiras (cuñas) de control sensitométrico. Si las variaciones de los valores de control del procesado (velocidad, contraste y velo) superan

las tolerancias, se deben cambiar los líquidos para asegurar resultados óptimos.

- **Tiempo de procesado.**

Se define como el tiempo que transcurre desde que el borde de la película entra en la procesadora hasta que sale.

Los tiempos de procesado varían entre 90 y 210 segundos aproximadamente dependiendo si el ciclo es normal (estándar) o extendido. El procesado del ciclo expandido se puede utilizar con películas de emulsión por un solo lado. La película permanece un tiempo mayor en el revelador, pero la temperatura del revelador no varía de forma considerable. En general, cuando se utiliza el ciclo de procesado extendido, aumenta tanto el contraste como la velocidad de la película, reduciendo la dosis de radiación en aproximadamente un 35%. En el caso de películas de emulsión por ambos lados, el procesado de ciclo extendido no afecta significativamente sobre la velocidad y el contraste de la película, y por tanto no es recomendado.

- **Razón de reabastecimiento.**

Es importante para mantener estable la actividad del revelador y del fijador.

La tasa de reabastecimiento está en función del volumen de películas que se procesan diariamente. Cuando se procesan pocas películas al día, se necesita una tasa de reabastecimiento mayor. Las procesadoras que revelan pocas películas al día son difíciles de mantener estables. Para un alto número de películas reveladas al día son necesarias tasas de reabastecimiento más bajas.

- **Sensitometría.**

El objetivo de este control es: mediante el revelado de una cuña sensitométrica de control, determinar el nivel de actividad del revelado antes de revelar las películas mamográficas.

En el método de control sensitométrico del revelado es esencial realizar este control a primera hora de la mañana antes de comenzar a revelar las películas mamográficas, para comprobar que no se producen cambios en las condiciones del revelado.

- **Detección de artefactos del procesado.**

Para minimizar la aparición de artefactos en la película es importante mantener el cuarto oscuro lo más limpio posible. Los artefactos debidos a polvo y suciedad entre la cartulina y la película son especialmente problemáticos, en las películas de emulsión por una sola cara de las mamografías, no sólo por afectarles más que a las de doble emulsión, sino que también pueden parecerse a microcalcificaciones y producir errores en el diagnóstico. En todo caso, tras cualquier manipulación con agua o líquidos de tratamiento, debe limpiarse y secarse cuidadosamente toda superficie húmeda o salpicada, así como las manos. La película es delicada con las manchas, las detecta produciendo huellas o defectos. Se debe cuidar especialmente la limpieza de la bandeja donde se introducen películas en la reveladora. La persona que carga y descarga los chasis no debe usar productos químicos en las manos (crema, polvos, entre otros).

4.- Sistema de Imagen.

Evalúa la calidad de la imagen radiográfica y detecta posibles cambios en la calidad de las imágenes.

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

El contraste se define como la diferencia de densidades ópticas entre un objeto y su fondo. Esta diferencia se suele dividir por la densidad óptica de fondo para poder comparar contrastes a bajas y altas densidades y finalmente se multiplica por 100 para expresarlo en tanto por ciento. La mayoría de los médicos radiólogos son capaces de distinguir estructuras con un contraste inferior a 1%, debido parcialmente a que la forma y bordes del objeto facilitan su reconocimiento.

Los factores que influyen en el contraste de forma importante son: la calidad del haz utilizado (material de ánodo, kVp, tipo de generador y filtración), la fracción de radiación dispersa que alcanza a la película (rejilla, tamaño de la mama y compresión), el contraste de la película (conjunto cartulina-película y procesado de la película) y densidad óptica de fondo.

- **Limpieza de pantallas intensificadoras.**

Asegura que las pantallas intensificadoras de los chasis mamográficos no están dañadas y se encuentran libres de polvo, partículas u otro tipo de

suciedad que pueda degradar o interferir con los detalles de la imagen de interés diagnóstico.

- **Contacto pantalla – película.**

Sirve para verificar que el contacto pantalla-película sea uniforme. Un contacto defectuoso de cartulina-película es una fuente sistemática de borrosidad de imagen, provocada por la difusión de la luz que la cartulina envía sobre la película

Es importante tener identificada cada combinación cartulina-película. Por ejemplo, si se aprecian artefactos debidos a polvo en algunas imágenes mamográficas, la identificación apropiada permitirá localizar el chasis sucio y limpiar las cartulinas.

- **Hermeticidad de los chasis.**

Verifica la hermeticidad de los chasis, es decir que debe estar perfectamente cerrado mediante fusión o sellado.

Para lograr un buen [aislamiento lumínico](#) y [térmico](#), es menester que las aberturas y cerramientos exteriores sean herméticos. Ésta es condición necesaria para obtener una buena imagen mamográfica y su posterior diagnóstico acertado.

- **Uniformidad entre chasis (velocidad y atenuación).**

Evalúa la uniformidad en la velocidad y atenuación radiográfica en las pantallas intensificadoras usadas en la unidad mamográfica.

Usando las densidades ópticas de las películas resultantes del chasis, calculamos la desviación estándar, si esta excede 0,05 se concluye que el equipo no es reproducible o existen problemas con el proceso de revelado, por lo que la prueba no puede realizarse en estas condiciones.

Alguna acción correctiva debe ser ejecutada para corregir estos problemas y realizar la misma. Si la desviación estándar no excede 0,05 entonces determinamos el valor de densidad óptica máxima y mínima de todas las películas evaluadas, la diferencia entre estas no debe exceder 0,3. Cualquier combinación de chasis – pantalla que no cumpla los anteriores criterios debe ser chequeado para tratar de identificar la causa del problema.

También si pantallas de igual velocidad son usadas con chasis de diferente fabricante es posible encontrar variaciones en la atenuación de los chasis que traería como consecuencia variaciones significativas en las densidades de las películas. Si no es posible identificar las causas de los problemas es preferible reemplazar la combinación chasis – pantalla que no cumpla con el criterio de calidad.

5.- Equipo Radiológico.

- **Radiación de fuga.**

Es la radiación proveniente de la cubierta protectora del tubo que no forma parte del haz útil de radiación, en consecuencia, este tipo de radiación es producida por los fotones que no están direccionados correctamente. El valor máximo de radiación de fuga permitido es 1 mGy/h a 1 m.

Este parámetro nos sirve para detectar y medir la radiación de fuga a la máxima carga que pueda soportar el tubo de rayos X.

- **Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo (U) (kV).**

Al aumentar la tensión, también lo hace la penetración. Un aumento de la tensión, desplaza el espectro de emisión del haz de rayos X hacia la banda de alta energía, lo que incrementa la energía efectiva del haz y su penetración.

La evaluación permitirá determinar la exactitud y repetibilidad del kilovoltaje del potencial. 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 repetibilidad se mide mediante exposiciones repetidas con una tensión fija que se utilice normalmente.

- **Espesor hemirreductor (HVL).**

Nos permitirá evaluar la calidad del haz de radiación mediante la determinación del espesor hemirreductor (HVL).

La mayor parte de las normas Europeas establecen tolerancias en filtración total, usualmente expresada como "espesor equivalente de aluminio". Este parámetro no es medible directamente pero su utilidad estriba en ser una magnitud aditiva y por tanto útil para diseñar y fabricar los distintos componentes interpuestos en el haz. En diferentes grupos de expertos se considera que la calidad espectral debería especificarse en términos de capa hemirreductora (HVL) a un cierto kVp. Este parámetro es medible en pruebas

de aceptación o constancia. A 70 kVp una HVL superior a 2,5 mm aluminio garantiza el cumplimiento de la tolerancia señalada para la filtración.

El espesor hemirreductor es adecuado para minimizar la dosis de la mujer sin reducir excesivamente el contraste de la imagen. El espesor hemirreductor se determina añadiendo filtros de aluminio (Al) al haz de rayos X y midiendo la atenuación. El espesor hemirreductor se calcula aplicando la fórmula:

$$HVL = t_b \cdot \ln[2E_a/E_0] - t_a \cdot \ln[2E_b/E_0] / \ln[E_a/E_b]$$

Dónde:

HVL: Espesor hemirreductor en mm Al.

E₀: es el promedio de la exposición medida sin filtro.

t_a y t_b: Son los espesores de Al correspondientes a las exposiciones E_a y E_b entre las cuales se encuentra el espesor hemirreductor (valor de espesor para el cual se obtiene una reducción de E₀ a la mitad (E₀/2)).

- **Rendimiento: repetibilidad y linealidad.**

Este parámetro nos sirve para evaluar la repetibilidad del kerma en aire para un mAs dado, la linealidad con los mAs y el valor del rendimiento (mGy/mAs).

Dosis (o kerma) en aire, sin retrodispersión y por unidad de carga nominal, a 28 kVp y a 1 m de distancia del foco.

- **Valor del Rendimiento.**

Se define el rendimiento como el valor de la dosis en aire sin retrodispersión y por unidad de carga a 28 kVp y expresada a 1 m de distancia del foco. Este parámetro junto con los correspondientes al tiempo de exposición y a la calidad del haz permite tener un indicador del ajuste de la corriente y, si ésta fuera

correcta, del estado del tubo. Equipos con poco rendimiento requieren tiempos de exposición más largos con el consiguiente riesgo de degradación de la calidad de la imagen.

Si las dosis se miden a otras tensiones puede utilizarse este parámetro para estimar dosis a pacientes en condiciones reales de trabajo. Es útil también para cuantificar las diferencias entre los diversos equipos que realizan las mismas operaciones. El rendimiento se ve afectado de manera importante por la filtración total del haz.

- **Exactitud y Repetibilidad del tiempo de exposición.**

Su ajuste correcto tiene influencia en la calidad de la imagen tanto en lo que respecta a la densidad óptica obtenida como para prevenir la borrosidad cinética. Las medidas se realizarán con diferentes tiempos de exposición.

El movimiento de la mama produce una falta de definición en la imagen denominada borrosidad cinética. Por tanto, si la resolución de la imagen se degrada, lo más frecuente es que sea debido al movimiento de la paciente, ya que es poco probable que el tamaño del foco sufra cambios significativos a lo largo de la vida útil del tubo. El movimiento de la mama se ve favorecido por un tiempo de exposición excesivamente largo o una compresión deficiente.

Por el contrario, cuando la compresión es firme y la exposición inferior a un segundo, resulta más improbable que la paciente se mueva sobre todo si ella misma colabora. Los tiempos de exposición pueden alargarse y ser de 2 ó 3 segundos si se utiliza rejilla, la mama es gruesa y el sistema tiene un

rendimiento (mGy/mAs) bajo. Con estos tiempos, aunque la paciente contenga la respiración, los latidos del corazón o cualquier movimiento involuntario pueden afectar a la resolución. Por esta razón se recomienda que los tiempos de disparo para obtener la imagen de una mama promedio no superen los 2 segundos.

- **Compresión.**

Una compresión firme hace que los objetos de interés en el interior de la mama se acerquen al plano de la imagen y con ello se disminuye la falta de visibilidad debida a la magnificación.

Su objetivo es comprobar la fuerza de compresión y la verificación de la medida del espesor con respecto al indicado en el mamógrafo, sin permitir una compresión excesiva, así como 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.

6.- Control Automático de Exposición CAE.

El CAE debe ser capaz de mantener una densidad óptica constante sobre una variedad de técnicas y pacientes tipos.

Esta prueba se diseña para asegurar la capacidad del sistema mamográfico de cumplir lo anterior, además de determinar el rango de condiciones sobre los cuales no funciona adecuadamente.

La eficacia del CAE se describe por la repetibilidad y exactitud del control automático de densidad óptica, bajo condiciones variables tales como diferentes espesores del objeto y tensiones del tubo. La repetibilidad del CAE se realiza con parámetros a largo y corto plazo los cuales tienen el mismo objetivo que el parámetro de incremento de la densidad óptica por paso del selector de densidades.

La densidad de la película no deberá variar en más de $\pm 0,2$ DO, respecto del valor obtenido en la evaluación del ajuste del exposímetro, cuando, manteniendo constantes todos los demás parámetros, se hace variar la corriente en el tubo dentro de los límites utilizados en el uso normal del equipo.

7.- Geometría.

- **Distancia Foco – Película (DFP), Determinación de la distancia foco – imagen.**

Evaluar el indicador de distancia fuente-receptor de imagen (DFI). Si la posición del foco no es visible, se determinará conjuntamente con la exactitud del indicador de distancia foco-película. Para ello se utiliza un colimador circular formado por una lámina de plomo de espesor adecuado con un orificio circular central de diámetro conocido y dos chasis cargados.

La lámina se fija al colimador del equipo y los chasis se sitúan uno (a ser posible con parrilla incorporada) sobre la mesa radiológica y otro en el portachasis.

Se efectúa una exposición con la técnica adecuada para conseguir una buena delimitación del borde del círculo y se miden la distancia entre la lámina y el chasis situado sobre la mesa y los diámetros de las imágenes del círculo interior de la lámina en las dos películas. Con ello se pueden determinar geoméricamente ambos parámetros.

- **Rejilla (Factor de exposición, estado e imagen).**

La rejilla presenta ventajas indiscutibles de cara al aumento de contraste pero por desgracia también aumenta la dosis requerida para obtener la imagen. El comportamiento de una rejilla se valora en función al aumento del contraste frente al de la dosis que produce su utilización. Para ello se definen dos factores:

- Factor de incremento de contraste = $\frac{\text{Contraste con la rejilla}}{\text{Contraste sin la rejilla}}$.
- Factor de rejilla = $\frac{\text{Dosis con la rejilla}}{\text{Dosis sin la rejilla}}$.

Ambos factores aumentan cuando lo hace el espesor de la mama. Aunque aumentan también con la tensión, la influencia de este parámetro es mucho menor que la del espesor en el intervalo de tensiones utilizado en mamografía. Una rejilla típica utilizada en mamografía puede mejorar el contraste en un 40% e incrementar la dosis en un factor 2,4 con una mama de 5 cm de espesor con compresión.

Para compensar parcialmente el incremento de dosis que se produce cuando se utiliza la rejilla, se aumenta la tensión de trabajo unos 2 kV. Así, mientras

que la tensión recomendada para una mama típica sin rejilla es 25 ó 26 kV cuando se utiliza rejilla, la tensión de trabajo más recomendada es 28 kV, con mamas muy gruesas puede aumentarse la tensión hasta 30 y 31 kV, para evitar que el tiempo de disparo sea muy alto. En algunos equipos modernos, debido a sus especiales características, se recomienda, cuando se utiliza rejilla, seleccionar 26 kV si las mamas no son demasiado gruesas ni densas.

En la época actual, se están diseñando y ensayando otros dispositivos a fin de eliminar la radiación dispersa con tanta o mayor eficacia que las rejillas antidifusoras pero con incrementos de dosis muy inferiores.

8.- Sistema de colimación.

- **Coincidencia del campo de radiación con el receptor de la imagen.**

Este parámetro nos ayuda a evaluar la coincidencia entre el campo de radiación y el receptor de imagen, es decir la distancia entre los bordes del campo de radiación y el campo luminoso.

La alineación del campo de radiación con el receptor de la imagen asegura que el sistema de colimación no permita que haya radiación más allá del receptor de la imagen. Los sistemas a los que se aplica este tipo de control son aquellos en los que el ajuste del campo de radiación al campo de registro se hace de forma automática. Casos típicos son los equipos de radiografía general dotados de colimación automática.

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.

- **Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación.**

La iluminación producida por el campo luminoso puede comprobarse visualmente dado que en definitiva lo que se pretende es verificar que el campo luminoso es claramente distinguible desde la posición del operador y con la luz ambiente habitual. No obstante, a título indicativo, y salvo casos especiales, no suelen considerarse satisfactorios valores de iluminación inferiores a 50 lux, medidos en la posición del campo de entrada y con la luz ambiental apagada.

Se pretende evitar que el paciente reciba dosis innecesarias en zonas sin interés clínico. Deberá colocarse el tubo de rayos X perpendicular y centrado al tablero de la mesa, utilizando una distancia foco-mesa de 1 m. Se ajustarán los colimadores con el contorno rectangular de la lámina metálica o con los marcadores utilizados.

El plano del campo visual no deberá separarse de la normal al eje del haz de radiación en más de 3 °. Es conveniente realizar esta prueba para campos grandes cercanos a la máxima apertura de los colimadores.

- **Alineación del compresor con el soporte de la mama.**

Este parámetro nos permite evaluar la alineación de la bandeja de compresión con el borde del soporte de la mama es decir la distancia entre el borde de la película en la pared del tórax y el borde de la bandeja de compresión.

9.- Condiciones de Visualización de las Imágenes.

- **Luminancia y homogeneidad de los negatoscopios. Iluminación ambiental de la sala.**

Este parámetro nos permite comprobar que los negatoscopios y la sala de interpretación tengan condiciones de observación adecuadas para mamografía, tomando en cuenta, Luminancia (brillo) e iluminación.

Las condiciones bajo las cuales se observan las mamografías pueden determinar la precisión en el diagnóstico y la eficiencia del radiólogo. Estas condiciones vienen determinadas por la luminosidad de los negatoscopios y la iluminación ambiental de la sala de lectura de las mamografías.

El contraste de la imagen es extremadamente importante en la mamografía y puede degradarse por iluminación ajena a la del negatoscopio, como la que proviene de ventanas y otros negatoscopios próximos y otras fuentes de luz, tanto directas como reflejadas. Los negatoscopios se deben revisar periódicamente para asegurar que están en condiciones óptimas. Como los tubos fluorescentes pierden brillo con el tiempo (del orden de un 10% en 2000 horas), es importante sustituirlos cada 18-24 meses, cambiándolos todos a la vez. El nivel de iluminación del negatoscopio deberá ser lo suficientemente uniforme para asegurar que no habrá pérdidas de información diagnóstica en las mastografías.

10.- Calidad de la Imagen.

Se define como el conjunto de propiedades inherentes a la imagen mamográfica, que permiten caracterizarla y valorarla con respecto a otras de su especie. Esto permite obtener imágenes mamográficas para ofrecer un diagnóstico, la calidad de una imagen mamográfica dependerá de su valor diagnóstico.

- **Estudio de la tasa de rechazo de placas mamográficas.**

Identifica las causas del rechazo de películas y las necesidades más urgentes de actuación para mejorar el funcionamiento de la instalación.

11.- Evaluación de la calidad de la imagen (maniquí).

- **Densidad Óptica de Fondo, Diferencia de Densidades y Evaluación de la Calidad de la Imagen.**

Este parámetro nos permite asegurar que la densidad óptica, contraste y la calidad de la imagen se mantienen dentro de los niveles recomendados.

Aquí tendremos como indicadores: Densidad óptica (DO), diferencia de densidades (DD), número de objetos de diferentes características y tamaños visibles en la imagen de un maniquí específico de mama.

El contraste y la densidad óptica de fondo de la imagen (DO) están relacionados entre sí de una forma complicada. Por ejemplo, si la DO es baja, puede suceder que al tejido glandular le corresponda una densidad óptica en el pie de la curva característica de la película.

El contraste es tan bajo en esta zona que puede hacer imposible distinguir si existen o no microcalcificaciones. Por el contrario, si la imagen está sobreexpuesta, la densidad óptica correspondiente a la piel y los tejidos subcutáneos caerá en el hombro de la curva característica donde, al igual que antes, el bajo contraste puede evitar distinguir estas estructuras o las microcalcificaciones.

Además, para poder visualizar los detalles presentes en una imagen con DO alta es necesario utilizar negatoscopios con brillo elevado y no siempre se dispone de ellos, a la hora de decidir el valor óptimo de la DO hay que tener presente que la dosis aumenta de forma importante con la misma.

CURVA CARACTERÍSTICA DE UNA PELÍCULA

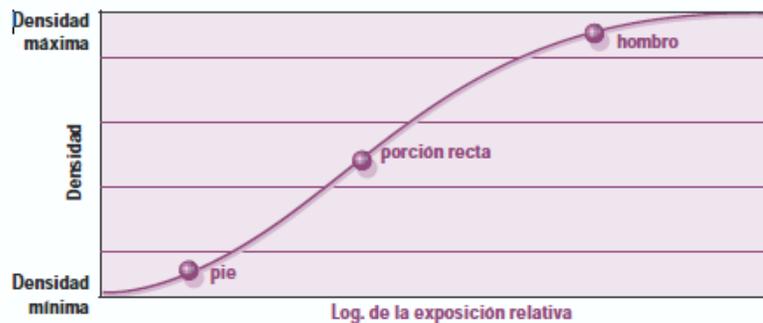


Figura 2.6: Curva característica de una película mamográfica [13].

La curva característica generalmente posee una forma de “S” estirada y oblicua. La parte inferior de la curva se denomina “pie” o “talón” la parte media “parte recta” y la parte superior “hombro”.

Estando caracterizada por que es el exceso de densidad óptica de los blancos sobre la densidad de base. La densidad óptica de la película sin exponer, se denomina densidad de base más velo.

- **Resolución Espacial.**

La visualización de las microcalcificaciones o estructuras de tamaño inferior a unas pocas décimas de milímetro está relacionada con la borrosidad o resolución de la imagen. La resolución global depende principalmente de la geometría utilizada, del receptor de la imagen y de la borrosidad cinética.

Por último, también se ve afectada por el contraste de la imagen. Algunos de estos factores están relacionados entre sí de tal forma que los procesos de optimización son un equilibrio entre todos ellos. Si se disminuye el tamaño del foco o se aumenta la distancia focal con el fin de reducir la falta de visualización, aumenta el tiempo de disparo con lo que puede aumentar la falta de nitidez. Otras veces el incremento de la resolución va acompañado de un aumento de la dosis como sucede con la falta de visualización, asociada al conjunto cartulina-película.

12.- Dosimetría.

- **Kerma en aire en la superficie de entrada.**

Este parámetro nos permite estimar el kerma incidente en aire (sin retrodispersión) en el lugar donde estaría la superficie de entrada del maniquí (mGy). 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.

- **Dosis glandular promedio.**

En función de HVL y potencial, seleccionamos el factor de conversión de dosis y multiplicamos por el valor promedio de la exposición. Este producto representa la dosis media recibida por el tejido glandular a una energía específica, composición de la mama, y espesor, y es aproximadamente la dosis actual del paciente.

$$D_{mg} = E_m \cdot D_g$$

Dónde:

D_{mg} = dosis glandular promedio, (mGy).

E_m = exposición media.

D_g = dosis glandular.

Nota: Los factores de conversión de dosis cambian sustancialmente según lo espesores de mama.

La dosis glandular promedio para una mama comprimida de 4,2 cm de espesor no debe ser mayor de 3 mGy (0,3 rad), se recomienda que la dosis glandular debe ser menor que 1 mGy para estudios donde no se haga uso de la rejilla.

CAPÍTULO III

3 PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL MAMÓGRAFO ANALÓGICO SIEMMENS MAMMOMAT 3000 NOVA.

Se puede considerar a la energía atómica como un patrimonio técnico - científico de la civilización moderna cuyos usos pacíficos en medicina, envuelven un riesgo tanto somático como genético para los seres humanos, la exposición a radiaciones ionizantes es un serio problema de salud en el Ecuador, razón por la cual es necesario reglamentar u controlar las actividades que envuelven exposición potencial de las mismas.

El presente protocolo servirá para verificar un correcto funcionamiento del “Mamógrafo Analógico Siemens Mammomat 3000 Nova”, y así poder disponer de imágenes que tengan la mejor calidad posible.

Para la elaboración del presente Protocolo se hizo una revisión de diferentes protocolos y normas de control de calidad para equipos de mamografía, entre ellos tenemos: El Protocolo de Control de Calidad en Mamografía elaborado en el Marco de dos Proyectos Regionales ARCAL/OIEA (Octubre de 2006), el Curso Básico De Protección Radiológica de la (S.C.I.A.N) Subsecretaria de Control, Investigación y Aplicaciones Nucleares - Ministerio de Electricidad y Energía Renovable (Ecuador- Marzo del 2011), el Manual de Radiología para

Técnicos por Times Mirror (Madrid, 1993), el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico SEFM-SEPR 2002, el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía, el Manual de Datos y Especificaciones Técnicas Siemens - MAMMOMAT 3000 Nova (2003), el Manual General de Protección Radiológica Insalud (Madrid - Instituto Nacional de la Salud), el Manual de Control de Calidad en Mastografía del Hospital General de México (2002), el Protocolo Europeo para el Control de Calidad de los aspectos Físicos y Técnicos en el cribado mamográfico, los cuales se analizaron minuciosamente para así obtener un protocolo completo y apto para su aplicación.

Las pruebas que se proponen están dirigidas a comprobar la estabilidad en el funcionamiento de los distintos equipos o elementos que intervienen en el proceso de obtención de las mamografías análogas. Se han clasificado en dos tipos:

- Fundamentales y
- Complementarias.

En función de su importancia en la calidad de imagen y la dosis; la realización de las primeras se considera imprescindible y se recomienda que las segundas sean llevadas a cabo siempre que se cuente con los recursos humanos y equipamiento adecuados, muchas de las pruebas son de una frecuencia mayor (semanal y diaria) y por ello se propone como responsables de su realización al personal local que está presente de forma cotidiana en la instalación (técnicos). Las pruebas de menor frecuencia se han asignado en la mayoría de los casos a físicos médicos. Junto con las pruebas, se indican los valores de las

tolerancias que han de cumplirse que deben ser consideradas con flexibilidad y no con un carácter limitador ya que los fabricantes de los equipos pueden recomendar otros valores en el momento de la instalación de un determinado equipo o dispositivo [17].

Cuando no se cuente con los medios materiales y humanos necesarios, la evaluación de los tres indicadores globales de la calidad (tasa de rechazo de placas, calidad de la imagen y dosis de radiación) proporciona información suficiente sobre el funcionamiento de la instalación mamográfica aunque, en la mayoría de los casos, no posibilite conocer el origen concreto de los fallos detectados.

3.1 TIPOS DE PRUEBAS

Existen dos tipos de pruebas que son las pruebas de aceptación y las pruebas de constancia descritas a continuación:

Pruebas de aceptación.

Todo equipo de rayos X que se ponga en funcionamiento será sometido a una inspección con la que se trata de determinar si es aceptable un equipo entregado o cuya entrega se ha ofrecido. Esa inspección puede incluir pruebas realizadas después de la instalación del equipo para determinar si se ha fabricado e instalado de conformidad con las especificaciones técnicas acordadas en la compra del equipo. Los resultados de esas pruebas servirán

como valores de referencia para evaluar el rendimiento del equipo en pruebas sistemáticas que se realicen en el futuro [17].

Es necesario realizar una prueba de aceptación después de instalar un nuevo equipo de rayos X, o si se han llevado a cabo importantes modificaciones en el mismo, para facilitar la verificación de las normas de seguridad y rendimiento aplicables que influyen en la calidad de la imagen, la dosis o el posicionamiento de la paciente, las pruebas de aceptación permiten obtener la calidad de imagen deseada, con la mínima exposición de la paciente a los rayos X.

Pruebas de constancia.

Estas serán las pruebas que se utilizaran en el presente Protocolo para evitar los desajustes que tienen como consecuencia el deterioro de las imágenes de rayos X, las pruebas de constancia deben realizarse con frecuencia, como mínimo una vez por mes. Con una prueba de constancia, el operador puede controlar, sin interferencias mecánicas o eléctricas, si la calidad de la imagen, así como la exposición a los rayos X, concuerdan con los valores establecidos durante la prueba de aceptación [17].

Cuando se pone en funcionamiento un nuevo equipo de rayos X o se cambia cualquier componente del equipo, debe realizarse una prueba de constancia inicial inmediatamente después de obtener un rendimiento satisfactorio en la prueba de aceptación. La finalidad de la prueba de constancia inicial es establecer nuevos valores de referencia para los parámetros evaluados.

Los métodos de la prueba de constancia están diseñados de manera que el operador pueda detectar cambios en la calidad de las imágenes producidas por el equipo de rayos X. Para obtener buenos resultados con la prueba de constancia, es esencial de que no se vean afectados por otros factores que no sean los cambios en los parámetros comprobados. Todo el material sometido a prueba y el material de prueba deben identificarse durante la prueba de constancia inicial para asegurar el uso de los mismos productos en pruebas de constancia posteriores.

Las pruebas de constancia se realizan normalmente con valores para los factores de carga idénticos a los valores que se utilizan con más frecuencia en la práctica clínica. Es importante registrar y reproducir en cada prueba todos los ajustes importantes del equipo y accesorios de rayos X, así como comprobar que se utilice el mismo equipo, los mismos componentes y los mismos accesorios. Deben comprobarse con frecuencia los instrumentos de la prueba, especialmente cuando se sospecha que haya tenido lugar una variación importante en el equipo de rayos X. Antes de realizar una prueba de constancia, se deben verificar la constancia de los chasis mamográficos, la película mamográfica, el procesado y las condiciones de visualización de la película.

3.2 PARÁMETROS A CONTROLAR.

3.2.1 INSPECCIÓN Y EVALUACIÓN VISUAL DEL ÁREA MAMOGRÁFICA.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:** Comprobar físicamente que los sistemas, accesorios y componentes del mamógrafo analógico y sus instalaciones, se encuentran en buen estado, que todos los movimientos mecánicos y frenos del equipo y de sus dispositivos se encuentran funcionando correctamente, así como que los indicadores de mando del equipo operan adecuadamente.
- **Frecuencia:** Diaria, antes del comienzo del trabajo.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo.

Material y Método:

Realizar la inspección visual de la instalación, examinando exteriormente el estado de todos los accesorios del equipo (receptor de imagen, soporte del tubo de rayos x, consola del generador, puertas, indicadores de seguridad, etc.). Verificar que durante condiciones de operación normal los pacientes y operadores no estén expuestos a riesgos incluyendo los eléctricos.

Interpretación y Acciones: Cualquier anomalía que se detecte debe ser informada y solucionada antes de comenzar el trabajo, en caso de que no pueda ser corregida, solicitar los servicios de electromedicina.

3.2.2 ALMACENAMIENTO DE PELÍCULAS.

3.2.2.1 TEMPERATURA, HUMEDAD Y NIVEL DE RADIACIÓN.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**

Temperatura 20- 25°C

Humedad 40% -60%

Nivel de radiación < 20 µGy/sem

- **Frecuencia:** Inicial, semanal y tras cambios. Nivel de radiación: anual.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un termómetro, higrómetro, dosímetros de área (pueden usarse dosímetros de termoluminiscencia (TLD) de alta sensibilidad).

Medir la temperatura y el grado de humedad del lugar de almacenamiento, también se debe medir el nivel de radiación en diferentes puntos del área y anotar el valor más alto.

Interpretación y acciones: Si las condiciones ambientales no cumplen las especificaciones del fabricante de las películas y de los reactivos, incluyendo los niveles de radiación, investigar las causas e informar al responsable del servicio las medidas que deben ser tomadas.

3.2.2.2 POSICIONADO DE LAS CAJAS, CHASIS Y SEGUIMIENTO DE LOS LOTES (Inventario).

- **Calificación:**
Posición cajas – chasis: Fundamental
Seguimiento del Inventario: Secundario
- **Tolerancias:**

Las cajas de películas deben estar ubicadas en posición vertical (nunca en horizontal para evitar que las películas se peguen y se originen artefactos debidos al peso de las cajas de películas que se coloquen encima) y organizadas en orden cronológico de acuerdo a su fecha de vencimiento. Este sistema de colocación facilita el control del inventario y el que se utilicen en primer lugar las cajas más antiguas. El periodo para la actualización del inventario < 3 meses [7].

- **Frecuencia:** Inicial, semanal y tras cambios.
- **Personal:** Tecnólogo

Material y Método:

Observar la posición y la organización de las cajas de películas y revisar el inventario.

Interpretación y acciones: Si el posicionado y organización de las cajas de películas, los chasis y los reactivos no fueran los adecuados comunicar al responsable del servicio.

3.2.3 CUARTO OSCURO Y PROCESADORA.

3.2.3.1 LIMPIEZA DEL CUARTO OSCURO.

- **Calificación:** Fundamental.
- **Frecuencia:** Todos los días antes de comenzar la jornada de trabajo.
- **Personal:** Tecnólogo.

Material y Método:

Utilizar un paño y cubeta o balde, trapo que no desprenda partes o pelusa. Una vez a la semana limpiar o aspirar las rejillas de los conductos de ventilación de aire, las luces de seguridad y las paredes, limpiar todas las superficies de trabajo utilizando el paño húmedo, limpiar la bandeja que recibe la película en el procesador, limpiar el piso del cuarto oscuro.

Interpretación y acciones: La suciedad presente en el cuarto oscuro afecta a la calidad de las mamografías ya que se introduce en los chasis cuando estos se manipulan. Dicha suciedad se queda pegada en forma de motas de polvo en las pantallas intensificadoras, dando lugar a artefactos (manchas de mayor o menor extensión) que pueden observarse tras revelar las películas. Dichas manchas pueden interferir con los detalles de la imagen mamográfica de interés diagnóstico. En consecuencia, una forma de evaluar la limpieza del cuarto oscuro es observar si existen dichos artefactos en las películas reveladas [7, 13].

Cubrir las paredes del cuarto oscuro con pintura que no produzca reflejos, preferiblemente de aceite de tonalidad mate.

No permitir en el cuarto oscuro el ingreso de alimentos, bebidas y tampoco fumar.

Mantener las manos limpias y secas en todo momento.

Se recomienda eliminar cualquier objeto que contribuya a la recolección del polvo.

Se recomienda filtrar el aire que abastece al cuarto oscuro.

3.2.3.2 EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA, HUMEDAD, CONDICIONES DE VENTILACIÓN Y NIVEL DE RADIACIÓN.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
 - Temperatura 20 – 25°C
 - Humedad 40% – 60 %
 - Nivel de radiación < 20 µGy/sem
 - No se debe percibir un fuerte olor a líquido de revelado (esto es signo de una deficiente circulación de aire)
- **Frecuencia:** Inicial, mensual y tras cualquier cambio. Nivel de radiación: anual.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un termómetro, higrómetro, dosímetros de área (pueden usarse TLDs de alta sensibilidad).

Medir la temperatura y el grado de humedad del cuarto oscuro y el nivel de radiación cerca del sitio de manipulación de las películas y cerca del lugar

donde éstas se almacenan. Si las mediciones se realizan con dosímetros de TLD, dejar durante un mes y enviar al laboratorio de referencia para su lectura, verificar si existe un olor fuerte de los químicos del procesamiento. Verificar la existencia y funcionamiento del sistema de circulación de aire (poniendo especial atención en el extractor si lo hubiera) [7, 13].

Interpretación y acciones: Si las condiciones ambientales y de ventilación no son las adecuadas, incluyendo los niveles de radiación, investigar las causas e informar al responsable (titular) del servicio de las acciones que deben realizarse.

3.2.3.3 ENTRADAS INDESEABLES DE LUZ Y LUCES DE SEGURIDAD.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:**

Distancia desde las luces de seguridad hasta el lugar donde se manipulan los chasis $\geq 1,20$ m.

Potencia de la bombilla ≤ 15 W.

VLS (Velo debido a la luz de seguridad) $\leq 0,05$ en 2 min y a 1,2 m de la luz de seguridad.

No deben apreciarse entradas de luz blanca.

- **Frecuencia:** Inicial y mensualmente. Deberá repetirse cuando se cambien los bombillos o filtros.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar la unidad mamográfica, maniquí estándar, densitómetro, película mamográfica, una por cada tipo de película usada (debe ser de una caja nueva, no de la caja de uso diario), papel opaco, chasis, cronómetro.

Asegurar que los filtros, potencia de los bombillos y distancia entre el filtro y las superficies de trabajo sean las recomendadas y que la lámpara esté dirigida al techo, apagar todas las luces del cuarto oscuro y esperar 5 minutos para adaptarse a la oscuridad, observar si existen entradas de luz alrededor de las puertas y el procesador, cajas de intercambio de películas, extractores y el cielo raso (techo). Si existen entradas de luz corregir antes de continuar.

En completa oscuridad, cargar una película en el chasis apropiado, colocar el chasis en el portachasis del mamógrafo, colocar el maniquí sobre el soporte de la mama alineado con el lado de la pared torácica y centrada entre los dos lados laterales.

Hacer una exposición con control automático de exposición, para obtener resultados fiables, asegurar que la densidad de la película está comprendida entre 1,5 y 1,9 DO [7].

Con el cuarto oscuro en completa oscuridad, sacar la película del chasis con el lado de la emulsión hacia arriba y cubrir con el papel opaco la mitad de la película, encender las luces de seguridad y esperar 2 minutos.

Procesar la película y medir la densidad óptica de la imagen en el lado que se ha cubierto con el papel, medir la densidad óptica en un punto adyacente al anterior y que esté en la parte expuesta a las luces de seguridad.

Restar ambas densidades ópticas. Esta diferencia sirve para evaluar el velo producido por las luces de seguridad (VLS), anotamos el valor de VLS. Escribir sobre los filtros de la lámpara de seguridad la fecha de instalación de los mismos con un marcador permanente.

Interpretación y acciones: Si VLS supera la tolerancia, deben implantarse medidas correctivas de inmediato. Si el problema no se resuelve se deben recargar las películas en completa oscuridad.

Las principales causas de que se produzca velo son:

- Filtros incorrectos o vencidos.
- Fisuras en los filtros o en las lámparas.
- Luces de seguridad muy cerca a las superficies de trabajo (inferiores a 1,2 m).
- Potencia de los bombillos incorrectas (superiores a 15 W).
- Luces indicadoras en el procesador, relojes, etc.
- Entradas de luz alrededor de las puertas, procesador o caja cambiadora de películas.
- Entrada de luz en el cielo raso.

PROCESADOR AUTOMÁTICO:

3.2.3.4 TEMPERATURA DEL REVELADOR, PH DE LOS INSUMOS, TIEMPO DE PROCESADO.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:**

Temperatura: $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ respecto al valor indicado por el fabricante de la película, comprobar que el indicador de temperatura de la procesadora funciona adecuadamente.

Tiempo total de procesado: $\pm 3\%$ respecto al valor señalado por el fabricante de la película.

El pH: $\pm 0,5$ respecto al valor señalado por el fabricante.

- **Frecuencia:**

Inicialmente, tras cambios. La temperatura del revelador: diaria.

Resto de los parámetros: semanalmente.

- **Personal:** Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un termómetro digital (nunca de mercurio) ($\pm 0,1^{\circ}\text{C}$), medidor de pH (rango universal 0 –14), cronómetro.

Verificar que los niveles de líquidos sean adecuados. Medir el pH en el revelador y fijador, esperar el tiempo suficiente para que se establezca la temperatura del revelador e introducir el termómetro en el tanque del revelador y en el tanque del fijador.

Colocar una película revelada en la bandeja de entrada de la procesadora y activar el cronómetro en el momento justo en que la película es arrastrada por el procesador y desactivar en el momento en que la película salga por la bandeja de salida de la procesadora [7, 17].

Interpretación y acciones: Si alguno de los valores de la temperatura y tiempo de procesado se encuentra fuera de las tolerancias, entonces contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

Si alguno de los niveles de pH se encuentra fuera de las tolerancias reemplazar el líquido utilizado.

3.2.3.5 RAZÓN DE REABASTECIMIENTO.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:** Variación en el volumen: $\pm 10\%$
- **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Semanalmente
- **Personal:** Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar una probeta calibrada hasta 150 cc, vasos plásticos desechables.

Destapar el procesador, bloquear el microinterruptor correspondiente para que se pueda utilizar el procesador con la tapa abierta, extraer las mangueras e introducir en los vasos desechables.

Procesar una placa, recolectar cada líquido en un vaso de plástico y medir el volumen recolectado de cada uno con la probeta.

Repetir la prueba tres veces hasta obtener el mismo valor ($\pm 10\%$) del volumen registrado y comparar con el valor suministrado por el fabricante utilizando la siguiente relación:

$$\text{Variación en volumen (\%)} = \frac{\text{valor del fabricante} - \text{valor medido}}{\text{valor fabricante}} \times 100$$

Interpretación y acciones: Si la razón de reabastecimiento está fuera de tolerancias contactar de inmediato al servicio mantenimiento.

3.2.3.6 SENSITOMETRÍA.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
F+V \leq Valor recomendado por el fabricante
F+V: NOI \pm 0, 03 DO.
DM y DD: NOI \pm 0, 15 DO.
- **Indicadores:** Densidad óptica del fondo más velo (F+V), densidad óptica media (DM), diferencia de densidades (DD), Nivel Operativo Inicial (NOI).
- **Frecuencia:** Inicial, diaria y tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método: Utilizar un sensitómetro, película de mamografía, densitómetro, negatoscopio, termómetro.

Establecimiento de los niveles operativos iniciales.

Establecer cuando se instale el procesador y cuando se introduzcan cambios en:

- La marca de película.
- La marca de los productos químicos.
- Las temperaturas de los líquidos.
- La razón de reabastecimiento del revelador y fijador.
- El tiempo de revelado.
- El sensitómetro y densitómetro utilizados.
- Algún mecanismo en el procesador.
- La caja de películas.

En este tipo de procedimientos se debe verificar que el cuarto oscuro reúne las condiciones adecuadas de acuerdo con las tolerancias definidas. Limpiar el procesador y colocar líquidos nuevos, verificar que la temperatura del revelador y que la razón de reabastecimiento de los líquidos es la recomendada por el fabricante.

Exponer la película por la parte emulsionada utilizando el sensitómetro, y repetir el paso anterior durante 5 días consecutivos, se deberá realizar a la misma hora del día e introduciendo la película del mismo lado en la bandeja de entrada.

Nota: Verificar que el sensitómetro emite luz por una sola cara ya que habitualmente se usan sensitómetros que emiten luz por las dos caras para ser utilizados con las películas de doble emulsión que no se utilizan en mamografía, luego Medir con el densitómetro las densidades de los 5 patrones y obtener su valor medio, y observar cuál de ellos tiene la densidad promedio más cercana (pero no inferior) a 1,20 DO; esta es la densidad media (DM).

Determinar el paso del patrón de densidades que tiene la densidad promedio más cercana a 2,20 DO y el que tiene la densidad promedio más cercana (pero no inferior) a 0,45 DO; son los de densidad alta (DA) y de densidad baja (DB). La diferencia entre las densidades promedios de estos dos pasos se denomina diferencia de densidad (DD) [7, 17].

A su vez Identificar como densidad del fondo + velo (F+V) el valor promedio de la densidad del primer paso del patrón de densidades (o de cualquier área no expuesta), establecer los valores de DM, DD y F+V como los niveles operativos iniciales.

Pruebas diarias de control de calidad:

La sensitometría debe realizarse todos los días al comienzo de la jornada laboral, después del calentamiento de la procesadora y antes de procesar las primeras placas.

Exponer la película utilizando el sensitómetro y procesar antes de revelar las mamografías diarias, medir las densidades en los pasos del patrón de densidades obtenidos al establecer los niveles operativos iniciales. Anotar los valores de DM, F+V y DD.

Representar gráficamente los valores de DM, DD y F+V, y determinar si alguno de los puntos está fuera de los valores de tolerancias. Observar si los valores representados tienen alguna línea de tendencia (3 o más valores que se mueven en la misma dirección). Si la tendencia existe pero los puntos no se han salido de los límites de control, las mamografías se pueden realizar. Sin embargo, es importante determinar la causa de este comportamiento y no esperar a que los valores se salgan de los límites permitidos.

Interpretación y acciones: Si las diferencias para DD y DM con respecto a los niveles operativos iniciales se encuentran por debajo de la tolerancia de $\pm 0,15$ DO pero son superiores a $\pm 0,10$ DO se deberá repetir la prueba. Si el resultado se mantiene, puede continuar con el procesado de las placas clínicas pero debe vigilarse más seguidamente su funcionamiento, es decir, verificar la temperatura, el pH de los líquidos y el tiempo de procesado. Si la causa no es ninguno de estos factores, se debe verificar la razón de reabastecimiento de los líquidos.

Si las diferencias superan el límite $\pm 0,15$ DO, la fuente del problema debe corregirse inmediatamente y no deben procesarse placas clínicas.

Si el valor de F+V supera a los NOI en más de 0,03 DO, el problema deberá corregirse inmediatamente.

3.2.3.7 DETECCIÓN DE ARTEFACTOS DEL PROCESADO.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:** Sin artefactos.
- **Frecuencia:** Semanal.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un maniquí estándar, chasis de mamografía, películas de mamografía, y un negatoscopio.

Seleccionar dos chasis que estén en condiciones óptimas y cargar con películas de mamografía, poner sobre el maniquí una determinada cantidad de plomo haciéndolo coincidir con la parte superior derecha del chasis y exponer cada chasis con control automático o escoger los factores de exposición para que la imagen del maniquí tenga una densidad óptica comprendida entre 1,5 DO y 1,9 DO [7, 17].

Revelar las películas en las mismas condiciones en que se revelan las mamografías.

La segunda película debe introducirse en la procesadora orientada perpendicularmente con respecto a la primera, y observar ambas películas en el negatoscopio para identificar el origen de las manchas.

Interpretación y acciones: Si las manchas obstaculizan el diagnóstico debe contactarse con el encargado de mantenimiento del sistema de procesado.

3.2.4 SISTEMA DE IMAGEN.

3.2.4.1 LIMPIEZA DE PANTALLAS INTENSIFICADORAS.

- **Calificación:** Fundamental
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios / Semanal
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar Solución de jabón suave no alcalina, paño que no deje pelusa, lámpara de luz ultravioleta y cepillo de cerdas.

Inspeccionar si el exterior de los chasis tiene polvo antes de introducir las películas, escoger un área limpia del cuarto oscuro para el trabajo, limpiar en seco las pantallas siguiendo las recomendaciones del fabricante, verificar que las pantallas no presentan polvo, suciedad, pelusa, rayas, marcas de lápiz, esmalte de uñas u otros. En caso de presentarse alguno de los anteriores se deberá limpiar la pantalla intensificadora con la solución jabonosa y secar con el paño, dejar en posición vertical parcialmente abierta. Un instrumento que

facilita esta prueba es una lámpara de luz ultravioleta, esperar por lo menos 15 minutos o lo recomendado por el fabricante después de cargar el chasis para usarlo.

Interpretación y acciones: Revisar la limpieza del cuarto oscuro siempre que se detecte suciedad en las pantallas.

3.2.4.2 CONTACTO PANTALLA-PELÍCULA.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:** Manchas pequeñas y tenues \leq 1cm
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios / Semestral
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar rejilla de cobre de 24x30 cm y 16 líneas por cm, película mamográfica, pantallas y chasis a inspeccionar y densitómetro.

Verificar la limpieza de los chasis y las pantallas a inspeccionar. Cargar con películas todos los chasis a examinar. Colocar el chasis numerado sobre el soporte de la mama del mamógrafo y la rejilla de cobre sobre el chasis.

Realizar una exposición utilizando una técnica radiográfica manual (25 a 28 kV) para obtener una densidad final entre 1,5-2,0 DO, procesar la película y exponer el resto de chasis en las mismas condiciones. Colocar en el

negatoscopio las imágenes obtenidas y si existen áreas de mal contacto (son motas de polvo y deberán limpiarse) [7,14, 17].

Las manchas pequeñas y tenues son aceptables y los chasis que las originen deben inspeccionarse con mayor frecuencia.

Interpretación y acciones: Esta prueba se debe realizar específicamente con las rejillas designadas para control de calidad de mamografía.

El aire atrapado entre la pantalla y la película es una causa común de mal contacto en los chasis de una sola pantalla. Por ello, antes de comenzar a obtener mamografías con pacientes, es importante esperar alrededor de 15 minutos después de cargar el chasis.

En los chasis que han recibido golpes sobre cualquiera de sus caras se pueden presentar zonas de excesivo contacto película-pantalla. En estos puntos se presentan áreas claras a diferencia de las manchas negras que aparecen en chasis que han sufrido caídas como consecuencia de posibles entradas de luz. Para detectar las manchas debidas al mal contacto es importante que la densidad óptica de la imagen se encuentre entre 1,5 –2,0 DO.

3.2.4.3 HERMETICIDAD DE LOS CHASIS.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:** El tamaño de las zonas de ennegrecimiento: $\leq 0,5$ cm en los bordes de cada lado de la película, la aparición de zonas de ennegrecimiento hacia el centro de las películas no es admisible.
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios / Anual.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar Conjunto chasis-pantalla, películas mamográficas.

Colocar el chasis previamente cargado en un lugar con buena iluminación (sol o luz artificial). Después de una hora, dar vuelta al chasis y mantener expuesto durante el mismo tiempo. Extraer la película en el cuarto oscuro y hacer una marca para identificar la posición en que se encontraba dentro del chasis, procesar la película, observar si existen sobre ella zonas de ennegrecimiento fundamentalmente hacia los bordes. Medir el tamaño de estas zonas en cada borde de la película.

Interpretación y acciones: Los chasis que no sean herméticos deben ser reparados o desechados, según el daño.

3.2.4.4 UNIFORMIDAD ENTRE CHASIS (VELOCIDAD Y ATENUACIÓN).

- **Calificación:**
Velocidad: Fundamental

Atenuación: Complementaria

- **Tolerancias:**

Velocidad: Desviación máxima = $D_{\max} - D_{\min} < 0,3 \text{ DO}$.

Atenuación: $100(mAs_{\max} - mAs_{\min})/mAs_{\min} \leq 5\%$.

- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios / Semestral
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un maniquí estándar, chasis de mamografía, películas de mamografía, densitómetro, números de plomo para marcar las películas.

Numerar los chasis que van a ser evaluados y registrar su marca, el tipo de pantalla, el estado de los chasis al momento de cerrarlos y la referencia de la película con la que se realiza la prueba (marca, tipo y nº de lote) [7, 17].

Colocar el maniquí sobre el soporte de la mama del equipo de rayos X asegurarse que cubra los detectores del control automático de exposición (CAE) y que se encuentra debajo de la parte central.

Seleccionar los factores de exposición (CAE, control de densidad, ánodo, filtro), que se utilizan normalmente para obtener imágenes de una mama de 50 mm de espesor bajo compresión, registrar los valores de mAs mostrados en el equipo después de hacer la exposición de cada uno de los chasis.

Revelar todas las mamografías y medir la densidad óptica de las imágenes en un punto situado a 4 cm de la pared torácica y centrada lateralmente y registrar los valores.

Buscar los valores de densidad óptica máximo (D_{max}) y mínimo (D_{min}) y hallar su diferencia así como los valores de mAs máximo (mAs_{max}) y mínimo (mAs_{min}) y hallamos su diferencia [7,17].

Interpretación y acciones: La uniformidad de la velocidad de los chasis no puede ser evaluada si previamente no se ha verificado que tanto la procesadora como el generador del equipo de rayos X funcionan de forma estable.

Aquellos chasis que superen las tolerancias deben ser retirados del uso clínico ya que darán lugar a valores de dosis excesivos.

3.2.5 EQUIPO RADIOLÓGICO.

3.2.5.1 RADIACIÓN DE FUGA.

- **Calificación:** Complementaria
- **Tolerancias:**
 - < 1 mSv en 1 h a una distancia de 1 m del foco del tubo de rayos X y a la máxima carga del tubo promediando sobre un área que no exceda los 100cm².
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios.

- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Láminas de plomo, delantal plomado, chasis cargados, cámara de ionización.

Colocar una lámina de plomo (o un delantal plomado) en el colimador para asegurar que no se emite radiación primaria y cubrir el cabezal del tubo de rayos X con chasis cargados y marcar para poder identificar su posición posteriormente.

Hacer una exposición seleccionando el valor máximo de (kV) y un valor razonable de mAs para no dañar el tubo, luego procesar las películas e identificar aquellas en las que se aprecien puntos con mayor ennegrecimiento que indican la presencia de radiación de fuga. Medir los valores kerma en aire en la dirección del punto o puntos en los que se ha advertido la presencia de radiación de fuga situando una cámara de ionización adecuada a una distancia de 50 mm [7, 13].

Registrar los datos, y además el valor de tasa de kerma en mGy/h a una distancia de 1 m del foco del tubo de rayos X, tal y como se indica a continuación.

Procedimiento de cálculo:

Transformar los datos obtenidos a mGy/h a una distancia de 1 m del foco del tubo de rayos X y a la máxima carga del tubo aplicando la siguiente fórmula:

$$\dot{K}_{RF} = \frac{I_{max}}{I_0} \dot{K}_0$$

Siendo K_{RF} la tasa de radiación de fuga, I_{max} el valor de la intensidad de corriente máxima del tubo especificada por el fabricante, I_0 es la corriente empleada y K_0 es la lectura transformada a mSv/h, dada en términos de dosis equivalente ambiental.

Interpretación y acciones: En los equipos de mamografía, las pacientes se posicionan muy próximas al tubo de rayos X, por lo que es conveniente que al menos se mida la radiación de fuga en la zona del tubo que queda más próxima a las pacientes.

Si se detectan valores que superan las tolerancias, habrá que contactar con el fabricante del equipo.

3.2.5.2 EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN APLICADA AL TUBO.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:**

Exactitud: < 5%

Repetibilidad: < 2%

Si existe al menos un valor fuera de la tolerancia, anotar como inaceptable en un cuadro de resumen.

- **Frecuencia:** Inicial, semestral y posterior a cambios que puedan alterar el kVp del tubo de rayos X.
- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Utilizar un kilovoltímetro.

En primer lugar verificar que el voltaje de la línea de alimentación eléctrica del equipo sea estable y seleccionar por lo menos 5 valores de (kV) entre los más utilizados comúnmente (por ejemplo de 25kV a 31 kV). Anotar los valores escogidos y el tamaño de foco usado. Posicionar el kilovoltímetro sobre el soporte de la mama y centrar en el campo, si es posible, ajustar el tamaño del campo a la especificación del instrumento de medida.

En el modo manual (sin el CAE), realizar como mínimo 5 exposiciones para 28 kV (se puede usar un mAs en el rango de 30 a 40, o el valor recomendado por el fabricante) y anotar los valores medidos y el mAs usado. Luego realizar una sola exposición para los otros valores de (kV) escogidos y anotar los valores medidos [7, 13].

*NOTA: Consultar las especificaciones del kilovoltímetro ya que puede ocurrir que esté calibrado para medir con el compresor interpuesto en el haz. Si el instrumento está calibrado también para otras combinaciones blanco/filtro, repetiremos la prueba para estas combinaciones.

Es conveniente realizar 10 medidas siempre que sea posible.

Procedimiento de cálculo:

a) Exactitud:

Determinar para cada valor de (kV) seleccionado, la desviación porcentual obtenida entre el valor nominal y el valor medido (para 28 kV, tomamos el primer valor) de acuerdo con la expresión:

$$Desviación(\%) = 100 \frac{|U_{nom} - U_{medido}|}{U_{nom}}$$

Donde U_{nom} es el valor nominal que indica el equipo; U_{medido} es el valor medido.

b) Repetibilidad:

Dentro de los valores medidos para el mismo valor de (28 kV), calcular el valor promedio y la desviación estándar (s) y el coeficiente de variación (CV):

$$CV(\%) = 100 \frac{s_U}{U_{promedio}}$$

Interpretación y Acciones: En caso de detectar inconformidades, el equipo debe ser revisado por el encargado del servicio de mantenimiento en un tiempo inferior a 30 días.

3.2.5.3. ESPESOR HEMIRREDUCTOR (HVL).

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:**

El valor del **HVL** debe estar dentro de los siguientes intervalos en mm Al.

- Sin compresor: $U/100 \leq \text{HVL} \leq U/100 + C$.
- Con compresor: $U/100 + 0,03 \leq \text{HVL} \leq U/100 + 0,02 + C$.

Donde C =

0,10 para Mo/Mo

0,17 para Mo/Rh

0,20 para Rh/Rh

0,28 para W/Rh

U es el valor medido en kV.

- **Frecuencia:** Inicial, anual y después de cambios o mantenimiento en la carcasa y/o sistema de colimación.
- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Utilizar un dosímetro, filtros de aluminio de 0,1 mm de alta pureza (99.9%) y una cinta métrica.

Seleccionar el modo de operación manual, una tensión de 28 kV y un valor adecuado de mAs para la combinación filtro/blanco del equipo, luego colocar el dosímetro sobre el soporte de la mama a una distancia de 5 cm (como

mínimo), centrado lateralmente y a 4 cm de la pared torácica, de manera que el volumen sensible del dosímetro quede inmerso completamente dentro del campo de radiación, si es posible, colimar el haz para cubrir el volumen sensible del dosímetro.

Situarse el compresor en la mitad de la distancia foco-cámara y realizar tres exposiciones, luego colocar 0,3 mm Al sobre el compresor cubriendo totalmente el volumen activo del dosímetro y realizar tres exposiciones con los mismos parámetros. Verificar que la lectura sea superior a la mitad de la lectura sin filtro y, si no lo es, interponer un espesor de aluminio menor.

Posteriormente añadir 0,1 mm de Al (total 0,4 mm Al) y repetir el paso anterior. Verificar que la lectura del dosímetro sea inferior a la mitad del valor de la exposición medida sin filtro. Si no es así, añadir más filtros hasta obtener ese valor [7, 13].

Por último retirar los filtros y volver a tomar una exposición.

Interpretación y Acciones: Si se identifica que el espesor hemirreductor es muy bajo o muy alto con respecto a los valores de tolerancia establecidos, solicitar de inmediato la revisión del equipo hasta solucionar el problema.

3.2.5.4. REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DEL RENDIMIENTO.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
 - Repetibilidad: < 10 %.
 - Linealidad: < 10 %.
 - Rendimiento > 30 $\mu\text{Gy/mAs}$ (a 1 m y 28 kV).
- **Frecuencia:** Inicial, anual y tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Utilizar un dosímetro, una cinta métrica, un termómetro, un barómetro.

Colocar el dosímetro a una distancia de 4,5 cm (como mínimo) por encima del soporte de la mama, centrada lateralmente y a 4 cm de la pared torácica de manera que el volumen sensible del dosímetro quede completamente dentro del campo de radiación. Medir la distancia foco-cámara y registrar la presión y temperatura.

Seleccionar el modo manual, la combinación filtro/blanco y una tensión de 28 kVp así como tres valores de mAs entre los más comúnmente utilizados en la práctica clínica para la tensión de 28 kVp [7,13].

Seleccionar el primer valor de mAs elegido y realizamos 5 exposiciones, repetir el paso anterior para el resto de valores de mAs.

Procedimiento de cálculo:

- **Repetibilidad del kerma (mGy)**

Para cada valor de mAs, calculamos el valor promedio de las cinco lecturas de kerma, la desviación estándar (s_K) y el coeficiente de variación (CV):

$$CV (\%) = 100 \times \frac{s_K}{K_{promedio}}$$

Siendo K el valor de kerma.

- **Coeficiente de linealidad (L) del rendimiento (Y) (mGy/mAs)**

Para cada valor de mAs seleccionado, calcular el valor promedio. Calcular los rendimientos dividiendo cada valor promedio obtenido por el mAs correspondiente.

Tomar dos valores consecutivos de rendimiento (Y_i y Y_{i-1}) y calcular:

$$L(\%) = 100 \frac{|Y_i - Y_{i-1}|}{Y_i + Y_{i-1}}$$

Donde L es la linealidad.

- **Rendimiento**

Calcular el valor medio de los rendimientos obtenidos para los diferentes valores de la carga del tubo (mAs).

Corregir el resultado del rendimiento para una distancia de 1,0 m del foco y por el factor de presión y temperatura. Registrar este valor en $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m.

Interpretación y Acciones: En caso de detectar inconformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

3.2.5.5. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL TIEMPO DE EXPOSICION.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:**

Exactitud:

< 10% para tiempos superiores o iguales a 200 ms

< 15% para tiempos menores que 200 ms

Si existe al menos un valor fuera de la tolerancia, anotamos como inaceptable.

Repetibilidad: < 10%

- **Frecuencia:** Inicial, semestral y tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Utilizar un medidor de tiempo de exposición (rango 1 ms a 99 s, exactitud 5%, repetibilidad 5%).

Colocar el medidor de tiempo de exposición sobre el soporte de la mama y centrar en el campo de rayos X, luego seleccionar el modo manual y una tensión nominal de 28 kV.

Anotar el tamaño de foco y la combinación blanco/filtro. Realizar como mínimo cinco exposiciones para el tiempo de 200 ms y seleccionar por lo menos 5 valores de tiempo en el rango más comúnmente utilizado en la práctica clínica (por ejemplo. 50 a 300 ms). Anotar los valores escogidos de tiempo. Realizar una exposición para los tiempos seleccionados y anotar los datos [7, 17].

Procedimiento de cálculo:

- **Repetibilidad:**

$$CV(\%) = 100 \times \frac{s_t}{t_{promedio}}$$

Donde $t_{promedio}$ y s_t corresponden al valor promedio y desviación estándar de los cinco valores medidos cuando se selecciona el tiempo de 200 ms.

- **Exactitud:**

Determinar para cada valor de tiempo seleccionado la desviación entre los valores nominales y medidos utilizando la siguiente relación:

$$Desviación\ Máxima(\%) = 100 \frac{|t_{i,medido} - t_{i,nom}|_{max}}{t_{i,nom}}$$

Donde: $t_{i,nom}$ son los valores nominales seleccionados.

Interpretación y Acciones: En caso de detectar inconformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

Es recomendable que el tiempo de exposición para una mama promedio no supere los 2 segundos de cara a minimizar los efectos del movimiento sobre la resolución de la imagen.

3.2.5.6. FUERZA DE COMPRESIÓN.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
La compresión debe estar entre 110 Newtons (25 libras ó 11.3 kg) y 200 Newtons (45 libras ó 20.4 kg).
- **Frecuencia:** Inicial, semestral y si se observa reducción en el nivel de compresión de la mama.
- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Utilizar una báscula, toallas de baño (paños) o bloques de goma espuma.

➤ **Modo Automático**

Colocar una toalla de baño sobre el bucky, y sobre ésta, la báscula. Localizar el centro de la misma directamente debajo de la bandeja de compresión y colocar una o más toallas (o bloque de gomaespuma) sobre la báscula para proteger la placa de compresión. Activar el compresor para que opere y se detenga de forma automática, luego Leer y escribir el valor de la fuerza de compresión y soltar el dispositivo de compresión.

➤ **Modo manual**

Utilizar el modo manual, mover la placa de compresión hasta que se detenga, luego leer y escribir el valor de la fuerza de compresión y soltar la placa de compresión.

Interpretación y Acciones: Si se observan valores fuera de este intervalo el dispositivo de compresión deberá ser calibrado por un ingeniero de mantenimiento calificado.

3.2.6. EVALUACIÓN DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE).

3.2.6.1. REPETIBILIDAD Y COMPENSACIÓN DEL CAE, INCREMENTO DE (DO) DENSIDAD ÓPTICA POR PASO DEL SELECTOR DE DENSIDADES.

- **Calificación:** Fundamental

- **Tolerancias:**

a) Repetibilidad de (mAs) o kerma (mGy): 5%

Repetibilidad de la DO: Máxima desviación < 0,1 DO.

Nota: Si no pasa la prueba, repetirla usando la cámara de ionización para verificar si el problema se debe al generador o al procesamiento de la película.

b) Compensación con los espesores y la tensión (y combinación blanco/filtro).

Máxima desviación en DO: 0,2.

c) Incrementos de DO por paso del selector de densidades.

Diferencia en DO entre dos pasos seleccionados: 0,1 - 0,2.

d) Diferencia relativa para mAs entre dos pasos seleccionados: entre 12% y 15%.

- **Frecuencia:**

Inicial y después de cambios en el equipo, en el receptor de la imagen y en el procesador.

Repetibilidad e incremento de DO por paso: anual.

Compensación con los espesores y la tensión: semanal.

- **Personal:** Físico Médico

Material y Método:

Siete láminas de polimetacrilato de metilo (PMMA) de 1 cm y dos de 0,5 cm que permitan simular espesores de mama de 2, 4, 4.5, 6 y 7 cm, objetos radiopacos para identificación de placas, chasis cargado, dosímetro, densitómetro. Utilizar 7 cm de PMMA en lugar de 8 cm (equivalente a mamas reales superiores a 9 cm) ya que los tiempos de exposición para este último espesor son muy largos y el sistema corta el disparo como medida de seguridad [1, 4].

En el modo de exposición automática el control de densidades debe estar en la posición 0. Colocar el chasis cargado en el receptor de imagen con un objeto radio-opaco para identificar la película.

Colocar 45 mm de espesor de PMMA alineados con el borde del soporte de la mama correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente y seleccionar la tensión y combinación blanco/filtro más usada clínicamente para una mama cuyo espesor sea equivalente a los 45 mm de PMMA, por ejemplo 28 kV y realizar como mínimo cinco exposiciones con CAE (repetibilidad), si se observan fallos en la repetibilidad del CAE, se debe medir también el kerma colocando el dosímetro sobre los 45 mm de PMMA de forma que no interfiera con el detector del CAE. Esta medida posibilita distinguir si los posibles fallos que se detecten son debidos a un funcionamiento inadecuado del generador o del detector del dispositivo del CAE. En este caso, se calculará la repetibilidad del CAE en función de los valores de kerma medidos en las 5 exposiciones.

Realizar una exposición con CAE para otros espesores de PMMA (20, 40, 60 y 70 mm) seleccionando los factores de exposición utilizados en la práctica clínica para mamas equivalentes. Exponer una sola película para cada espesor (compensación para diferentes tensiones, espesores y combinaciones blanco/filtro).

Hacer una exposición para cada una de las posiciones del control de densidad, usando la tensión seleccionada y 45 mm de PMMA (evaluación del control de densidades) luego procesar las películas y medir las densidades ópticas en un punto situado a 4 cm de la pared torácica y centrada lateralmente; registrar estos valores y calcular su valor medio.

El número de medidas no debe ser nunca inferior a 5. El dispositivo del CAE de los equipos mamográficos más modernos selecciona automáticamente todos los factores de exposición (kV, blanco/filtro y mAs) en función de las características de la mama (espesor y/o densidad) [7, 17].

Interpretación y Acciones:

- a) El CAE en la posición 0 de control de densidad debe estar ajustado para una DO entre 1,5 DO y 1,9 DO.
- b) Si en el servicio no existe un negatoscopio de alta luminosidad (3000 cd/m²), el CAE debe ajustarse para que la DO en la posición 0 de control de densidad esté entre 1,2 DO y 1,4 DO.
- c) En caso de detectar inconformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

3.2.7.GEOMETRÍA.

3.2.7.1. DETERMINACIÓN DE LA DISTANCIA FOCO – PELÍCULA (DFP).

- **Calificación:** Complementario
- **Tolerancias:**
DFP > 60 cm.
Indicador ± 2% con respecto a la nominal.
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método: Utilizar una Cinta métrica. Medir con la cinta métrica la distancia entre el foco indicado en el equipo y el receptor de imagen y registrar los resultados [7].

Interpretación y Acciones:

- a) En caso de detectar inconformidades en el indicador contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.
- b) En caso de discrepancia, ajustar la distancia a la recomendada por el fabricante.
- c) Si la DFP < 60 cm considerar la posibilidad de cambiar el equipo para que cumpla con los requisitos de alta resolución.

3.2.7.2.FACTOR DE EXPOSICIÓN DE LA REJILLA.

- **Calificación:** Complementario
- **Tolerancias:**
Factor de exposición de Rejilla menor que 3 a 28 kV.
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un maniquí estándar, un dosímetro, chasis, películas y un densitómetro.

Proceder a calcular el factor de exposición de la rejilla con la expresión D_1/D_2 ; donde D_1 y D_2 son los valores de dosis en aire medidos en el haz y en el mismo punto del plano de la imagen.

Calcular mediante la expresión: $D_1 f_1^2 / D_2 f_2^2$ donde D_1 y D_2 son los valores de dosis en aire medidos en el mismo eje del haz en dos puntos situados sobre el tablero y debajo del sistema de rejilla respectivamente, f_1 y f_2 son las correspondientes distancias desde el foco a esos puntos. Alternativamente, si existen dificultades prácticas para colocar el dosímetro en el plano de la imagen, el factor de rejilla se puede calcular como el cociente entre los mAs necesarios para obtener dos imágenes del maniquí sobre el tablero dentro del haz con la misma densidad óptica (próxima a 1,0) con y sin rejilla respectivamente. De la misma manera el factor del sistema de rejilla se puede obtener a partir de los mAs necesarios para obtener las imágenes con el chasis en su posición habitual o sobre el tablero respectivamente [7, 17].

Interpretación y Acciones: En caso de detectar inconformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

El compresor y el maniquí deben conservarse dentro del haz lo más cercano como sea posible al cabezal del tubo.

3.2.7.3. ESTADO Y POSICIONAMIENTO CORRECTO DE LA REJILLA.

- **Calificación:** Complementario
- **Tolerancias:**

Óptimo estado

Las laminillas de la rejilla deben aparecer paralelas y homogéneas en la imagen.

- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar chasis cargados y películas mamográficas.

En este parámetro detectar las posibles alteraciones (visualización de las láminas de la rejilla, entre otras.) mediante la exposición a 50 kV de un chasis cargado sin seleccionar la rejilla y sin atenuación adicional interpuesta y valorar visualmente el correcto centrado, focalización y alineación de la rejilla. Las posibles variaciones de densidad en la película podrán ser documentadas mediante un densitómetro [7, 17].

Interpretación y Acciones:

En caso de detectar inconformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

Se debe lograr una buena imagen de las líneas de la rejilla comprobando la homogeneidad de las mismas.

3.2.8. SISTEMA DE COLIMACIÓN

3.2.8.1. COINCIDENCIA DEL CAMPO DE RADIACIÓN CON EL RECEPTOR DE LA IMAGEN, COINCIDENCIA DEL CAMPO LUMINOSO CON EL CAMPO DE RADIACIÓN, ALINEACIÓN DEL COMPRESOR CON EL SOPORTE DE LA MAMA.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
 - a) Coincidencia campo luminoso y campo de radiación: ± 5 mm en cualquiera de los lados.
 - b) Coincidencia película y campo de radiación: $\leq 2\%$ de la distancia foco-película; ≤ 5 mm en el lado del tórax.
 - c) Alineación entre el borde de la bandeja de compresión y el borde del soporte de la mama en la pared torácica: $\leq 1\%$ de la distancia foco-película.
 - d) La imagen del borde del compresor deberá quedar fuera del área de la película.
- **Frecuencia:** Inicial, tras cambios, anual.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar seis objetos radiopacos, cinco de un mismo tamaño y el otro más grande, dos chasis de mamografía cargados, una cinta métrica.

Colocar un chasis sobre el soporte de la mama de forma que sobresalga 2 cm del borde de la pared torácica. Para evitar que la película se sobreexponga, colocar una película revelada entre la pantalla intensificadora y la película o

también se puede colocar la película con la emulsión al revés, y luego colocar el otro chasis en el portachasis.

Quitar el compresor antes de colocar los objetos radiopacos para asegurar una buena demarcación de los bordes del campo luminoso, encender las luces de colimación y colocar cuatro objetos radiopacos de forma que coincidan con los bordes del campo luminoso. El objeto radiopaco de mayor diámetro deberá quedar en el borde del campo de luz de la pared del tórax.

Colocar el compresor y situar aproximadamente a 6 cm por encima del soporte de la mama y colocar el sexto objeto radiopaco en la superficie inferior del dispositivo de compresión tangente al borde de la pared torácica cuidando que no interfiera con el detector del control automático de exposición. Efectuar una exposición con CAE y procesar las películas.

Determinar la coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación y medir la distancia entre los bordes del campo de rayos X y los de las imágenes de los objetos radiopacos. Estas medidas deben ser hechas sobre la película que estaba dentro del chasis que se colocó sobre el soporte de la mama [7, 17].

Superponer las películas de los dos chasis sobre el negatoscopio de forma que coincidan los bordes más externos de las imágenes de los objetos radiopacos y determinar la coincidencia del campo de radiación con la película y medir la

desviación entre los bordes de la película situada en el portachasis y el campo de radiación de la película expuesta sobre el soporte de la mama.

Determinar la coincidencia entre el borde del compresor y el borde del soporte correspondiente a la pared del tórax y medir la distancia entre el borde de las imágenes del objeto radiopaco que estaba en el compresor y el borde de la película que estaba en el portachasis.

Interpretación y Acciones: En caso de detectar inconformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

3.2.9. VISUALIZACIÓN DE LAS IMÁGENES.

3.2.9.1. LUMINANCIA Y HOMOGENEIDAD DE LOS NEGATOSCOPIOS.

ILUMINACIÓN AMBIENTAL DE LA SALA.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
 - Luminancia (brillo): $> 3000 \text{ cd/m}^2$ (nit)
 - Uniformidad de la luminancia:
 - < 30% en diferentes zonas de un mismo negatoscopio.
 - < 15% entre negatoscopios del mismo puesto de trabajo.
 - Iluminación en la sala: $\leq 50 \text{ lux}$.
- **Frecuencia:** Inicial, semestral, tras cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un medidor de luz (fotómetro) que mida luminancia (rango 100 - 7000 cd/m²) e iluminación (rango 1 – 1000 lux).

Inspección visual

Valorar de forma rápida la necesidad de sustituir tubos fluorescentes defectuosos, anotar la falta de limpieza, color de los tubos y de la pantalla del negatoscopio, vibraciones, entre otros, es recomendable mantener un inventario de los negatoscopios del centro hospitalario, y anotar su ubicación y antigüedad.

Luminancia

Realizar un esquema del negatoscopio y seleccionar 9 puntos de medición distribuidos homogéneamente (3 en una línea superior, 3 en la línea central y 3 en la línea inferior) y que no estén muy próximos a los bordes (≥ 5 cm) [7, 17].

Colocar el medidor en contacto con la superficie difusora en cada uno de los puntos seleccionados y medir la luminancia en cada punto. Repetir para cada negatoscopio en uso.

Iluminación de la sala

Colocar el fotómetro a una distancia de 50 cm del negatoscopio previamente apagado, dirigido hacia las luces de iluminación ambiental y medir la luz ambiental.

Procedimiento de cálculo

Uniformidad de la luminancia.

a) En un mismo negatoscopio: Seleccionar el valor central (L_c) y el valor de lectura más discrepante registrado (L_{mayor}), y aplicar la siguiente expresión:

$$Desviación\ Máxima(\%) = 100 \frac{L_{mayor} - L_c}{L_c}$$

b) Entre varios Negatoscopios:

$$Desviación\ Máxima(\%) = 100 \frac{L_{c_i} - L_{c_j}}{L_{c_i}}$$

Donde L_{c_i} y L_{c_j} son los valores centrales de las luminancias de dos negatoscopios cualesquiera.

Interpretación y Acciones:

a) En caso de detectar anomalías durante la inspección visual contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

b) En caso de que el nivel de luminancia sea menor que el establecido o exista una falta de uniformidad que supere las tolerancias, sustituir la totalidad de los tubos fluorescentes en cada negatoscopio lo más pronto posible.

c) En caso de que las condiciones de iluminación en las proximidades superen los valores ideales, contactar con el encargado del servicio de mantenimiento para variar la iluminación del área.

3.2.10. CALIDAD DE IMAGEN.

3.2.10.1. TASA DE RECHAZO DE PELÍCULAS.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:** $\leq 10\%$
- **Frecuencia:** Inicial y después de cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo.

Material y Método

Utilizar Películas rechazadas.

Recoger las películas rechazadas durante un periodo de 15 días o un mes (en función de la tasa de rechazo). Anotar el número de estudios totales realizados en el mismo periodo, identificar en cada caso las causas concretas del rechazo, tipificar con una clave y anotar junto con el tipo de proyección (cráneo-caudal (CC), medio-lateral oblicua (MLO), lateral (LA)), anotar la frecuencia de cada una de las causas del rechazo y obtener el número total de placas realizadas en el mismo periodo a partir de la indicación que resulte más fiable (datos del almacén de películas, de los contadores de exposición o de películas procesadas, de las estadísticas del propio servicio, etc.).

La tasa de rechazo se calcula como el cociente entre el número de películas rechazadas y el número total de placas realizadas expresado en porcentaje (%) durante un cierto período de tiempo.

Habitualmente este porcentaje está alrededor de un 6 – 10 % al inicio de los programas de control de calidad y suele reducirse gradualmente a valores inferiores al 5% [7, 17].

Interpretación y acciones:

Las causas del rechazo de películas permiten identificar las necesidades más urgentes de actuación aunque en muchas ocasiones no posibilitan discernir que parte del sistema de formación de la imagen está funcionando inadecuadamente.

La tasa de rechazo de películas es un indicador global de la calidad imprescindible para el seguimiento del programa de control de calidad.

3.2.11. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN (MANIQUÍ).

3.2.11.1. DENSIDAD ÓPTICA (DO), DIFERENCIA DE DENSIDADES (DD), CALIDAD DE LA IMAGEN.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
 - Fibras: ≥ 4 ; Microcalcificaciones: ≥ 3 ; Masas: ≥ 3 . Entre control y control, la puntuación total asignada a cualquiera de los tres objetos no debe variar en más de 0,5 puntos, investigando las causas en caso de superarse este valor.
 - Densidad óptica de fondo de la imagen: entre 1,5 DO y 1,9 DO. La variación en el valor de densidad óptica de fondo entre control y control no debe exceder 0,2 DO.

- DD: $0,40 \pm 0,05$.
- El valor indicado por el equipo para los mAs no debe cambiar en más de un $\pm 15\%$ para un valor establecido de control de densidad. Si éste se modifica por alguna razón técnica, el valor de mAs debe ser ajustado apropiadamente.
- **Frecuencia:** Inicial, semanal y después de cambios.
- **Personal:** Físico Médico.

Material y Método:

Utilizar un maniquí específico de mama, un disco acrílico de 2 mm de espesor y aproximadamente 1 cm de diámetro, un densitómetro, chasis cargados y películas, una lupa de 2X o mayor, un negatoscopio [7, 17].

Cargar el chasis y esperar el tiempo recomendado para tener buen contacto entre pantalla – película luego colocar en el porta-chasis, y el maniquí sobre el soporte de la mama.

Colocar el disco acrílico sobre el maniquí de tal manera que no interfiera con los detalles del maniquí ni cubra el detector del CAE. Se recomienda pegar entre la primera y segunda fibra y ligeramente por debajo. Bajar el compresor hasta contactar con el disco acrílico y verificar que el detector del CAE, situado en la 2ª posición, está debajo de la parte de cera del maniquí y que el disco acrílico no interfiere con el mismo.

Seleccionar los factores de técnica: blanco, filtro, kVp, rejilla, ajuste del control de densidad, modo de operación, etc., que se utilizan en la práctica clínica con una mama de características equivalentes a las del maniquí y realizar una exposición, procesar la película y determinar la densidad óptica en los siguientes puntos:

Densidad de fondo: en el centro geométrico de la imagen del maniquí.

Densidad en la imagen del disco de acrílico.

Densidad adyacente a la imagen del disco acrílico (en una dirección perpendicular al eje del ánodo - cátodo).

Calcular la diferencia de densidades (DD) entre la densidad óptica del disco acrílico y la densidad del punto adyacente, luego visualizar la película con la lupa en el negatoscopio. Evaluar la imagen de acuerdo con las especificaciones del fabricante del maniquí utilizando el negatoscopio [7, 17].

Observar la imagen y comprobar si hay artefactos que puedan ser confundidos con cada uno de los objetos contenidos en el maniquí. Con la lente de aumento, examinar cuidadosamente la imagen por áreas no uniformes, sucias o con polvo, con líneas (si se utiliza la rejilla), con artefactos de procesamiento o bien cualquier otro tipo de artefacto. Marcar con un círculo estos artefactos y comparar la imagen con imágenes anteriores e investigar las causas de estos artefactos.

Interpretación de los resultados:

Método de evaluación de la imagen del maniquí:

a) Puntuación para las fibras:

Totalmente visualizadas: 1

Parcialmente visualizadas (tamaño mayor que la mitad): 0,5.

Parcialmente visualizadas (tamaño menor que la mitad): 0.

Se puntúa cada fibra de forma individual, comenzando por las de mayor grosor y se deja de evaluar a partir de la fibra a la que se le haya asignado una puntuación de 0,5. Se suman todas las puntuaciones asignadas a las fibras. Se analiza la imagen buscando aquellos artefactos que puedan ser confundidos con fibras pero que estén en otras posiciones o con otras orientaciones. En caso de detectar estas fibras “artefactos”, ha de sustraerse a la puntuación total, la puntuación que se le haya dado a la última fibra considerada (1 ó 0,5) [7, 17].

b) Puntuación para las microcalcificaciones:

Grupo de microcalcificaciones en el que se visualizan 4 o más de las 6 que forman el grupo: 1

Grupo de microcalcificaciones en el que se visualizan 2-3 microcalcificaciones del grupo: 0,5

Grupo de microcalcificaciones en el que se visualizan menos de 2 microcalcificaciones del grupo: 0

Se puntúa cada grupo de forma independiente, comenzando por el grupo con microcalcificaciones de mayor diámetro. Se deja de evaluar a partir del grupo al que se le haya asignado una puntuación de 0,5. Se suman todas las puntuaciones asignadas a cada grupo. Las microcalcificaciones visualizadas fuera de la posición indicada por el fabricante del maniquí son artefactos.

En caso de detectar estos artefactos, han de sustraerse uno a uno del último grupo que se haya puntuado, reajustando la puntuación del mismo de acuerdo con lo indicado más arriba. Por ejemplo, si el último grupo evaluado tenía una puntuación de 1 debido a que se visualizaban 4 microcalcificaciones y se detecta un artefacto que puede ser confundido con una microcalcificación, se resta una microcalcificación al último grupo. En consecuencia, en lugar de 4 microcalcificaciones contiene 3 y su puntuación baja a 0,5 [7, 17].

c) Puntuación para las masas:

Totalmente visualizadas: 1

Parcialmente visualizadas (la forma no es circular o es de media luna): 0,5.

Se puntúa cada masa de forma independiente, comenzando por la de mayor diámetro. Se deja de evaluar a partir de la masa a la que se le haya asignado una puntuación de 0,5 o menor. Se suman todas las puntuaciones dadas a las masas y se anota el resultado en la hoja de datos. Las masas visualizadas fuera de la posición indicada por el fabricante del maniquí son artefactos. En caso de detectar estos artefactos, ha de sustraerse a la puntuación total, la

puntuación que se le haya dado a la última masa evaluada (1 ó 0,5). Por ejemplo, si la última masa evaluada tenía una puntuación de 0,5 y se detecta un artefacto, se restaría 0,5 a la puntuación total.

Interpretación y acciones: Debido a la componente subjetiva asociada al observador, se recomienda que sea la misma persona la que realice esta prueba, utilizando el mismo criterio, negatoscopio, lente de aumento y condiciones de iluminación.

Si hay varios tipos de películas diferentes en uso, esta prueba debe realizarse para cada una de éstas.

3.2.11.2. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE LA IMAGEN.

- **Calificación:** Fundamental
- **Tolerancias:**
≥ 10 pares de líneas (pl)/mm en ambas direcciones.
- **Frecuencia:** Inicial, semanal y después de cambios.
- **Personal:** Físico Médico / Tecnólogo

Material y Método:

Utilizar un patrón de resolución de hasta 20 pl/mm, placas de polimetacrilato de metilo (PMMA), un negatoscopio de alta luminosidad (3000 cd/m²), una lupa 2X, chasis cargados y películas. Colocar el chasis cargado en el porta-chasis y el patrón de resolución sobre 40 mm de PMMA.

Verificar que el detector del CAE no está debajo del patrón de resolución y realizar dos exposiciones, uno con el patrón orientado en la dirección perpendicular al eje ánodo cátodo y otro orientado en dirección paralela.

Colocar las películas sobre el negatoscopio y utilizando la lupa, contar el número de grupos de pares de líneas que se puede observar nítidamente [7, 13].

Interpretación y acciones: Si se observan variaciones importantes en el valor del límite de resolución, se deberá proceder a medir el tamaño del foco.

3.2.12. DOSIMETRÍA.

3.2.12.1. KERMA INCIDENTE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA DEL MANIQUÍ ESTÁNDAR Y DOSIS GLANDULAR PROMEDIO.

- **Calificación:**
 - a) Kerma incidente en la superficie de entrada del maniquí: Fundamental
 - b) Dosis glandular promedio: Complementario
- **Tolerancias:**
 - a) El valor del kerma debe calcularse sin el maniquí, ya que la medida debe hacerse sin retrodispersión y deberá ser ≤ 10 mGy.
 - b) El valor de la dosis glandular promedio en condiciones de referencia deberá ser ≤ 2 mGy.
- **Frecuencia:** Inicialmente, tras cambios / Semestral
- **Personal:** Físico Médico.

Material y Método: Utilizar un dosímetro, un maniquí de mamografía, un termómetro, un barómetro, chasis cargados.

a) KERMA INCIDENTE EN AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA AL MANIQUÍ

El kerma en aire incidente sin retrodispersión se mide utilizando los mismos factores de exposición que los seleccionados para exponer correctamente un maniquí equivalente a la mama estándar (45 mm de PMMA). El método para determinar el kerma incidente en aire en la superficie de entrada al maniquí consta de dos partes:

1) La determinación del valor de mAs en una exposición correcta del maniquí en condiciones clínicas, y:

2) La medición del kerma incidente en aire para dicha carga del tubo. Este procedimiento se propone debido a que habitualmente la exposición se hace utilizando el control automático de exposición por lo que la carga (mAs) del tubo no se conoce a priori. El procedimiento es el siguiente:

Determinación del valor de mAs:

Seleccionar las condiciones habituales de trabajo (kV, ánodo/filtro) para una proyección cráneo-caudal de una mama comprimida de 45 mm de espesor, con la rejilla y con un chasis cargado en el portachasis luego colocar el maniquí sobre el soporte de la mama alineado con el borde correspondiente a la pared torácica y centrada lateralmente, asegurar que el detector del CAE está debajo del maniquí [7, 17].

Mover el compresor hasta que haga contacto con el maniquí sin magnificación y medir la distancia de la superficie del maniquí al foco del tubo de rayos X.

Medición del kerma incidente (con el valor de mAs obtenido)

Retirar el maniquí y colocar el dosímetro a 45 mm por encima del soporte de la mama, centrado lateralmente y a 4 cm del borde de la pared torácica.

Efectuar una exposición con el mismo valor de mAs y obtener el valor del kerma incidente a partir de M_{auto} utilizando la fórmula siguiente, en la cual k_{TP} es el factor de corrección por temperatura y presión y N_{mammo} es el valor del factor de calibración para la misma calidad de haz y siendo T_0 y P_0 los valores de presión y temperatura del laboratorio de calibración [7, 17].

$$K_i = M_{auto} N_{mammo} k_{TP}$$

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P}$$

b) DETERMINACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR PROMEDIO

La dosis glandular promedio se obtiene a partir del kerma incidente en aire y los coeficientes de conversión mediante la fórmula siguiente:

$$D_G = C_{DG, K_i, PMMA} S K_i$$

Donde el coeficiente $C_{DG, K_i, PMMA}$, convierte el kerma en aire sin retrodispersión en dosis glandular promedio y su valor viene dado para las distintas medidas

del espesor hemirreductor (0,25 - 0,60 mm Al), y el factor s da una corrección que depende de la combinación blanco/filtro [7, 17].

HVL (mm Al)	$C_{DGKIPMMA}$ (mGy/mGy)
0,25	0,141
0,30	0,164
0,35	0,187
0,40	0,209
0,45	0,232
0,50	0,258
0,55	0,287
0,60	0,310

Tabla IV. Valores de $C_{DGKIPMMA}$ para una mama de 50 mm de espesor y 50% de glandularidad [4].

Combinación blanco/ filtro	Factor s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042

Tabla V. Valores del factor s para diferentes combinaciones Ánodo/Filtro [4].

Interpretación y acciones: Observar la variación de estos indicadores con el tiempo y, en caso de sobrepasar significativamente los valores de referencia, investigar las posibles causas y tomar las medidas correctivas necesarias.

CAPÍTULO IV

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- Se ha Elaborado un Protocolo de control de calidad para el Mamógrafo Analógico Siemens Mammomat 3000 Nova del Hospital Oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. Solca – Tungurahua, cuya implementación servirá para el mejoramiento de la calidad de las imágenes en radiodiagnóstico.
- Mediante la socialización del presente protocolo de control de calidad para el mamógrafo analógico siemens MAMMOMAT 3000 nova, se podrá concientizar al personal del Área de Imágenes del Hospital sobre la importancia de su aplicación, lo que permitirá alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes con el menor riesgo posible para el paciente y el personal ocupacionalmente expuesto.
- Se ha hecho un análisis profundo y detallado, acerca de los parámetros que afectan la calidad de la imagen en mamografía y las condiciones de mejor visualización para optimizar el diagnóstico.

- Se han determinado los materiales y pruebas necesarias para realizar el control de calidad al mamógrafo analógico siemens MAMMOMAT 3000 nova y a la unidad de mamografía del hospital oncológico Dr. Julio Enrique Paredes C. Solca – Tungurahua.

4.2 RECOMENDACIONES.

- Se recomienda la implementación de programas periódicos y capacitación en el ámbito de protección radiológica que permitan al personal actualizarse en las nuevas normativas vigentes a nivel internacional, sobre manejo y uso de radiaciones ionizantes en el campo médico y control de calidad del equipo mamográfico.

- Dotar al área de Imágenes de material necesario para el aseguramiento y control de calidad en los equipos de mamografía que estén en condiciones óptimas y cuenten con las certificaciones respectivas y en vigencia, y que posean 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.

BIBLIOGRAFÍA.

1. **ARIAS., C.**, La regulación de la protección radiológica y la función de las autoridades de salud., Panamá-República de Panamá., Salud Pública., 2006., pp., 188-195.
2. **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.**, Equipment Requirements and Quality Control for Mammography., Report No. 29., American Institute of Physics., New York-EEUU., 1990., pp., 6-39.
3. **AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY.**, Mammography Quality Control Manual., ACR., New York-EEUU., 1999., pp., 34-43.
4. **CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA.**, Protocolo Elaborado en el Marco de dos Proyectos Regionales ARCAL/OIEA., Madrid-España., 2006., pp., 11-63.
5. **COMISIÓN NACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA- UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES-OIEA.**, Apuntes del Curso de Postgrado en Protección Radiológica y Seguridad Nuclear., Buenos Aires-Argentina., 1998., pp., 23-27.
6. **COMISIÓN CHILENA DE ENERGÍA NUCLEAR.**, Apuntes del Curso Elementos de Protección Radiológica Operacional., Santiago de Chile-Chile., 1997., pp., 5-33.
7. **CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA.**, Chevalier del Río Margarita y Col., Xunta de Galicia Consellería de Sanidade., Dirección Xeneral de Saúde Pública., Grafisant., Santiago de Compostela-España., 1995., pp., 110-122.

8. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP).**, Sistema de Limitación de Dosis., Publicación 103., Madrid-España., 2007., pp., 45-63.
9. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP).**, Protection against Ionizing Radiation from External Sources used in Medicine., Publication 33., Oxford-Inglaterra., Pergamon Press., 1998., pp., 35-55.
10. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP).**, Protection of the Patient in Diagnostic Radiology., ICRP Publication 34., Oxford-Inglaterra., Pergamon Press., 2002., pp., 25-34.
11. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP).**, Radiation Protection Dosimetry., Paris-Francia., Publication 52., 1987., pp., 189-191.
12. **INSALUD., MANUAL GENERAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.**, Instituto Nacional de la Salud., Madrid-España., 1993., pp., 15-80.
13. **MANUAL DE CONTROL DE CALIDAD EN MASTOGRAFIA.**, Hospital General de México., México D.F., 2002., pp., 9-52.
14. **MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO/SECRETARIA GENERAL TÉCNICA.**, Protección Radiológica parte II: Radiodiagnóstico., Madrid-España., 1988., pp., 10-47.
15. **ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (OIEA).**, Manual Práctico de Seguridad Radiológica., Viena-Austria., 1997., pp., 65-90.

16. **Organización Mundial de la Salud (OMS)**., Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico., Organización Panamericana de la Salud (OPS)., Publica., Científica nº 469., Ginebra-Suiza., 2000., pp., 4-5.
17. **PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO**., Aspectos Técnicos del Control de Calidad en Radiodiagnóstico., SEFM-SEPR., Madrid-España., 2002., pp., 37-43.
18. **SIEMMENS., MANUAL DE DATOS Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS**., Instrucciones de Uso de MAMMOMAT 1000/3000 Nova., Alemania., 2003., pp., 11-76.
19. **SUBSECRETARIA DE CONRTOL, INVESTIGACIÓN Y APLICACIONES NUCLEARES - MINISTERIO DE ELECTRICIDAD Y ENEREGIA RENOVABLE (SCIAN)**., Curso Básico De Protección Radiológica., Quito-Ecuador., 2011., pp., 88-112.
20. **STEWART., C., BUSHONG., MOSBY.**, Manual de Radiología para Técnicos., Times Mirror., Madrid-España., 2010., pp., 44-48
21. **UNE.**, Norma Española., Equipos electro médicos., requisitos particulares para la seguridad de equipos mamográficos de rayos X y dispositivos mamográficos de estereotaxia., Madrid-España., 2000., pp., 2-45.

BIBLIOGRAFÍA INTERNET.

22. **AGFA.**, Procesadora CP 1000 Especificaciones Técnicas 2003.

<http://www.cymedmedical.com/pdf/cp1000>.

2011/11/17

23. INTERATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Control de calidad en mamografía.

http://wwwpub.iaea.org/MTCD/publications_web.pdf

2011/10/12.

24. KODAK MIN-R QUALITY., Control Program., Quality Control for Mammography.

<http://www.dromymsac.com/insumosrxyecografia/kodakpeliculasmamo.html>

2011/09/23.

25. SEMANA DE PREVENCIÓN DEL CÁNCER DE MAMA., Diario La Hora.

[http://www.lahora.com.ec/.](http://www.lahora.com.ec/)

2011/05/15.

26. ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD., Evaluación de la calidad de los servicios de radiodiagnóstico en cinco países latinoamericanos.

<http://www.paho.org/Spanish/HDP/HDR/CAIS-01-09.PDF>

2011/06/21.

27. PELÍCULA MAMOGRÁFICA FUJIFILM

http://www.pro-imagen.com.bo/fujifilm-equipo-medico_impresoras-laser-pelicula-seca.html

2011/04/12.

ANEXOS

INSTRUMENTACIÓN

- 1.- Barómetro.
- 2.- Báscula.
- 3.- Cámara de ionización.
- 4.- Cepillo de cerdas.
- 5.- Cinta métrica.
- 6.- Conjunto chasis-pantalla, preferiblemente uno grande y uno pequeño.
- 7.- Filtros de aluminio de 0,1mm de alta pureza.
- 8.- Cronómetro.
- 9.- Densitómetro.
- 10.- Dosímetro de radiación.
- 11.- Dosímetros de área, pueden usarse TLDs de alta sensibilidad.
- 12.- Higrómetro.
- 13.- Kilovoltímetro.
- 14.- Lámpara de luz ultravioleta.
- 15.- Lupa 2X
- 16.- Maniquí de polimetacrilato de metilo (PMMA) de 4,5 cm y sin imperfecciones o artefactos.
- 17.- Maniquí (ACR o 45 mm de polimetacrilato de metilo (PMMA)).
- 18.- Medidor de luz (fotómetro).
- 19.- Medidor de pH.

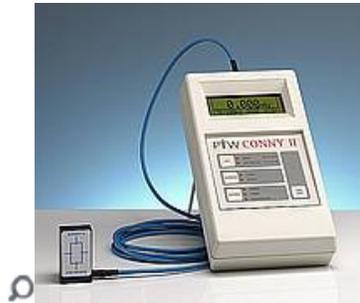
- 20.- Medidor de tiempo de exposición.
- 21.- Multímetro.
- 22.- Negatoscopio
- 23.- Números plomados o de marcado de los estudios.
- 24.- Objetos radiopacos para identificación de placas.
- 25.- Paño que no deje pelusa.
- 26.- Cubeta o balde.
- 27.- Papel opaco.
- 28.- Patrón de resolución.
- 29.- Películas radiográficas para mamografía
- 30.- Placas de polimetacrilato de metilo (PMMA).
- 31.- Plomo (láminas, delantal plomado, etc.).
- 32.- Probeta calibrada hasta 150 cc.
- 33.- Rejilla de cobre de 24x30 cm de 40 líneas por pulgada.
- 34.- Objetos radiopacos.
- 35.- Sensitómetro
- 36.- Láminas de polimetacrilato de metilo (PMMA)
- 37.- Solución de jabón suave no alcalina.
- 38.- Termómetro digital (nunca de mercurio).
- 39.- Toallas de baño (paños) o bloques de goma espuma.
- 40.- Vasos plásticos desechables

Los dosímetros con cámaras de ionización deben ser calibrados en un laboratorio de patrones secundarios cada dos años y reparados o mantenidos por personal especializado siguiendo las instrucciones del fabricante.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS Y CARACTERÍSTICAS DE LOS PRINCIPALES INSTRUMENTOS

1.- DOSÍMETRO DE RADIACIÓN.

CONNY II QC DOSEMETER



Descripción:

Es un Dosímetro para pruebas de constancia de instalaciones de mamografía. Representa un dosímetro valioso de pequeño tamaño para control de calidad. Cumple con la norma IEC 61674 dentro de los rangos de uso. El dosímetro CONNY II está especialmente diseñado para este propósito. Se utiliza en combinación con un fantoma para control de calidad. CONNY II se calibra en kerma en aire, y los resultados de medición se representan en un contraste de la pantalla digital de alta resolución. El dispositivo funciona con una batería e incluye un detector semiconductor calibrado.

Características:

Tiene una respuesta de energía dentro de $\pm 5\%$ en el rango de calidad de los haces de mamografía.

Exactitud 5%

Repetibilidad 5 %.

2. – FANTOMA.

NORMI MAM



Descripción:

Fantoma de prueba para el control de calidad de la mamografía analógica.

Adecuado para las pruebas de aceptación y constancia de la mamografía, cumple con las normas DIN, para pruebas de alto contraste, bajo contraste y bolas de acero en el lado del tórax, comprueba los parámetros específicos de mamografía

Normi MAM es una herramienta fácil de usar, lo que permite poner a prueba los valores específicos de mamografía. Los valores de prueba son la densidad óptica de las películas de prueba, la posición y el tamaño del campo de radiación útil, la resolución de contraste, la presencia de manchas de impureza. Dos líneas de cinco bolas de acero de cada uno son colocadas simétricamente en la placa de la estructura y en el espectro de atenuación. Se muestran los límites de imagen en el lado del tórax en la radiografía.

Características:

Material: Acrílico de 20 mm de espesor, en combinación con el estándar de 40 mm de atenuación.

Dimensiones: 24 cm x 30 cm.

Peso: 1.5 libras

3.- EQUIPO DE PRUEBA PARA COMPRESION EN MAMOGRAFÍA.

MAMMOGRAPHY COMPRESSION TEST SET



Descripción:

Set para probar el dispositivo de compresión de las instalaciones de mamografía

Comprende una unidad de compresión de escala eléctrica y un paralelepípedo de espuma. Cumple con la norma IEC 61223-3-2, el dispositivo de compresión de las instalaciones de mamografía tiene que ser comprobado durante las pruebas de aceptación.

Características:

Rango de medición: 0 a 300 N \pm 5 N

Mide la fuerza de compresión para todos los ajustes seleccionables, incluyendo el valor máximo.

4.- MULTÍMETRO.

Multímetro analógico Metrix MX2B



Descripción:

Sirve para medir directamente magnitudes eléctricas activas como [corrientes](#) y [potenciales](#) o pasivas como [resistencias](#), capacitancias y otras. Las medidas pueden realizarse para corriente continua o alterna y en varios márgenes de medida cada una.

Características:

Especificaciones técnicas generales

Longitud de la escala: aprox. 80 mm

Temperatura de referencia: 18... 28 °C

Temperatura operativa: -10... +50 °C

Temperatura de almacenamiento: -30... +80 °C

Tipo de protección: IP 65

Alimentación: 1 x 1,5 V AA

Dimensiones: 150 x 98 x 40 mm

Peso: 420 g

5.- MEDIDOR DE pH.

HI-98240



Descripción:

El pH-metro profesional que mide pH / mV / °C, reúne todas las ventajas y características de un pH metro de mano y puede usarse in situ o en el laboratorio.

Características:

Memoria de valores interna de 500 valores.

Rango de medición:

-4,00...19,99 pH

+/- 400 mV; +/- 2000 mV

-10...+120,00 °C

Resolución:

0,01 pH

0,1 °C

0,1 mV (+/- 400 mV)

1 mV (+/- 2000 mV)

Precisión (20°C):

±0,01 pH

+/- 0,5 mV (-400 a +400 mV)

+/- 2 mV (fuera)

+/- 0,5 °C

Desviación típica:

± 0,03 pH

± 1 mV (-400 a +400 mV)

± 2 mV (fuera)

± 0,8 °C

Calibración:

pH: automática, con limitaciones grabadas 1,2-5

mV: automática, con limitaciones grabadas 2 o 3

Dimensiones: 220 x 82 x 66 mm

Peso: 500 g

Compensación de temperatura: Automática de -10...+120 °C

Electrodo: Electrodo con sensor de temperatura integrado, con cable de 1 m.

Alimentación: 4 baterías AA de 1,5 V (350 h)

6.- BARÓMETRO.

PCE-P01/05



Descripción:

El medidor de presión PCE-P01/05 es un medidor robusto, amplio y compacto para la medición de presión, con selección de 11 unidades. El medidor de presión PCE-P01/05 es especialmente idóneo para una documentación completa de sus mediciones.

Características:

Presión límite: 1378 mbar

Precisión (a 25 °C): $\pm 0,3\%$

Linealidad: $\pm 0,2\%$

Tiempo de respuesta aproximada: 0,5 s

Carga límite: 700 mbar

Temperatura operativa: 0... +50 °C

Temperatura de almacenamiento: -10... +60 °C

Cuota de medición: 1 s a 24 h (regulable)

Dimensiones: 210 x 75 x 50 mm

Peso: 650 g

7.- BÁSCULA.

PCE-LS 500



Descripción:

Esta báscula de la serie LS es un instrumento excepcional, convence por su alta exactitud, sus múltiples funciones y su precio reducido. Su carcasa de aluminio fundido le proporciona solidez y estabilidad. La pantalla gráfica con el indicador de capacidad facilita la lectura de los datos obtenidos.

Características:

Tiene un plato de pesado redondo con un diámetro de 120 mm

Capacidad máxima [máx.]: 500 g

Lectura [d]:0,001 g

Valor de verificación [e]:0,01 g

Reproducibilidad: 0,0015 g

Linealidad: $\pm 0,002$ g

Tiempo de respuesta: < 5 segundos

Dimensiones totales: 210 x 320 x 90 mm

Peso (neto): 5 kg

8.- DENSITÓMETRO.

PTW



Descripción:

Los densímetros determinan la densidad en líquidos y en sólidos según el método de impulso ascensional. Estos densímetros son muy útiles para comprobar la densidad de plásticos, de gomas, de metales sintetizados, de cerámica, de vidrio y de otros materiales no metálicos.

Para control de calidad del proceso de revelado.

Especificaciones:

Rango de medición: 0,0 a 4,0 DO

Precisión: $\pm 0,02$ DO ó 1%

Repetibilidad: $\pm 0,02$ DO

Apertura de medición: 3 mm

Tiempo de calentamiento: no requiere

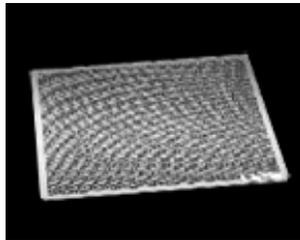
Display: tres dígitos (con indicador de batería baja)

Alimentación: batería de 9V

Dimensiones: 6,35 cm alto x 3,81cm de ancho x 11,43 cm de largo

Peso: 157 gramos

9.- MALLA DE COBRE.



Descripción:

Para la verificación del contacto pantalla película en los chasis para RX convencional y mamográficos.

Características:

Dimensiones: 24 x 30 cm de 40 líneas por pulgada.

10.- LÁMPARA DE LUZ ULTRAVIOLETA.

LÁMPARA UV ANTAI



Descripción:

Permite en las pantallas intensificadoras la detección de artefactos (suciedades, hongos y arañazos) que normalmente son invisibles al ojo en condiciones de iluminación normales.

Características:

Vatios (W): 10

Voltaje (V): 110/200

Longitud de onda (λ): 365 nm

Tiempo de vida: 8000 horas

Frecuencia: 50/60 Hz

11.- SENSITÓMETRO.

PTW

**Descripción:**

El sensitómetro nos sirve para realizar el control de calidad del proceso de revelado.

Especificaciones:

Fuente de Luz: Bicolor azul y verde

Pasos de Exposición: 21 pasos de 0,15 DO por paso

Tiempo de exposición: 0,5 s

Alimentación: batería de 9V

Dimensiones: 5,08 cm de alto x 7,62 cm de ancho x 12,07cm de largo

Repetibilidad: $\pm 0,04$ DO exposición logarítmica de unidad a unidad

Peso: 340 gramos

12.- TERMÓMETRO.

PCE



Descripción:

Es un instrumento que nos sirve para medir la temperatura de los líquidos del revelado.

Características:

Rango de medición: $- 40^{\circ}$ a 149° C

Display digital

Auto apagado

13.- FOTÓMETRO.

PCE



Descripción:

Es un instrumento que nos sirve para el control de calidad del negatoscopio y sala de diagnóstico

Especificaciones:

Capacidad: mide iluminación en lux y luminancia (brillo) en Cd/m²

Escala: 100 - 7000 Cd/m² y 1 – 1000 lux.

Precisión: dentro de 7% en toda la escala de medición

Sensor: fotodiodo de silicón con filtro fotométrico

Baterías: tipo A-76 alcalina

Dimensiones: 10,2 cm alto x 7 cm de ancho x 3 cm de grosor

Peso: 4 onzas

14.- DELANTAL PLOMADO.

Modelo # PFV

**Descripción:**

Delantal plomado, muy importante para la protección frontal del cuerpo humano.

Características:

Espesor 0,5 mm equivalente a plomo

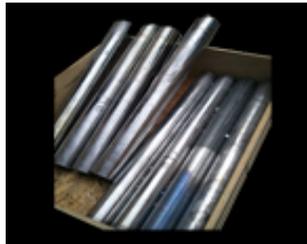
Dimensiones:

1) L 110 cm x 60 cm

2) XL 110 cm x 65cm

Cierre de velero

15.- LÁMINAS DE PLOMO.



Descripción:

Nos sirven para realizar el control de calidad de la Radiación de fuga.

Características:

Disponibles en espesores de: 0,5mm, 1,0mm, 1,5mm, 2,0mm, 2,38mm, 3,17mm, 3,97mm, 4,76mm y 6,35mm.

Dimensión Estándar: 1,10 m de ancho x 2,10 m alto.

16.- PATRÓN DE ESTRELLA.



Descripción:

Para control de calidad del punto focal de los equipos de mamografía.

Características:

Disponibles para medición de puntos focales entre:

0,3 mm y 0,6 mm (1° entre barras)

0,8 mm y 1,5 mm (1,5° entre barras)

1,00 mm y mayores (2° entre barras)

17.- HIGRÓMETRO.

LOG 100

**Descripción:**

Ideal para el registro del desarrollo de temperatura en el sector del almacenamiento, y se usa también para el control de temperatura en múltiples sectores.

Características:

Gran pantalla con visualización en tiempo real e indicador de valores máx., mín. y promedio.

Memoria para 60.000 datos de valores para 3 magnitudes.

Indicador del estado de batería.

Intervalo de medición regulable de 1 segundo hasta 24 horas.

Alta precisión: $\pm 0,5$ °C.

Rango de medición: -20... +50 °C.

Resolución: 0,1 °C.

Dimensiones: 92 x 55 x 21 mm.

Peso: 95 g.

18.- MANIQUÍ DE POLIMETACRILATO DE METILO (PMMA).

GAMMEX RMI



Descripción:

Es un maniquí que representa una mama promedio de 45 mm de espesor y composición promedio de 50% de tejido graso y 50% de tejido glandular.

Características:

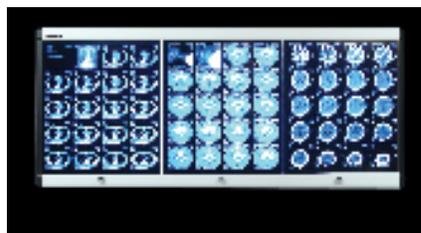
Tolerancia Espesor: ± 1 mm

Uniformidad: $\pm 0,1$ mm

Dimensiones: Rectangulares con lados ≥ 150 mm x 100 mm, semicirculares: con un radio ≥ 100 mm.

19.- NEGATOSCOPIO.

DILOS



Descripción:

Negatoscopio plano de tres cuerpos, ideal para el análisis de películas radiográficas.

Características:

Dimensiones: 110,9 x 51,2 x 3,9 cm.

Peso: 6,1kg.

Suministro eléctrico: de 100 a 240 W, 50 - 60 Hz.

Temperatura de operación de 10°C a 40°C (óptimas 18°C a 24°C)

Lámpara: EEFL

Luminosidad: variable mediante dimmer entre 7000 a 9600 Lux/m² (2500 a 3200 cd/m²)

Uniformidad: 90% mínimo

Duración: 20000 horas

20.- CHASIS MAMOGRAFICO.

LUMAX C



Descripción:

Es un sistema portador de la pantalla intensificadora y la película.

Características:

Dimensiones: 18 x 24 cm y 24 x 30 con pantalla incorporada.

21.- PELÍCULAS PARA MAMOGRAFÍA.

KODAK



Descripción:

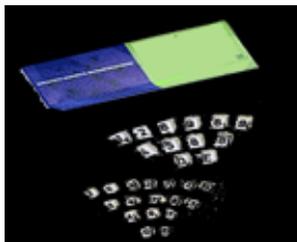
La película mamográfica registra la imagen de la mama examinada.

Características:

Ortocromática, sensible al verde y de alto contraste.

22.- NÚMEROS PLOMADOS.

LADEM



Descripción:

Estos números plomados sirven para marcar las mamografías.

Características:

Fabricados con base en acrílico

Conteniendo: 5 juegos de cada número más la letra D (derecha) y la letra (I) Izquierda.

Acompaña una canaleta en acero de 10 cm para la construcción del código.

Tamaño: 0,5, 0,7 y 10 mm de altura.

23.- KILOVOLTÍMETRO.

FIN 816



Descripción:

Es un práctico dispositivo para comprobar la tensión del tubo.

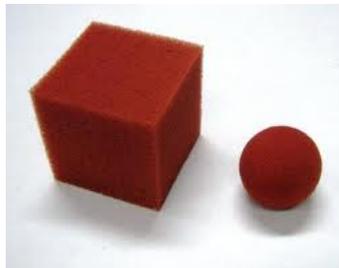
Características:

Intervalo: 20 - 35 kV

Exactitud: $\pm 1,0$ kV

Repetibilidad: 0,5 kV

24.- GOMAESPUMA.



Descripción:

Es un material plástico sintético muy poroso formado por un polioliol y un isocianato. Es el material que se usa frecuentemente en los colchones y en los muebles.

Características:

Dimensiones: 100 x 150 mm

Espesor: 20 – 50 mm

También se las encuentra en esferas similares a pelotas de tenis.

25.- LUPA 2X.

BW - MG759



Descripción:

Esta lupa nos facilita observar los artefactos en el proceso de control de calidad en mamografía, ya que aumenta 2 veces el tamaño real de los artefactos.

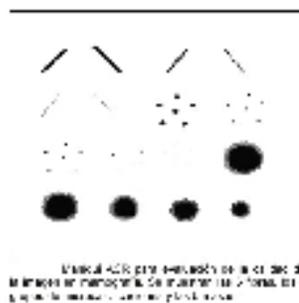
Características:

Material: Plástico

Aumento: 2X

26.- MANIQUÍ DE ACREDITACIÓN DEL ACR PARA LA EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAG.

Configuración del maniquí de la ACR.



Descripción:

Contiene objetos de ensayo que permiten una valoración objetiva y subjetiva de la misma. En mamografía, deberá contener detalles específicos que simulen los objetos de diagnóstico y simular la atenuación y dispersión de una mama promedio ya que es un maniquí diseñado especialmente para evaluar la calidad de la imagen.

Características:

Este maniquí contiene los siguientes objetos:

6 fibras con diámetros de 1,56, 1,12, 0,89, 0,75, 0,54 y 0,40 mm.

5 grupos de microcalcificaciones de 0,54, 0,40, 0,32, 0,24 y 0,16 mm de diámetro.

5 masas con diámetros de 2,00, 1,00, 0,75, 0,5 y 0,25 mm.

27.- MEDIDOR DE TIEMPO DE EXPOSICIÓN.

ECC



Descripción:

Este instrumento nos permite tomar datos de las medidas de tiempo de exposición a los rayos x.

Características:

Rango: 1 ms a 99 s

Exactitud: 5%

Repetibilidad: 5%

Tamaño Físico: 150 x 120 x 58,5 mm

Peso: 0,7 kg (1,5 libras)

28.- LÁMINAS DE POLIMETACRILATO DE METILO (PMMA).



Descripción:

La lámina de [acrílico](#) se obtiene de la [polimerización](#) del [metacrilato de metilo](#) y la presentación más frecuente que se encuentra en la industria del plástico es en gránulos o en láminas.

Características:

Espesor: 0,5 y 1 cm.

Dimensiones: $\geq 15 \times 10$ cm

Tolerancia Espesor: $\pm 0,1$ cm

Uniformidad: $\pm 0,01$ cm

29.- KIT DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL DIAGNÓSTICO MAMOGRÁFICO DIASET.



Este kit nos permite medir la tasa de dosis, dosis por pulso, producto dosis longitud, kVp, el tiempo de exposición, entre otras.

Contenido:

Este kit contiene un dosímetro electrónico DIADOS con detector apropiado y un Kilovoltímetro DIAVOLT. Esta combinación de instrumentos de medición cubre la gama completa de tareas de medición en el control de calidad de diagnóstico. Por razones prácticas, los parámetros de dosis y los parámetros de tensión se miden mediante dos dispositivos separados e independientes.