

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**DESARROLLO DE PROTOCOLO NACIONAL DE
TÉCNICAS DE MAMOGRAFIA OPTIMIZADAS A
PARTIR DE ESTIMACIÓN DE DOSIS GLANDULAR
PROMEDIO**

Trabajo Especial de Grado presentado por

Lilia García

ante la Facultad de Ciencias de la

Ilustre Universidad Central de Venezuela

como requisito parcial para optar al título

de: **Licenciada en Física**

Con la tutoría del: Dr. Miguel Martín

Octubre-2017

Caracas-Venezuela

Escuela de Física

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**DESARROLLO DE PROTOCOLO NACIONAL DE TECNICAS DE
MAMOGRAFIA OPTIMIZADAS A PARTIR DE ESTIMACION DE
DOSIS GLANDULAR PROMEDIO**

Trabajo Especial de Grado presentado por

Lilia García

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título

de: Licenciada en Física

Con la tutoría del: Prof. Miguel Martin

Octubre-2017

Caracas-Venezuela

27 de Octubre de 2017

Consejo de la Escuela de Física

Facultad de Ciencias

Universidad Central de Venezuela

Estimados miembros del Consejo de Escuela

Reciban un cordial saludo. Conforme con lo establecido en el artículo 13 de la “Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV” les remito tres ejemplares de la monografía de TEG de la estudiante Lilia García, CI: 15.801.322, titulado **Desarrollo de protocolo nacional de técnicas de mamografía optimizadas a partir de estimación de dosis glandular promedio**, los cuales he revisado y considero listos para la evaluación por parte de un jurado.

Agradeciendo la consideración que sirvan prestar a la presente, me despido atentamente,

Dr. Miguel Martin

CI: 3.982.506

Tutor

UCV



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



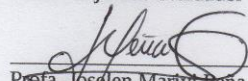
VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Lilia García**, Cédula de Identidad **V-15801322**, bajo el título **"Desarrollo de Protocolo Nacional de Técnicas de Mamografía Optimizadas a Partir de Estimación de Dosis Glandular Promedio"**, a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciada en Física**, dejan constancia de lo siguiente:

1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 30 de octubre de 2017, a las 3:00 pm, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la Sala de Seminarios Guillermo Ruggeri de la Escuela de Física, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado; todo ello conforme a los artículos 20, 21, 22, 25, 26 y 28 de la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió declararlo aprobado por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente en sus artículos 1, 5 y 6.

Se levanta la presente acta a los 30 días del mes de octubre de 2017, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuó como coordinador del jurado el tutor del Trabajo Especial de Grado Prof Miguel Martín Landrove.

Firma del jurado evaluador


Prof. Joselyn Marivi Peña
Quintero
UCV




Prof Miguel Martín Landrove
UCV


MSc. Jesús Alberto Romero
Hernández
UCV

AGRADECIMIENTO

En primer lugar debo agradecerle al Dr. Miguel Martin Landrove, tutor de mi TEG, por su enorme paciencia y, por sus importantes y calificadas orientaciones en el desarrollo de la investigación.

A la ilustre casa de estudios Universidad Central de Venezuela, y a todos sus profesores por tantos años de valiosas enseñanzas y transmisión de conocimientos.

Al Lcdo. Pedro Martínez por sugerirme este tema de investigación y darme las primeras herramientas para llevar a cabo la misma.

A la empresa Servicios Radiológicos OF.CA (Serofca), por el préstamo de los equipos necesarios para la verificación de los controles de calidad de los mamógrafos a utilizar en la investigación.

Al Lcdo. Rogelio Pérez, José Flores y Bethlis Millán por su colaboración en la recolección de la data necesaria en las clínicas de los diversos estados de Venezuela.

Al MsCs. Omar Arias, por sus orientaciones respecto a la metodología de trabajo y bases teóricas de la misma.

Al MsCs. Freddy Dávila por aportarme con sus conocimientos y experiencia las herramientas necesarias para el procesamiento de los resultados.

A la TSU Lerinay García por su valiosa colaboración en todas las correcciones pertinentes en cuanto a la redacción y escritura del trabajo de investigación.

Al MsCs. Diego López y MsCs. Deivis Errada por sus orientaciones y apoyo.

A las Clínicas; C.A Centro Medico de Caracas, Diagnomedi C.A, Santa Sofía, Policlínica Táchira, Centro Quirúrgico Vidamed, Oncomédica, Alaplaf, San Padre Pío, Sonoimagen Idet, Unirad, Policlínica Metropolitana, Imagenología la Urbina y Radiofísica la Roca, quienes prestaron sus equipos de mamografía para las mediciones y estudios necesarios para llevar a cabo todo el trabajo de investigación.

Muchas Gracias.

García, L.

DEDICATORIA

A Dios por darme cada día un nuevo despertar.

A mi madre por darme la vida y ser un valioso ejemplo a seguir, de mujer luchadora que no se detiene ante los obstáculos.

A mi padre por apoyarme en cada etapa y emprendimiento de mi vida, por ser un hombre que no se detiene por nada.

A mi abuelo, que a pesar de no estar en vida, siempre estará presente en mi vida.

A mi abuela, por su cariño y regaños incondicionales.

A mis tías por ser mis segundas madres, por su ayuda incondicional y cariño infinito.

A mi hermana Lerinay porque sin ella mi vida no estaría completa, mi amiga, mi confidente, una de las mujeres que más amo en mi vida.

A mi hermano Jeissón por ayudarme y apoyarme, porque somos el trio perfecto.

A mis primas (o) por estar en cada etapa de mi vida y en cada nuevo emprendimiento.

A mi hija Jade Rivas por ser ese molde el cual me ha enseñado a ser mamá y que cada etapa y persona es totalmente diferente, por darme la fuerza necesaria para seguir adelante y entender que las decisiones algunas veces duelen pero son las mejores, y que a pesar de la distancia el amor está intacto.

A mi hijo Franz Rivas por ser el amor de mi vida que vino a reforzarme la enseñanza de ser madre.

A mi hijo Hanz Rivas por ser ese ángel que faltaba en mi vida, mezclando amor, ternura y carácter.

A Luis Rivas por darme a mis tres razones de vida, y por tantos años de apoyo.

A Sandra Santa por toda su colaboración y por creer en mí.

A mis amigas (os) por su colaboración y confianza en mis capacidades.

Y finalmente a mí por poner ímpetu en culminar esta carrera luego de tantos años.

García, L.

RESUMEN

La mamografía se ha afianzado a lo largo del tiempo como la técnica más efectiva para la detección temprana del cáncer de mamas, la efectividad del diagnóstico depende de la obtención de mamografías de alta calidad, y para obtener estos resultados se debe aplicar más dosis de radiación al paciente para poder obtener mayor detalle en los estudios. Debido a esto, con el objetivo de informar y modificar (si fuera necesario) el estado de los equipos mamográficos se procedió a realizar los controles de calidad de los equipos objetos de estudio, mamógrafos tanto analógicos como digitales y al observarse que pasaron las pruebas establecidas, se procedió a tomar nota de las técnicas utilizadas en los diversos estudios tanto en posición cráneo caudal como medio lateral oblicua, tomando en cuenta la combinación ánodo – filtro, usada en el mamógrafo, para luego hacer las estimaciones de la dosis glandular promedio y así desarrollar un protocolo de técnicas de mamografía optimizadas.

Palabras claves: Mamografía, mamógrafos, controles de calidad, técnicas, dosis glandular promedio, protocolo.

ÍNDICE GENERAL

	PP.
CARTA DE ACEPTACION DEL TUTOR.....	III
VEREDICTO.....	IV
AGRADECIMIENTO.....	5
DEDICATORIA	6
RESUMEN.....	7
INTRODUCCIÓN	15
CAPÍTULO I. EL PROBLEMA	18
Planteamiento del Problema.....	18
Objetivos de la Investigación.	19
Justificación de la Investigación.	19
CAPITULO II. MARCO TEORICO	20
Antecedentes de la Investigacion	20
Bases Teóricas de la investigación.....	22
Anatomía y fisiología de la glándula mamaria.....	22
Cáncer de Mama.....	23
Diseminación linfática.....	24
Diseminación hematógica:	24
Tipos de cáncer de mama	24
Carcinoma invasivo o infiltrante	25
Síntomas del cáncer de mama	25
Factores de Riesgo	26
Diagnóstico del cáncer de mama.....	26
Estadios del cáncer de mama	28
Mamógrafo.....	30
Reseña historica del mamógrafo	30
Tipos de Mamógrafos:	31
Mamógrafo Análogo	31
Mamógrafo Digital.....	31

Tomosíntesis.....	32
Mamografía	32
Antecedentes Históricos	33
Técnicas de Mamografía	33
Céfalo-caudal o CC	33
Medio Lateral Oblicua o MLO.....	33
Magnitudes y Unidades dosimétricas en Mamografía:	34
Rayos X	34
Tubo de Rayos X.....	36
Partes del tubo de rayos X.....	37
Las partes fundamentales en el interior de la ampolla de rayos X son las siguientes	37
Funcionamiento del tubo de rayos X.....	39
Emisión de rayos X	40
Interacción de los rayos X con la materia	44
Efecto fotoeléctrico	45
Leyes de la emisión fotoeléctrica	46
Dispersión Compton.....	47
Control de Calidad.....	50
Aseguramiento o Garantía de la calidad.....	50
Control de Calidad en Radiodiagnóstico	51
Control de Calidad en Mamografía	51
Justificación de Control de Calidad en Mamografía	51
Los Indicadores de Calidad en Radiodiagnóstico	52
Fases del Control de Calidad.....	52
Pruebas de aceptación	52
Pruebas de estado	53
Pruebas de constancia o rutinarias.....	53
Protocolos de control de calidad.....	54
Condiciones para la realización de las medidas	54
Clasificación de las pruebas	54
Equipos de mamografía.....	55
Parámetros geométricos	56
Procedimiento de verificación de la existencia de artefactos	56

Sistemas de mamografía digital (CR, DR).....	56
Sistemas convencionales de registro y visualización en equipos de mamografía.	57
Determinación de la Dosis Glandular Promedio	58
Interpretación de los resultados y conclusiones	60
Recomendaciones y acciones correctivas:	60
Detector gaseoso	60
Proceso de ionización en gases	61
CAPITULO III. MARCO METODOLOGICO	62
CAPITULO IV. RESULTADOS DE LA INVESTIGACION	66
Presentación y análisis de los resultados	66
Interpretación de los resultados.....	73
Posición Cráneo Caudal (CC) en mamógrafos analógicos	73
Posición Medio Lateral Oblicua (MLO) en mamógrafos analógicos	74
Posición Cráneo Caudal (CC) en mamógrafos digitales	74
Posición Medio Lateral Oblicua (MLO) en mamógrafos analógicos	74
CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES DE LA INVESTIGACION.....	76
Conclusiones	76
Recomendaciones.....	76
PROTOCOLO NACIONAL DE TECNICAS DE MAMOGRAFIA OPTIMIZADAS A PARTIR DE ESTIMACION DE DOSIS GLANDULAR PROMEDIO.....	78
Objetivo.....	78
Alcance.....	78
Equipos: Mamógrafo Analógico	78
Metodología	78
Técnicas:	78
Equipos: Mamógrafo Digital.....	79
Metodología	79
Técnicas:	79
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81
ANEXOS.....	80
CONTROL DE CALIDAD A EQUIPOS DE MAMOGRAFIA	84
Equipos Utilizados	84
Procedimiento	84

PRUEBA #1: Calidad de imagen y Compresión de la mama.	85
Metodología:	85
Puntuación para tabular resultados.....	85
PRUEBA #2: Distancia de Compresión.....	90
Metodología:	90
Cuadro N°2: Resultados de la prueba de Distancia de compresión.	91
PRUEBA #3: Repetibilidad y Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición.....	91
Metodología:	91
Cuadro N° 3: Repetibilidad y Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición. <i>DFD= 40 – 60 cm.</i>	91
Cuadro N°4: Resultados para 28 kV en Repetibilidad, Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición.	92
PRUEBA #3: Capa Semi-Reductora	93
Metodología:	93
Cuadro N°5: Resultados de la prueba de Capa Semi-Reductora (HVL).....	93
PRUEBA #4: LINEALIDAD DE LA TASA DE KERMA	94
Cuadro N°6: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para kV.....	94
PRUEBA #5: Rendimiento del Tubo de Rayos X.....	94
Metodología:	94

INDICE DE CUADROS

Cuadro N° 1: Parametros a seleccionar en las condiciones de referencia.....	52
Cuadro N° 2: Valores de cdg ki pmma, para una mama de 50 mm de espesor y 50% de glandularidad (correspondiente a un maniquí de 45 mm de espesor).....	56
Cuadro N° 3: Valores del factor s para diferentes combinaciones ánodo/filtro.....	56
Cuadro N° 4: Niveles orientativos (de referencia) aplicables en mamografía a una mama de mm de espesor, composición 50%/50% tejido glandular/tejido adiposo) e imagen con densidad óptica de 1,4.....	57
Cuadro N° 5: Valores de Temperatura y presión medidos.....	64
Cuadro N°6: Resultados obtenidos para la posición Cráneo Caudal. Mamógrafos Analógicos	65
Cuadro N°7: Resultados obtenidos para posición MLO. Mamógrafos Analógicos.....	66
Cuadro N°8: Resultados obtenidos para la posición Cráneo Caudal. Mamógrafos Digitales...	67
Cuadro N°9: Resultados obtenidos para posición MLO. Mamógrafos Digitales.....	68
Cuadro N°10: Utilizando filtro Mo –Mo.....	74
Cuadro N°11: Utilizando filtro Mo –Rh.....	74
Cuadro N°12: Utilizando filtro Mo –Mo.....	75
Cuadro N°13: Utilizando filtro Mo –Mo.....	75
Cuadro N°14: Utilizando filtro Mo –Mo.....	76

INDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Ruiz, P. (2001). Los rayos x dentro del espectro electromagnético. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.....	35
Ilustración 2: Ruiz, P. (2001). La coraza del tubo de rayos x absorbe gran parte de la radiación generada en el ánodo. Figura 2. Recuperado de: Física Medica, vol. 2.....	36
Ilustración 3: Ruiz, P. (2001). Esquema del interior de una ampolla de rayos x. Figura 3. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.....	38
Ilustración 4: Ruiz, P. (2001). Representación gráfica de la emisión de un fotón de rayos x característico. el electrón proyectil A arranca un electrón de las capas interinas del blanco B. Otros electrones pueden cubrir la vacante y en sus transiciones desde otros orbitales emitir fotones de rayos x característicos. Fig. 4 recuperado de: Fundamentos de Fisica Médica, vol,2.	42
Ilustración 5: Ruiz, P. (2001). Representación gráfica de la emisión de fotones de rayos x de frenado. Los electrones proyectil en este caso interactúan con el núcleo del átomo del blanco. En el proceso de frenado, ceden parte de su energía a un fotón de rayos x que emerge con una energía igual a la energía cedida por el electron proyectil. Fig. recuperado de: Fundamentos de Fisica Médica, vol.2	42
Ilustración 6: Espectros de energia de Tungteno y Molibdeno.	43
Ilustración 7: Efecto sobre el espectro del haz de la filtración añadida; se puede observar como, aun reduciendo la tasa de fluencia del haz en todo el rango de energias, esta disminución es más acentuada en las zonas de baja energia.	43
Ilustración 8: Ruiz, P. (2001). Espectro de emisión de haces de rayos x generados con tungsteno a distintos kilo voltajes pico (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp y 140 kVp). Figura 6. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.....	44
Ilustración 9: Ruiz, P. (2001). Comparación del espectro de emisión de W frente al del Mo para haces de energías bajas, de alrededor de 30 keV, usados en mamografía. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.....	44
Ilustración 10: Ruiz, P. (2001). Absorción fotoeléctrica. Figura 8. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.....	46

Ilustración 12: Ruiz, P. (2001). Dispersión de Compton. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.....	48
Ilustración 11: Ruiz, P. (2001). Efecto Compton. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2	48
Ilustración 13: 1: Ruiz, P. (2001). Producción y aniquilación de pares. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2	49
Ilustración 14: Resolución 401 del Ministerio del Poder Popular para la salud.....	64
Ilustración 15: Norma Covenin 218-1.	65
Ilustración 16: Posición Cráneo Caudal (CC).	66
Ilustración 17: Posición Medio lateral oblicua (MLO).	67

INTRODUCCIÓN

El cáncer es un problema de salud mundial, el cual afecta a todo tipo de personas ya que, no tiene distinción de género, ni raza. El cáncer de mama es el tumor maligno más frecuente y es una de las principales causas de mortalidad en la mujer adulta. Según estadísticas mundiales cada año a más de 1.1 millones de mujeres se le diagnostica cáncer de mama por primera vez, lo que equivale a casi el 10% de todos los casos nuevos de cáncer. Las muertes alcanzan casi 410.000 cada año. Según informes de la Organización Mundial de la Salud (OMS) en países de escasos recursos la tasa de incidencia se incrementa en un 5% anualmente. En Ecuador el cáncer de seno es una de las principales causas de muerte en las mujeres. En Argentina todos los años mueren aproximadamente 5.400 mujeres (MSAL 2009) y se estima que se diagnostican alrededor de 17.000 casos nuevos (Ferlay et al. 2010). En Venezuela este es el tercer tipo de cáncer en mujeres con una pendiente de crecimiento mayor que cualquier otro tipo de cáncer.

Por otro lado, se conoce como cáncer de mama a la proliferación maligna de las células epiteliales que cubren los conductos o lobulillos de la mama, dicho cáncer puede derivarse también de los diferentes tejidos o elementos que constituyen la anatomía de la glándula mamaria. El riesgo de desarrollar cáncer de mama se incrementa con la edad, mediante la mamografía se han logrado nuevos avances en el diagnóstico temprano y tratamiento del cáncer de mama. La mamografía es una técnica compleja debido a la arquitectura de la mama, que consiste en una exploración diagnóstica por imágenes de rayos x de la glándula mamaria con aparatos denominados mamógrafos.

En este sentido, se puede afirmar que durante los últimos 30 años se han hecho esfuerzos importantes en el diseño de equipos de rayos x específicos para mamografía, con combinaciones de ánodo y filtro que proporcionen calidades del haz en consonancia con las características de los tejidos que componen la mama y dispositivos a homogenizar su espesor. Todos estos aspectos hacen que sea necesario desarrollar un protocolo de control

de calidad específico para las instalaciones mamográficas¹, que abarque todos los elementos que puedan afectar a la formación de la imagen y por lo tanto a su calidad así como a la dosis de radiación. A tales efectos la presente investigación tiene como objetivo general desarrollar un protocolo nacional de técnicas de mamografía optimizada a partir de estimación de dosis glandular promedio.

En este orden de ideas, la Organización Mundial de la salud (OMS, 1984) dentro del programa de aseguramiento de la calidad describió el control de calidad aplicado al radiodiagnóstico como “...las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que puedan definirse, medirse y controlarse”.

De igual manera es relevante la realización del control de calidad periódico a los equipos mamográficos para la verificación de los valores nominales con los valores medidos. Sumado a lo anterior, la Organización Mundial de la Salud (OMS, 1982) definió la Garantía de Calidad en radiodiagnóstico como:

Un esfuerzo organizado del personal de una instalación, para asegurar que las imágenes diagnosticas producidas tengan una calidad suficientemente alta para que, de forma regular produzcan información diagnostica adecuada con el coste más bajo posible y con la menor dosis de radiación al paciente.

Por lo antes expuesto, se desarrolló el presente trabajo que tiene como propósito estimar la dosis glandular promedio (DGP) en mamografía, para establecer un protocolo de las técnicas de mamografía optimizadas, tanto al usar mamógrafos digitales como analógicos a nivel nacional.

En el capítulo I, el problema de investigación, se realiza el planteamiento del mismo, la formulación del problema, los objetivos y la justificación de la investigación. En el capítulo II, se presenta el marco teórico de la investigación donde se incluyen los antecedentes de la investigación, y las bases teóricas las cuales sustentan el trabajo. En el capítulo III, se encuentra el marco metodológico en el cual se expone la metodología utilizada para lograr la realización del protocolo de técnicas de mamografía a partir del cálculo de la dosis glandular promedio. En el capítulo IV, se presentan los resultados de la investigación: el cual abarca la presentación y análisis de los resultados e interpretación de los mismos. En el capítulo V, se presentan las conclusiones y recomendaciones de la investigación: en el cual

¹ IAEA-TECDOC-1517, Control de Calidad en Mamografía. Editado por OIEA, Viena 2006.

se desarrolla la presentación de las conclusiones en función de los objetivos y la formulación de recomendaciones de acuerdo al punto o tema abordado en la investigación, estructurando con base a lo que debe hacerse, porque debe hacerse y a quien beneficiara.

Finalmente se presenta el diseño del Protocolo nacional de técnicas de mamografía optimizadas a partir de estimación de dosis glandular promedio, las referencias bibliográficas consultadas y los anexos.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

Planteamiento del Problema

El cáncer de mama es el tumor maligno más frecuente y es una de las principales causas de mortalidad en la mujer adulta. Según estadísticas mundiales cada año a más de 1.1 millones de mujeres se le diagnostica cáncer de mama por primera vez, lo que equivale a casi el 10% de todos los casos nuevos de cáncer. Las muertes alcanzan casi 410.000 cada año. Por otra parte, la Organización Mundial de la Salud (OMS, 1982) definió la Garantía de Calidad en radiodiagnóstico como:

Un esfuerzo organizado del personal de una instalación, para asegurar que las imágenes diagnosticas producidas tengan una calidad suficientemente alta para que, de forma regular produzcan información diagnostica adecuada con el coste más bajo posible y con la menor dosis de radiación al paciente.

Por todo lo anterior, surge la inquietud y el interés de desarrollar un protocolo nacional de técnicas de mamografía optimizada a partir de estimación de dosis glandular promedio, ya que durante los últimos 30 años se han hecho esfuerzos importantes en el diseño de equipos de rayos x específicos para mamografía, con combinaciones de ánodo y filtro que proporcionen calidades del haz en consonancia con las características de los tejidos que componen la mama y dispositivos a homogenizar su espesor.

En este orden de ideas, al ejecutar un estudio de esta naturaleza, se intenta dar respuesta a las siguientes interrogantes:

¿Cómo son los parámetros técnicos a fin de obtener imágenes con buena calidad diagnóstica, tanto para mamógrafo digitales como analógicos, con la menor dosis posible?

¿Cuáles son los aspectos dosimétricos de estimación de dosis glandular promedio, a partir de la cuantificación de presión y temperatura del ambiente, kerma en aire, espesor hemirreductor y combinación ánodo filtro?

¿Cuál es la correspondencia entre los valores nominales establecidos en los centros de diagnóstico con respecto a los valores estimados?

Considerando estas interrogantes se formuló el siguiente problema de investigación:

¿Cómo es el desarrollo de un protocolo nacional de técnicas de mamografía optimizada a partir de estimación de dosis glandular promedio?

Objetivos de la Investigación.

Objetivo General.

Desarrollar un protocolo nacional de técnicas de mamografía optimizada a partir de estimación de dosis glandular promedio.

Objetivos Específicos.

Establecer los parámetros técnicos a fin de obtener imágenes con buena calidad diagnóstica, tanto para mamógrafo digitales como analógicos, con la menor dosis posible.

Describir los aspectos dosimétricos de estimación de dosis glandular promedio, a partir de la cuantificación de presión y temperatura del ambiente, kerma en aire, espesor hemirreductor y combinación ánodo filtro.

Estudiar la correspondencia entre los valores nominales establecidos en los centros de diagnóstico con respecto a los valores estimados.

Justificación de la Investigación.

Desde el punto de vista práctico, este estudio de investigación permite establecer, desarrollar y estudiar la estimación de dosis glandular promedio, luego de la realización de los estudios mamográficos, para así proporcionarles información sobre la radiación absorbida. Entonces se puede establecer que la investigación reviste de importancia tanto para los médicos como para las pacientes debido a que ambos obtendrán información de la dosis glandular promedio y por ende de la dosis de radiación. Además, será de gran utilidad como aporte bibliográfico a estudiantes y profesionales del área y, como punto de partida a estudios relacionados con este tema de investigación.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

En toda investigación, es necesario que el objeto de estudio y la correspondencia que se establece entre sus elementos, la teoría, el proceso de investigación y la realidad del entorno estén correlacionados teóricamente; al respecto. Tamayo y Tamayo (2013), refieren que el Marco Teórico o Conceptual es: “Un sistema coordinado y coherente de conceptos y proposiciones que permiten abordar el problema, dentro de un ámbito donde éste cobre sentido, incorporando los conocimientos previos relativos al mismo y ordenándolos de modo tal que resulten útiles en nuestra tarea.” (p. 66).

En este orden de ideas, el marco teórico o conceptual es la ubicación del tema de estudio dentro de un conjunto de bases teóricas, que permitirán a través de la revisión bibliográfica abordar el tema y orientar la búsqueda, con el fin de que contribuyan a afianzar el conocimiento y sirvan de base para dar inicio al desarrollo de la presente investigación.

Antecedentes de la Investigación

Al realizar la búsqueda de los antecedentes se trata de hacer una síntesis conceptual de las investigaciones o trabajos realizados sobre el problema formulado con la finalidad de determinar el enfoque metodológico de la investigación. Se pueden constatar que existen estudios relacionados con el tema estudio, por lo cual se toman en cuenta trabajos de investigación precedentes a este, y entre ellos se encuentran:

Dándole validez a lo antes expuesto, Bonilla, A. (2011), realizó una investigación titulada: Elaboración de un protocolo de control de calidad para el mamógrafo digital tipo Melody del departamento de imagenología del Hospital Provincial Docente General Riobamba, 2011, para la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. Desarrollo un Protocolo para el mamógrafo digital Melody con el fin de establecer criterios que contribuyan a alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes y que permitan la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible tanto para el personal como para el paciente.

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

Dada la naturaleza de la investigación una primera parte teórica y otra de carácter tecnológico, pues el mamógrafo es totalmente documentado por el fabricante, esta investigación no tiene la necesidad de hipótesis, pero si se ha cumplido con el objetivo general. Se recomienda la aplicación inmediata del protocolo, a fin de prevenir accidentes radiológicos y daños en el equipo.

El trabajo precedente se escogió como antecedente para esta investigación, ya que hace referencia e hincapié a la elaboración de un protocolo para un equipo de mamografía, destacando su importancia y relevancia en la implementación del mismo para alcanzar el uso eficiente de las radiaciones ionizantes y que permitan obtener imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo tanto al personal como al paciente.

Sumado a lo anterior, Ramos, O; y Villareal, M. (2009) realizaron una investigación denominada: Determinación de un método de cálculo de Dosis Glandular Promedio en exámenes de mamografía convencional. En el cual se presenta la aplicación de un modelo numérico para estimar la dosis glandular promedio en mamografía. Utilizando un mamógrafo General Electric, tensión del tubo: 20 – 35 kV con incrementos de 1 kV; carga del tubo: 10 – 250 mAs; combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno. Durante dos meses datos de 162 exploraciones con proyecciones cráneo – caudal y medio lateral oblicua en ambas mamas. El espesor de mama comprimida se encuentra en el rango de 2,5 a 6,5 cm. Los rangos de dosis glandular promedio, por cada proyección cráneo – caudal, se encuentran de 0,4 a 0,7 mGy para un espesor de 6,5 cm. Los valores medios de dosis

glandular promedio estimados por proyección cráneo – caudal, en su totalidad resultan por debajo del valor de referencia dado por el Colegio Americano de Radiología (3 mGy).

La relación que existe entre el antecedente y el presente estudio es que consideran fundamental la estimación de dosis glandular promedio en estudios mamográficos, para proporcionarle información a la paciente sobre la radiación absorbida y poder establecer rangos óptimos de kV y mAs que conduzcan a una dosis glandular promedio baja respecto a la dosis de referencia.

Bases Teóricas de la investigación

En esta sección de la investigación se hace un desarrollo amplio de los conceptos que conforman el enfoque adoptado, para sustentar o explicar el problema planteado, Arias, F. (2011), afirma que las bases teóricas están formadas por: “un conjunto de conceptos y proposiciones que constituyen un punto de vista o enfoque determinado, dirigido a explicar el fenómeno o problema planteado” (p.39). Se hace necesaria entonces, la revisión de teorías, estudios, libros, etc., vinculados al tema para posteriormente construir una posición frente a la problemática que se pretende abordar. A continuación, se presentan las bases teóricas que sustentan la presente investigación.

Anatomía y fisiología de la glándula mamaria

La glándula mamaria es de origen ectodérmico y constituye la característica fundamental de los mamíferos, quienes alimentan a sus crías con el producto de su secreción, la leche. En la mujer, la glándula mamaria se encuentra en la estructura anatómica denominada mama. La histología de la glándula mamaria es prácticamente la misma en todas las especies: un parénquima glandular, compuesto de alveolos y ductos, y un estroma de soporte.

La mama es una glándula que está rodeada de tejido graso que proporciona consistencia y volumen la cual está constituida por múltiples lóbulos y lobulillos que son los encargados de producir la leche materna, los cuales están unidos por una serie de tubos denominados ductos o conductos galactóforos que son dilataciones ductales a modo de reservorios los cuales conducen la leche hacia el pezón que son protuberancias pequeñas en la parte más o menos central de la mama que contienen entre 15 y 20 conductos lácteos dispuestos

alrededor del mismo, rodeados de un área de piel sensible, con una pigmentación más oscura conocida como areola. También contiene vasos sanguíneos cuya función es proporcionar sangre a la glándula mamaria y vasos linfáticos que son canales delgados y diminutos, los cuales se encargan de recoger la linfa el cual es un líquido transparente que recorre los vasos linfáticos y que generalmente carece de pigmentos.

Los vasos linfáticos confluyen en pequeñas formaciones redondeadas denominadas ganglios linfáticos que son unas estructuras ovaladas o reniformes (con forma de riñón), encapsuladas, que se ubican a lo largo del trayecto de los vasos linfáticos formando cadenas o racimos. Los ganglios linfáticos más cercanos a la mama se encuentran en la axila y a ambos lados del esternón (hueso situado en la parte anterior del tórax).

Cáncer de Mama

El organismo del ser humano está constituido por un conjunto de órganos, que a su vez están formados por células, que se dividen de forma regular con el fin de reemplazar a las ya envejecidas o muertas; y mantener así la integridad y el correcto funcionamiento de los distintos órganos. Este proceso está regulado por una serie de mecanismos que indican a la célula cuándo comenzar a dividirse y cuándo permanecer estable, cuando estos mecanismos se alteran en una célula, ésta y sus descendientes inician una división incontrolada que, con el tiempo, dará lugar a un nódulo que son lesiones redondeadas, circunscritas, profundas y dependiendo de su localización pueden ser palpables o no y son normalmente benignos e indoloros o tumor que es cualquier alteración de los tejidos que produzca un aumento de volumen.

Los tumores pueden ser benignos, es decir, que no son considerados cancerosos ya que: sus células tienen una apariencia casi normal, crecen lentamente y no invaden tejidos próximos ni se propagan hacia otras partes del cuerpo, pero cuando los tumores son malignos las células además de crecer sin control, adquieren la facultad de invadir tejidos y órganos de alrededor (infiltración) y de trasladarse y proliferar en otras partes del organismo (metástasis), que es a lo que llamamos cáncer.

El cáncer de mama es el tumor maligno que se origina en el tejido de la glándula mamaria, cuando las células tumorales proceden del tejido glandular de la mama y

tienen capacidad de invadir los tejidos sanos de alrededor y de alcanzar órganos alejados e implantarse en ellos. Este tumor puede crecer de tres maneras:

Crecimiento local: El cáncer de mama crece por invasión directa, infiltrando otras estructuras vecinas como la pared torácica (músculos y huesos) y la piel.

Diseminación linfática: La red de vasos linfáticos que posee la mama permite que el drenaje de la linfa se efectúe a varios grupos ganglionares. Los ganglios situados en la axila (axilares) son los más frecuentemente afectados, seguidos de los situados en la arteria mamaria interna (zona central del tórax) y los ganglios supraclaviculares (encima de la clavícula).

Diseminación hematológica: Se realiza a través de los vasos sanguíneos preferentemente hacia los huesos, pulmones, hígado y piel.

Tipos de cáncer de mama

El cáncer de mama se origina anatómicamente en la unidad terminal ducto-lobulillar de la glándula mamaria. Cuando el proceso de malignización se dirige en dirección al conducto se origina el Carcinoma Ductal. Cuando se dirige hacia el lobulillo el resultado es el Carcinoma Lobulillar. Entre los tipos tenemos:

Carcinoma “In situ”: Se llama así a la proliferación celular maligna que ocurre en el interior del conducto mamario, sin traspasar la pared (membrana basal) del mismo, es decir sin invasión o infiltración del tejido (estroma) que lo rodea. Se denomina:

Carcinoma ductal in situ o carcinoma intraductal, si es dentro de un ducto.

1.2. Carcinoma lobulillar in situ, si es dentro de un lobulillo. Hace años, el carcinoma lobulillar in situ se consideraba una lesión pre-maligna, sin embargo, en la actualidad se entiende como un marcador que identifica a mujeres con un mayor riesgo de desarrollar cáncer de mama invasivo. El término más adecuado es el de neoplasia lobular. La incidencia del carcinoma ductal in situ ha aumentado en los últimos años. Con frecuencia este tipo de tumor es multicéntrico (varias lesiones en la misma mama) y bilateral (afectación de ambas mamas). En la actualidad se desconoce qué tumores in situ y qué porcentaje pasan a ser tumores invasivos. El tiempo en que esto ocurre puede ser tan largo como de 6 a 10 años.

Carcinoma invasivo o infiltrante: Se llama así a la proliferación celular maligna que traspasa la frontera natural anatómica del ducto o el lobulillo, invadiendo el tejido circundante. Fundamentalmente existen dos tipos de cáncer de mama invasivo:

Carcinomas ductales: Se originan en las células que revisten los conductos galactóforos (conductos por donde circula la leche hacia el pezón). Es el tipo más frecuente, representando el 80% de los cánceres infiltrantes de mama.

Carcinomas lobulillares: Se originan en las células de los lobulillos mamarios, donde se produce la leche. Su incidencia es mucho menor, del 10%.

Otros tipos de cáncer de mama menos frecuentes son el medular, el coloide y el tubular. En el Carcinoma **Inflamatorio de mama**, las células tumorales infiltran los vasos linfáticos y la piel. La mama está globalmente enrojecida y caliente, como si estuviese inflamada, porque las células tumorales bloquean los vasos linfáticos de la piel. La incidencia es baja, del 1 al 3% de todos los cánceres de mama.

Síntomas del cáncer de mama

El cáncer de mama precoz a menudo no causa síntomas. Por esta razón, los exámenes regulares de las mamas son importantes, así se pueden detectar a tiempo los cánceres que no tienen síntomas. A medida que el cáncer crece, los síntomas pueden incluir:

Tumor mamario o tumoración en la axila que es dura, tiene bordes irregulares y generalmente no duele.

Cambio del tamaño, forma o textura de las mamas o el pezón. Por ejemplo, se puede presentar enrojecimiento, agujeros o fruncimiento que luce como cáscara de naranja.

Líquido del pezón, que puede ser sanguinolento, de claro a amarillento o verdoso, y lucir como pus.

En los hombres, los síntomas de cáncer de mama incluyen tumoración mamaria, así como dolor y sensibilidad en las mamas.

Los síntomas del cáncer de mama avanzado pueden incluir:

Dolor óseo.

Dolor o molestia en las mamas.

Úlceras cutáneas.

Hinchazón de los ganglios linfáticos en la axila (próxima a la mama con cáncer).

Pérdida de peso.

Factores de Riesgo

Cada tumor tiene unos factores de riesgo conocidos y que pueden ser diferentes unos de otros. Tener un factor de riesgo, o varios, no significa que vaya a aparecer la enfermedad. Poseer un riesgo mayor para el cáncer de mama no implica la certeza de que se vaya a padecer la enfermedad en algún momento de la vida, sólo indica cierta predisposición. Algunos factores son más importantes que otros y pueden variar con el tiempo. En el 50% de los casos no se observa ningún factor de riesgo. No obstante, solo un 5-10% de los casos son producto de una anomalía heredada de la madre o el padre. En cambio, el 85-90% de los casos de cáncer de mama tienen su origen en anomalías genéticas vinculadas al proceso de envejecimiento y el “desgaste natural” de la vida.

Diagnóstico del cáncer de mama

En las revisiones habituales con el ginecólogo, o cuando la paciente acude por presentar cualquier síntoma, el médico realizará una historia clínica que consistirá en una entrevista donde se interroga sobre antecedentes personales y familiares, hábitos de vida y otros problemas de salud y una exploración física de las mamas con el objeto de detectar cambios en la consistencia, presencia de nódulos, ganglios linfáticos en axila o fosas supraclaviculares y valorar el estado de la piel y del pezón. También se realizará una exploración física general. Con la información obtenida, el médico valora la necesidad de completar el estudio con una serie de pruebas diagnósticas. Estos son algunos de los estudios por imágenes más comunes utilizados para identificar o saber más sobre cambios en las mamas y cáncer de los mismos:

Ultrasonido mamario: La ecografía, también conocida como ultrasonido, utiliza ondas sonoras para delinear una parte del cuerpo. Este estudio es útil para observar algunos cambios del seno, como aquellos que se pueden palpar, pero que no se pueden ver en

una mamografía. También es útil para identificar la diferencia entre quistes llenos de fluido y masas sólidas.

Mamografía: Es una radiografía de la mama, las mamografías de detección se usan para encontrar cambios de las mamas en mujeres que no presentan signos ni síntomas de un problema en las mismas. Por lo general, en las mamografías de detección se toman dos radiografías (radiografías tomadas de ángulos diferentes) de cada mama. Por otro lado, las mamografías de diagnóstico se utilizan para estudiar con mayor profundidad un cambio que se observa en una mamografía de detección ya que se toman más imágenes del área que podría ser cáncer.

Galactografías: También llamado galactograma o ductograma, que se utiliza para ayudar a determinar la causa de cualquier secreción (flujo) del pezón que sea motivo de preocupación. En esta prueba, se introduce un tubo metálico muy delgado en la abertura de un conducto del pezón por donde sale la secreción. Se introduce una pequeña cantidad de material de contraste, el cual delinea la forma del ducto en una radiografía y puede mostrar si hay una masa o un bulto dentro del ducto. Si sale líquido de su pezón, puede que se recolecte una muestra del líquido y se examine para saber si hay signos de infección o células cancerosas.

Imágenes por Resonancia Magnética de las Mamas: Las imágenes por resonancia magnética (*magnetic resonance imaging*, MRI) utilizan ondas de radio e imanes potentes en lugar de rayos X. Para realizar una MRI de la mama con el fin de detectar cáncer, se inyecta un líquido de contraste, llamado gadolinio, en una vena antes o durante el estudio para mostrar mejor los detalles.

Biopsia: Es la extirpación de una cantidad pequeña de tejido para su examen a través de un microscopio. Luego un patólogo analiza la(s) muestra(s). Un patólogo es un médico que se especializa en interpretar análisis de laboratorio y evaluar células, tejidos y órganos para diagnosticar enfermedades. El análisis de la(s) muestra(s) extraídas durante la biopsia puede ayudar al médico a obtener más información acerca de características específicas de un cáncer, lo cual ayuda a determinar las opciones de tratamiento.

Pruebas adicionales: Radiografías las cuales son técnicas exploratorias que consisten en someter un cuerpo o un objeto a la acción de los rayos X para obtener una imagen

sobre una placa fotográfica, Tomografía computarizada (CT o CAT, por su sigla en inglés) la cual es una tecnología para diagnóstico con imágenes que utiliza un equipo de rayos X especial para crear imágenes transversales del cuerpo, Tomografía por emisión de positrones (Positron emission tomography, PET) que consiste en una prueba diagnóstica que, a través del uso de una pequeña cantidad de una sustancia radioactiva, permite obtener imágenes del interior del organismo, análisis de sangre, etc.

Estadios del cáncer de mama

Si se diagnostica cáncer de mama, se hacen otras pruebas para averiguar si las células cancerosas se han diseminado dentro de la mama o a otras partes del cuerpo. Este proceso se llama estadificación. El estadio del cáncer de mama se determina por la localización del cáncer, es decir, si está únicamente en la mama o si se encuentra en los ganglios linfáticos debajo del brazo o si se ha diseminado fuera de la mama. El tipo y estadio del cáncer de mama les indica a los médicos cuál es el tipo de tratamiento que usted necesita, suelen expresarse con un número entre 0 y IV. El estadio 0 corresponde al cáncer no invasivo que permanece en su ubicación original y el estadio IV al cáncer invasivo que se propaga fuera de la mama hacia otras partes del cuerpo:

Estadio 0: Las células cancerígenas permanecen dentro del conducto mamario y no invaden el tejido mamario normal que se encuentra próximo.

Estadio I A: El tumor mide hasta 2 cm y el cáncer no se ha extendido más allá de la mama; no hay ganglios linfáticos afectados.

Estadio I B: No hay tumor en la mama; en cambio, se observan en los ganglios linfáticos pequeños grupos de células cancerígenas superiores a 0,2 mm, pero inferiores a 2 mm o se observa un tumor en la mama inferior a 2 cm y pequeños grupos de células cancerígenas superiores a 0,2 mm, pero inferiores a 2 mm en los ganglios linfáticos.

Estadio II A: No hay ningún tumor en la mama, pero se detectan células cancerígenas en los ganglios linfáticos axilares (debajo del brazo) o el tumor mide 2 centímetros o menos y se ha propagado hacia los ganglios linfáticos axilares o el tumor mide entre 2 y 5 centímetros y no se ha propagado hacia los ganglios linfáticos axilares.

Estadio II B: El tumor mide entre 2 y 5 centímetros y se ha propagado hacia los ganglios linfáticos axilares o el tumor mide más de 5 centímetros pero no se ha propagado hacia los ganglios linfáticos axilares.

Estadio III A: No se detecta ningún tumor en la mama. El cáncer se encuentra en los ganglios linfáticos axilares que están adheridos entre sí o a otras estructuras, o se encuentra en los ganglios linfáticos cercanos al esternón o el tumor es de cualquier tamaño. El cáncer se ha propagado hacia los ganglios linfáticos axilares, los cuales están adheridos entre sí o a otras estructuras, o se encuentra en los ganglios linfáticos cercanos al esternón.

Estadio III B: El tumor puede ser de cualquier tamaño y se ha propagado a la pared torácica o a la piel de la mama y puede que se haya propagado hacia los ganglios linfáticos axilares que están aglutinados entre sí o adheridos a otras estructuras, o el cáncer pudo haberse propagado hacia los ganglios linfáticos cercanos al esternón. El cáncer de mama inflamatorio pertenece por lo menos al estadio IIIB.

Estadio III C: Puede que no haya indicios de cáncer en la mama o un tumor puede ser de cualquier tamaño y haberse propagado hacia la pared torácica o a la piel de la mama y el cáncer se ha propagado hacia los ganglios linfáticos sobre o debajo de la clavícula y el cáncer puede haberse propagado hacia los ganglios linfáticos axilares o hacia los ganglios linfáticos cercanos al esternón.

Estadio IV: El cáncer se ha propagado hacia otras partes del cuerpo, es decir, hay metástasis.

El estadio del cáncer se basa en cuatro factores:

- Tamaño del tumor.
- Si el cáncer es invasivo o no invasivo.
- Si el cáncer ha tomado los ganglios linfáticos.
- Si el cáncer se propagó hacia otras partes del cuerpo fuera de la mama.

Otras maneras de describir los estadios del cáncer de mama son:

- **Local:** el cáncer está restringido a la mama.
- **Regional:** los ganglios linfáticos han sido afectados, especialmente aquellos ubicados en la axila.

- **Distante:** el cáncer también se encuentra en otras partes del cuerpo.

A veces los médicos utilizan los términos “localmente avanzado” o “regionalmente avanzado” para referirse a tumores grandes que afectan la piel de la mama, estructuras torácicas subyacentes, cambios en la forma de la mama y un agrandamiento de los ganglios linfáticos visible o sensible al tacto durante la revisión.

Mamógrafo

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 Mamógrafo debe de ser capaz de producir una imagen que identifique las estructuras de la glándula mamaria (vasos sanguíneos, tejido glandular, grasa etc.) para así poder visualizar y detectar fases tempranas de lesiones que puedan suponer una neoplasia.

Reseña histórica del mamógrafo

En 1949 Raúl Leborgne de Uruguay describe la presencia de micro calcificaciones en el 30% de los cánceres 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.

En 1960 Robert L. Egan describe el alto miliamperage –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) junto con CGR diseña el primer prototipo de senógrafo con ánodo de molibdeno.

En 1963-1966 el Health Insurance Plan (HIP) patrocina en Nueva York el primer screening.

En 1981-1982 empieza el screening de cáncer de mama en Suecia

En 1991, el Instituto Nacional de Cáncer de Estados Unidos patrocina un panel de expertos para revisar el desarrollo de nuevas tecnologías para la detección precoz del CA de mama.

En 1995 se desarrolló el primer prototipo de mamógrafo digital.

En enero de 2000, General Electric fue el primer fabricante en ser aprobado por la (FDA), con el senógrafo 2000D; seguido por Fischer Imaging.

Tipos de Mamógrafos

Mamógrafo Análogo: Aparato de rayos X el cual emplea una película radiográfica en la que se forma una imagen latente que es hecha visible mediante un proceso químico. En el encontramos el tubo de rayos X, este tiene un giro de 90° para angular las posiciones en la toma de proyecciones céfalo – caudal y medio lateral oblicua. Es el método tradicional empleado para la detección de cánceres pequeños en los senos. Utiliza chasis de 18 x 24 y de 24 x 30.

Componentes: Tubo de rayos X Colimador Cono limitador de campo Compresor Soporte de chasis y parrilla móvil Arco en C Pedales Protector frente a la radiación Panel de control Disparador manual a distancia Pedal de Arco en C.

Ventajas: 1.- Tiene bajo costo en el mercado. 2.- Aparato comúnmente más usado. 3.- El estudio es accesible para la población. 4.- mejor resolución que los monitores.

Desventajas: 1.- Poca calidad en mama densa. 2.- Utilización de líquidos para el revelado y fijado. 3.- Acumulación de películas y radiografías 4.- Placas innecesarias debido a una doble exposición.

Mamógrafo Digital: Aparato de rayos X que sigue el mismo principio de la mamografía análoga, sólo que en este se incorpora los chasis con una pantalla de fósforo con lectura digital, el cual permite obtener una imagen digitalizada de las mamas que es procesada en una computadora y así verlas y analizarlas en monitores especiales de alta resolución también pueden imprimirse. También consta de un tubo de rayos X con un giro de 90°.

Componentes: Procesador de imágenes Pantalla de visualización Teclado Mampara o frente protector Tubo de rayos X Cono limitador de campo Compresor Parrilla móvil Pedales

Ventajas: 1.- Posibilidades de manipulación de la imagen 2.- La rapidez (en 5 segundos se obtiene la imagen). 3.- La posibilidad de almacenar las imágenes. 4.- La irradiación es de un 20 a 80% menor que con la analógica. 5.- El envío por la red o posibilidad de consulta a distancia en cualquier lugar. 6.- Visualización múltiple.

Desventajas: 1.- Grandes inversiones. 2.- Es indispensable contar con capacitación del personal para el funcionamiento correcto del sistema. 3.- Reentrenamiento del personal. 4.- Costos de mantenimiento del sistema. 5.- falta de familiaridad de formatos e información digital

Tomosíntesis: El equipo es un mamógrafo digital directo, pero el tubo de rayos X se desplaza sobre la mama 15° efectuando 15 micro disparos que generan cortes de 1mm de la mama, las sintetiza y reconstruye el tejido 3D (tridimensional) evitando la superposición de tejido. Después hace una toma de una imagen directa.

Componentes: Procesador de imágenes Pantalla de visualización Teclado Mampara o frente protector Tubo de rayos X Giratorio Cono limitador de campo Compresor Parrilla móvil Pedales WORK STATION.

Ventajas: 1.-Permite manipular la imagen. 2.- Mayor posibilidad de detectar carcinomas. 3.- Menor cantidad por reestudios. 4.- Provee de una mejor ubicación para realizar las biopsias. 5.- Estudio listo en 20 segundos en la Work Station.

Desventajas: 1.- Grandes inversiones. 2.- Es costoso el equipo y mantenimiento del sistema 3.- Es indispensable contar con capacitación del personal para el funcionamiento correcto 4.- Reentrenamiento del personal. 5.- falta de familiaridad de formatos e información digital.

Mamografía

La mamografía es el estudio diagnóstico que se realiza en las mamas mediante Rayos X, mostrando los diferentes elementos que conforman la mama: como son los tejidos conjuntivo, glandular y graso así como la piel basados en las diferentes densidades que

existen entre ellos. Consiste en una exploración diagnóstica de imagen por rayos X de la glándula mamaria, mediante aparatos denominados Mamógrafos.

Antecedentes Históricos

La primera la exploración radiográfica de la mama fue realizada por Salomón en 1913 en Berlín a unas piezas quirúrgicas de mastectomías, donde analizó las diferentes formas y densidades que adoptan los carcinomas. En 1949 Raúl Leborgne de Uruguay reconoce la importancia de la compresión para aumentar la calidad de la imagen, con conos de compresión en áreas de interés. En 1963 el Cáncer Control Programa del servicio público de enfermedad de EEUU, informa de la utilidad y la reproductividad de la mamografía. En 1981-1982 empieza el screening de cáncer de mama en Suecia utilizando una sola proyección radiológica, la medio lateral oblicua.

Técnicas de Mamografía

Ante la prueba, es importante cumplir con las indicaciones del personal sanitario. La manera adecuada de presentarse a este examen es recién bañada, con las axilas depiladas, sin desodorante ni crema y con ropa de dos piezas. Se necesitan 4 radiografías básicas para la evaluación del tejido mamario, es decir, dos por cada mama.

Céfalo-caudal o CC (donde el rayo incide de arriba abajo). La paciente se coloca frente al Mamógrafo, descubre su mama y el radiólogo será quien la posicione. La mama quedará sobre una plancha, cuidando que la piel no forme pliegues y el pezón quede completamente de perfil, en la medida en que la anatomía de la paciente lo permita. De no ser esto posible será de mucha ayuda colocar marcadores para evitar cualquier confusión durante el estudio. Se hace descender un compresor poco a poco hasta lograr que el tejido se expanda. A continuación, se capturará la radiografía, comprobando que el hombro y la barbilla no produzcan sombra alguna.

Medio Lateral Oblicua o MLO (en la que el Mamógrafo es oblicuado a 45 grados). La paciente se coloca de pie, a un lado del aparato. Se le pide que levante el brazo y lo apoye en el lado contrario. En esta posición, se evaluará el músculo pectoral, por lo que

se incluye un tanto del área axilar, quedando el compresor por debajo de la clavícula. Al igual que en la fase anterior, debe procurarse que no haya pliegues en la piel, que el pezón quede de perfil y que la compresión sea gradual.

El sistema automático de los aparatos permite liberar la presión de la mama en cuanto se efectúa el disparo de la radiografía.

Magnitudes y unidades dosimétricas en Mamografía:

En mamografía las magnitudes dosimétricas utilizadas son el kerma en aire en la superficie de entrada sin retro dispersión (*ESAK*), la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada de la mama con retro dispersión (*DSE*) y la dosis glandular media en la mama (*DGM*). Las dos primeras magnitudes se diferencian únicamente en el factor de retro dispersión (*FRD*), cuyo valor promedio en mamografía es 1,09. Quedando la fórmula de la siguiente manera:

$$DSE \text{ (Gy)} = FRD \times ESAK \text{ (Gy)}$$

La dosis glandular media es el mejor estimador del riesgo de carcinogénesis y, por tanto, es el principal indicador en la dosimetría de la mama. Se obtiene a partir de la corrección del kerma de entrada en aire en la mama mediante unos factores adimensionales que dependen tanto de la calidad del haz (tensión, filtración y material constitutivo del ánodo) como de factores propios de la mama (espesor y composición).

Rayos X

Los rayos X fueron descubiertos de forma accidental en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen, mientras estudiaba los rayos catódicos en un tubo de descarga gaseosa de alto voltaje (tubo de Crookes). A pesar de que el tubo estaba dentro de una caja de cartón negro, Röntgen vio que una pantalla de platino cianuro de bario, que casualmente estaba cerca, emitía luz fluorescente siempre que funcionaba el tubo. Tras realizar experimentos adicionales, determinó que la fluorescencia se debía a una radiación invisible más penetrante que la radiación ultravioleta. Röntgen llamó a los rayos invisibles “rayos X”

por su naturaleza desconocida. Posteriormente, los rayos X fueron también denominados rayos Röntgen en su honor.

A finales de diciembre del mismo año, y después de algunas semanas de intenso trabajo, Röntgen había concluido su primer reporte describiendo sus experimentos, titulado “Über eine neue Art von Strahlen” (“Sobre una nueva clase de rayos”), el cual envió para su publicación a la sociedad de Física-Médica de Würzburg (Röntgen 1895). En ese informe el mismo Röntgen sugirió ya la utilización de los rayos X en la medicina: como objeto de demostración del poder de penetración de los rayos X había escogido entre otros la mano de su esposa, de la cual realizó la primera radiografía el 22 de diciembre de 1895. Por su gran descubrimiento Röntgen recibió el primer premio Nobel de Física en el año 1901.

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas cuya longitud de onda va desde unos 10 nm hasta 0,01 nm. Cuanto menor es la longitud de onda de los rayos X, mayores son su energía y poder de penetración. Los rayos de mayor longitud de onda, cercanos a la banda ultravioleta del espectro electromagnético, se conocen como rayos X blandos; los de menor longitud de onda, que están más próximos a la zona de rayos gamma o incluso se solapan con esta, se denominan rayos X duros.

Los rayos X formados por una mezcla de muchas longitudes de onda diferentes se conocen como rayos X ‘blancos’, para diferenciarlos de los rayos X monocromáticos, que tienen una única longitud de onda. Tanto la luz visible como los rayos X se producen a raíz de las transiciones de los electrones atómicos de una órbita a otra. La luz visible corresponde a transiciones de electrones externos y los rayos X a transiciones de electrones internos.

En un tiempo muy breve después del descubrimiento de los rayos X, se definieron claramente dos tipos de aplicaciones en medicina, el primero de ellos para el diagnóstico de

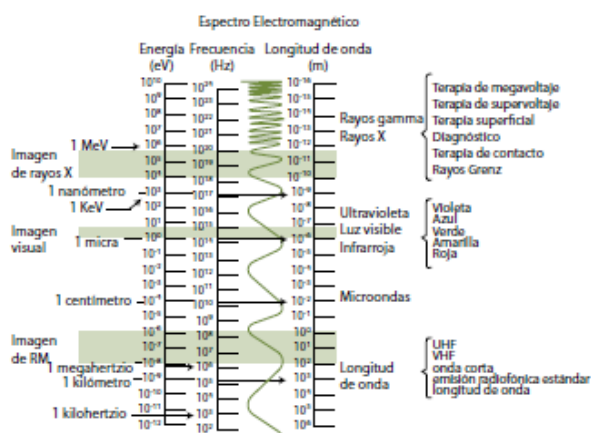


Ilustración 1: Ruiz, P. (2001). Los rayos x dentro del espectro electromagnético. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.

enfermedades, y el segundo para el tratamiento de tumores, es decir, para usos terapéuticos. Desde entonces el uso médico de los rayos X ha jugado un papel clave en la medicina, gracias entre otras cosas al desarrollo de tecnologías como la electrónica y la ciencia de materiales, que han permitido su aplicación a niveles muy sofisticados.

Tubo de Rayos X

El tubo de rayos, es una ampolla de cristal de Pirex en la que se ha realizado el vacío y que se encuentra en el interior de una carcasa o coraza de protección. Este vacío hace más eficaz la producción de rayos X y permite prolongar la vida del tubo. El tubo es la parte noble del equipo de Radiodiagnóstico. Es el lugar donde se generan los rayos X. La coraza tiene una doble función:

La protección radiológica: Cuando se producen rayos X, estos son emitidos en todas direcciones, debido a que la intención es aprovechar únicamente la parte del haz que se dirige hacia el paciente y hacia el receptor de imagen (haz útil), debemos confinar el resto del haz para evitar irradiaciones innecesarias. Las corazas suelen fabricarse con plomo al efecto de evitar la emisión de rayos X excepto los presentes en el haz útil (correctamente delimitado por sistemas de colimación). Aun así, parte de la radiación ajena al haz útil, escapa de la coraza, constituyendo la llamada “Radiación de fuga”. Las corazas deben estar diseñadas al efecto de reducir el nivel de fuga a menos de 1 mGy/h, de kerma en aire, medido a 1 m del foco y con el equipo operando a máxima potencia.

La protección eléctrica: La emisión de rayos X se logra estableciendo altas tensiones en el tubo de rayos X. El riesgo de electrocuciones que esto genera se reduce con el adecuado aislamiento eléctrico que proporcionan las corazas. Muchas de ellas contienen un aceite cuya misión principal es contribuir a la refrigeración del tubo, aunque también actúa como aislante eléctrico.

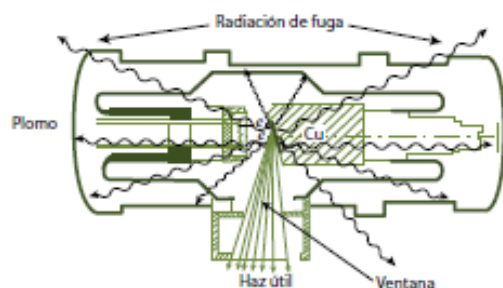


Ilustración 2: Ruiz, P. (2001). La coraza del tubo de rayos x absorbe gran parte de la radiación generada en el ánodo. Figura 2. Recuperado de: Física Medica, vol. 2.

Partes del tubo de rayos X

La ampolla: es un tubo de vacío electrónico, los componentes de la ampolla se encuentran dentro de una envoltura de cristal. El tamaño de la ampolla es considerable: hasta 35-40 cm de longitud y 25 cm de diámetro. La envoltura de vidrio fabricada con cristal Pyrex para soportar la enorme cantidad de calor generada en su interior, mantiene el vacío dentro del tubo. Este vacío hace más eficaz la producción de rayos X y permite prolongar la vida del tubo. En uno de sus laterales, encontramos la ventana, zona de menor grosor por donde emergerá el haz útil. Un avance en el diseño de los tubos ha sido la incorporación de metal en vez de vidrio como parte de la envoltura o para toda ella.

Cuando los tubos con ampolla de cristal envejecen, una parte del tungsteno se evapora y recubre el interior de la envoltura. Ello altera el potencial eléctrico del tubo, permitiendo la formación de corrientes parásitas y la interacción con la envoltura de cristal; el resultado es la formación de arcos y el fracaso del tubo. Los tubos con envoltura metálica mantienen un potencial constante entre los electrones de la corriente de tubo y la envoltura. Por tanto su duración es mayor. Casi todos los actuales tubos de rayos X de alta potencia utilizan envolturas metálicas.

Las partes fundamentales en el interior de la ampolla de rayos X son las siguientes:

El cátodo: Es el lado negativo del tubo de rayos X. Tiene dos partes principales: filamento y copa de enfoque.

El filamento: es una espiral de alambre similar al de una bombilla incandescente. Su tamaño es aproximadamente de 2 mm de diámetro y 1-2 cm de largo. Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo bastante intensa, de aproximadamente 4ª o superior, los electrones de la capa externa de los átomos del filamento son expulsados del filamento. Ese fenómeno se llama emisión termoiónica. Los filamentos suelen construirse de tungsteno toriado. Esta aleación proporciona una emisión termoiónica

mayor que otros metales. Su punto de fusión es de 3410 °C de forma que a pesar de la alta intensidad de corriente que por él circula no llega a fundir.

La copa de enfoque: es un pequeño recipiente metálico dentro del cual se encuentra el filamento. Dado que todos los electrones son eléctricamente negativos, el haz tiende a divergir a causa de la repulsión electrostática, aumentando de manera indeseable el tamaño del foco. Para contrarrestar este efecto, la copa de enfoque se carga negativamente, de forma que condensa el haz de electrones en una zona pequeña del ánodo.

El ánodo: es la parte positiva del tubo de rayos X. Existe dos tipos de ánodos: estacionarios y rotatorios. Los de ánodo estacionario se usan en aparatos de odontología, algunas máquinas portátiles y unidades que no requieran intensidad ni potencias altas en el tubo. Los tubos de rayos X con fines generales utilizan el ánodo rotatorio ya que deben ser capaces de producir haces de rayos X de alta intensidad en un tiempo breve. La zona del ánodo donde impactan los electrones se llama blanco o diana (target). El ánodo tiene tres funciones:

Es un conductor eléctrico que recibe los electrones emitidos por el cátodo y los conduce a través del tubo hasta los cables conectores y, de vuelta, a la sección de alta tensión del generador.

Proporciona soporte mecánico al blanco.

Debe ser además un buen conductor térmico ya que el 99% de la energía de los electrones se deposita en el blanco en forma de calor. El ánodo debe ser capaz de disipar tal cantidad de calor en el menor tiempo posible.

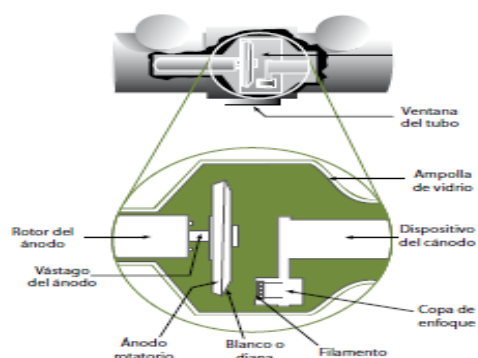


Ilustración 3: Ruiz, P. (2001). Esquema del interior de una ampolla de rayos x. Figura 3. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2.

Funcionamiento del tubo de rayos X

Al encender el equipo de rayos X, una corriente eléctrica baja y fluye a través del filamento con el fin de calentarlo y prepararlo para la sacudida térmica que exige la producción de rayos X. Cuando el operador solicita emisión de rayos X en la consola, la corriente de filamento aumenta bruscamente proporcionando el llamado efecto de emisión termoiónica que consiste en la emisión de electrones de los átomos del filamento debido al calentamiento generado por la intensa corriente eléctrica en el mismo (del orden de 5 amperios).

Una vez que la corriente de filamento es lo bastante elevada como para permitir la emisión termoiónica, un pequeño incremento de esta corriente dará lugar a un gran aumento de la corriente de tubo. La corriente de tubo es la cantidad de electrones que, procedentes del cátodo, van a desplazarse hasta el ánodo para generar los rayos X. La relación entre corriente de filamento y corriente de tubo depende de la tensión del tubo. Una vez emitidos desde el filamento, los electrones permanecen momentáneamente en su proximidad antes de ser acelerados hacia el ánodo. Dado que tienen cargas negativas, se repelen mutuamente y tienden a formar una nube alrededor del filamento, denominada carga espacial dificulta la subsiguiente emisión de otros electrones por el filamento a causa de la repulsión electrostática. El fenómeno se conoce como efecto de la carga espacial.

El punto focal es el área de la diana o blanco donde inciden los electrones. Es el lugar donde se generan los rayos X. Casi todos los tubos de rayos X diagnósticos tienen dos puntos focales, uno grande es cuando se utilizan técnicas de alta potencia que requieren una gran capacidad de disipación de calor y otro pequeño que se utiliza cuando se requieren imágenes de alta resolución.

El efecto talón consiste en una falta de homogeneidad en la tasa de fluencia energética del campo de rayos X en la dirección ánodo-cátodo; se obtiene un gradiente positivo en dicha dirección y sentido. Esto es debido a que la interacción entre los electrones y los átomos de tungsteno pueden producirse a una cierta profundidad del blanco. Algunos de los fotones que formarán el haz útil emergerán en la zona del haz más cercana al ánodo y otros lo harán en la zona del haz más cercana al cátodo. Los primeros habrán recorrido mayor distancia por el interior del ánodo y, por lo tanto, se tratará de una zona del haz más filtrada

y de menor intensidad. La parte del campo de rayos X cercana al lado del ánodo será, por lo tanto, de menor tasa de kerma en aire que la parte cercana al lado del cátodo.

Se trata, en principio, de un efecto indeseable por cuanto va a generar imágenes de densidad óptica o nivel de grises in homogéneas. No obstante, este mismo efecto puede usarse en ocasiones (mamografía) para compensar las propias desigualdades de la anatomía que se radiografía. En el caso de la mama, colocar el tubo de forma que el ánodo quede en el lado del pezón (zona de menor absorción de la mama) facilitará que el efecto talón compense las desigualdades de absorción del propio órgano y redundará en una imagen más homogénea.

Emisión de rayos X

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y a veces se les denomina electrones proyectil. Cuando esos electrones chocan contra los átomos del metal pesado del blanco (normalmente tungsteno), interaccionan con ellos y transfieren su energía cinética al blanco. Conforme se producen esas interacciones, los electrones proyectil disminuyen de velocidad y quedan casi en reposo. A continuación son conducidos a través del ánodo hacia los circuitos eléctricos asociados.

Los electrones proyectil interaccionan con los electrones orbitales o los núcleos de los átomos del blanco por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes:

Casi toda la energía cinética de los electrones proyectil se convierte en calor. Los electrones proyectil interaccionan con los electrones externos de los átomos del blanco, pero no les transfieren energía suficiente para ionizarlos. Los electrones de la capa externa pasan simplemente a un nivel de energía más alto (son excitados) volviendo inmediatamente a su estado de energía normal con emisión de radiación infrarroja (calor). La producción de calor en el ánodo aumenta en proporción directa al incremento de la corriente de tubo. La producción de calor también se incrementa de una forma casi directamente proporcional con la tensión pico.

Se produce radiación característica cuando un electrón proyectil interacciona con un electrón de una capa interna del átomo blanco. Cuando esa interacción es suficientemente violenta como para ionizar el átomo blanco se origina radiación característica. El electrón de la capa interna que se ha ionizado ha dejado un “hueco” en su orbital que será ocupado por un electrón de una capa externa. La transición de un electrón orbital desde una capa externa hasta otra interna va acompañada de la emisión de un fotón de rayos X de energía igual a la diferencia de energías de enlace de los correspondientes electrones orbitales. Se producen rayos X característicos similares cuando el átomo blanco es ionizado al ser desplazados electrones de otras capas como, por ejemplo la L; la vacante o hueco dejado por el electrón ionizado de la capa L sería ocupado por algún electrón de alguna capa más externa como la M, la N, etc. Los rayos X que resultan de las transiciones de electrones hasta la capa L se llaman rayos X L y tienen mucha menos energía que los rayos X K.

Esto es debido a que la energía de enlace de los electrones de la capa L es mucho menor que la correspondiente a los electrones de la capa K. En consecuencia, son inútiles a efectos diagnósticos puesto que su probabilidad de formar imagen es prácticamente nula. Solo son útiles a este respecto los rayos X característicos K que tienen una energía media de 69 keV. Este tipo de radiación X se denomina característica porque su energía es característica del elemento blanco (tungsteno, molibdeno, etc.).

Un tercer tipo de interacción es la producida cuando un electrón proyectil se aproxima lo suficiente al núcleo de un átomo del blanco como para interactuar con él. Esta interacción se establece en términos de atracción electrostática dada la carga negativa del electrón frente a la positiva del núcleo. Debido a ella el electrón proyectil se frena y se desvía respecto a su trayectoria primaria. En este proceso el electrón pierde energía cinética. Esa energía reaparece en forma de fotón de rayos X. Este tipo de rayos X se conoce como radiación de frenado o bremsstrahlung.

Un electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética al interactuar con el núcleo de un átomo del blanco, por lo tanto y a diferencia de la radiación característica, presenta un espectro continuo. Es posible producir rayos X de frenado con electrones proyectil de cualquier energía.

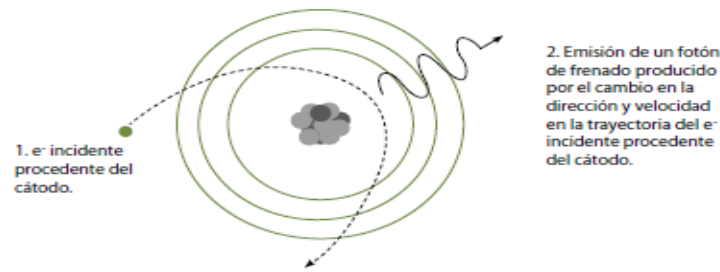


Ilustración 4: Ruiz, P. (2001). Representación gráfica de la emisión de un fotón de rayos x característico. el electrón proyectil A arranca un electrón de las capas internas del blanco B. Otros electrones pueden cubrir la vacante y en sus transiciones desde otros orbitales emitir fotones de rayos x característicos. Fig. 4 recuperado de: Fundamentos de Física Médica. vol. 2.

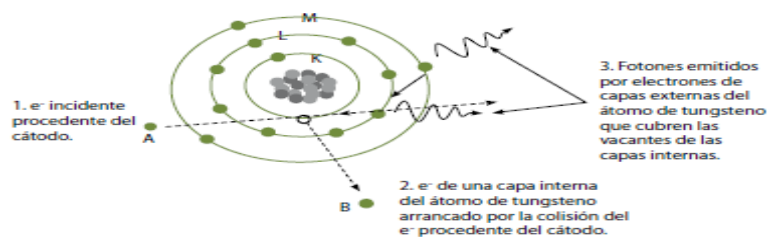


Ilustración 5: Ruiz, P. (2001). Representación gráfica de la emisión de fotones de rayos x de frenado. Los electrones proyectil en este caso interactúan con el núcleo del átomo del blanco. En el proceso de frenado, ceden parte de su energía a un fotón de rayos x que emerge con una energía igual a la energía cedida por el electrón proyectil. Fig. recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol.2

El espectro del haz de rayos X

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En él se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos. El conocimiento de los espectros de emisión de los rayos X es clave para comprender cómo afectan los cambios de la tensión pico, la corriente, el tiempo y la filtración a las interacciones del haz de rayos X con los tejidos, con el receptor de imagen y, en definitiva, con cualquier material interpuesto en el mismo.

Conociéndolo, podemos conocer cuál será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cuál será la calidad de la imagen (contraste, densidad óptica o nivel de la señal etc.), la cantidad de radiación dispersa etc. Y así mismo, manipulándolo, podremos modificar estos últimos parámetros: dosis absorbida y calidad de imagen.

La energía máxima que puede tener un fotón en un haz de rayos X es, en keV, numéricamente igual a la tensión pico seleccionada para generar ese haz (kVp). Es el valor máximo de energía alcanzado por el espectro. El espectro continuo (debido a la radiación de frenado) tiene un pico que se encuentra aproximadamente en una energía igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima del espectro (40 keV para un haz generado con 120 kVp).

La mama es un órgano formado por tejidos de densidad másica y número atómico muy parecidos. Para potenciar al máximo la absorción diferencial que nos permita obtener imagen suficientemente contrastada, debemos usar tensiones muy bajas, de entre 25 y 30 kV. En esos rangos el efecto fotoeléctrico (que es el que realmente nos ofrece la absorción diferencial) predomina sobre el efecto Compton y nos proporciona una imagen adecuada. No obstante, los fotones del espectro cuyas energías estén por debajo de los 15 keV difícilmente llegarán al receptor y con toda probabilidad no contribuirán a la formación de la imagen.

Con estas premisas es fácil deducir que el W no es un buen ánodo para aplicaciones en mamografía. Su espectro para 28 kV está claramente más desplazado a la izquierda que el correspondiente al Mo para la misma tensión. Este último tiene mucha menos radiación de frenado (característica propia de blancos de bajo Z); predomina en su espectro la radiación característica que, afortunadamente resulta ser de energías suficientemente altas como para contribuir a la imagen.

La filtración inherente es la filtración añadida en el tubo, es uno de los factores que deben cuidarse en el equipo de rayos X, es debida básicamente al cristal de la ampolla que, aunque en la zona de la ventana por donde emerge el haz de rayos es más delgado, proporciona una primera filtración al haz. Este filtro suele ser insuficiente para eliminar la mayoría de fotones de baja energía del espectro, cuya probabilidad de contribución a la imagen es prácticamente despreciable. Por lo tanto van a contribuir a la dosis administrada al paciente sin proporcionar imagen.

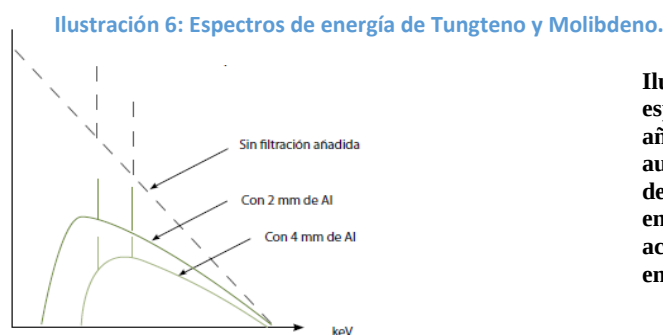


Ilustración 7: Efecto sobre el espectro del haz de la filtración añadida; se puede observar cómo, aun reduciendo la tasa de fluencia del haz en todo el rango de energías, esta disminución es más acentuada en las zonas de baja energía.

La mejor manera de eliminarlos es mediante una filtración suficiente del haz. Por lo cual, se suele instalar una filtración añadida (normalmente láminas de Al o de Cu) que junto a la filtración inherente forman la filtración total. La presencia de una filtración total suficiente ($> 2,5$ mm de equivalencia en aluminio para equipos que puedan funcionar con tensiones superiores a los 70 kVp, según el Protocolo Español de Control de Calidad), garantizará una calidad de haz suficiente en el que los fotones blandos tengan poco peso específico.

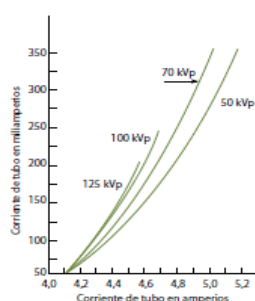


Ilustración 9: Ruiz, P. (2001). Comparación del espectro de emisión de W frente al del Mo para haces de energías bajas, de alrededor de 30 keV, usados en mamografía. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2

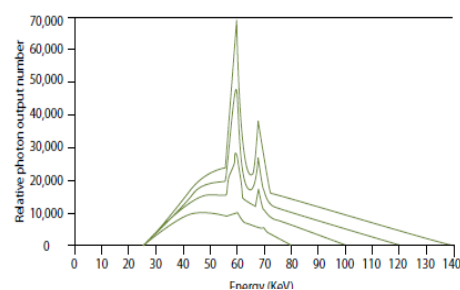


Ilustración 8: Ruiz, P. (2001). Espectro de emisión de haces de rayos x generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp y 140 kVp). Figura 6. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2

Interacción de los rayos X con la materia

El haz de rayos X emergente del tubo, esencialmente uniforme en un plano perpendicular a su eje, interacciona con los tejidos del paciente al atravesarlo y, debido a esa interacción, emerge al otro lado del paciente con información sobre las estructuras atravesadas, información que se traducirá en una imagen al incidir sobre la película o sobre otro receptor alternativo.

Aunque la radiación electromagnética interacciona de modos muy diversos con la materia, los procesos relevantes desde el punto de vista de la formación de la imagen a la energía de los rayos X que se emplean en radiodiagnóstico pueden reducirse a sólo dos fundamentales: el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton.

Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico consiste en la emisión de electrones por un material al incidir sobre él una radiación electromagnética (luz visible o ultravioleta, en general).² El efecto fotoeléctrico fue descubierto y descrito por Heinrich Hertz, en 1887, al observar que el arco que salta entre dos electrodos conectados a alta tensión alcanza distancias mayores cuando se ilumina con luz ultravioleta que cuando se deja en la oscuridad.

La explicación teórica fue hecha por Albert Einstein, quien publicó en 1905 el revolucionario artículo “Heurística de la generación y conversión de la luz”, basando su formulación de la fotoelectricidad en una extensión del trabajo sobre los cuantos de Max Planck. Más tarde Robert Andrews Millikan pasó diez años experimentando para demostrar que la teoría de Einstein no era correcta, para finalmente concluir que sí lo era. Eso permitió que Einstein y Millikan fueran galardonados con Premios Nobel en 1921 y 1923, respectivamente.

Se podría decir que el efecto fotoeléctrico es lo opuesto a los rayos X, ya que el efecto fotoeléctrico indica que los fotones pueden transferir energía a los electrones. Los rayos X (no se sabía la naturaleza de su radiación, de ahí la incógnita “X”) son la transformación en un fotón de toda o parte de la energía cinética de un electrón en movimiento. Esto se descubrió casualmente antes de que se dieran a conocer los trabajos de Planck y Einstein (aunque no se comprendió entonces).

En el efecto fotoeléctrico el fotón es absorbido por el átomo blanco y un electrón de la capa atómica i -ésima es emitido hacia el ángulo sólido dX_e , caracterizado por el ángulo polar θ_e , con energía cinética $\epsilon_e = E - U_i$, siendo U_i la energía de ionización de dicha capa. El proceso de foto absorción sólo es posible si $E > U_i$. En consecuencia la sección eficaz de efecto fotoeléctrico presenta marcados bordes de absorción, pues cada vez que E supera una energía U_i se “abre” un nuevo canal de absorción.

El fotón desaparece completamente y se trata de un proceso de absorción pura. Aunque la vacante producida dará lugar a su relleno con un electrón de una capa superior, con emisión de un fotón de energía característica, este fotón tendrá una dirección aleatoria y, en

² [Fisicanova](#). Escrito por Jaime Delgado Avendaño, p. 93, en Google Libros

la inmensa mayoría de los casos, distinta de la del fotón incidente. En definitiva, cuando se produce una interacción por efecto fotoeléctrico, el haz pierde un fotón que ya no llegará al sistema de imagen.

La absorción fotoeléctrica es un fenómeno preponderante cuando la energía del fotón incidente es superior pero próxima a la de enlace de un electrón atómico.

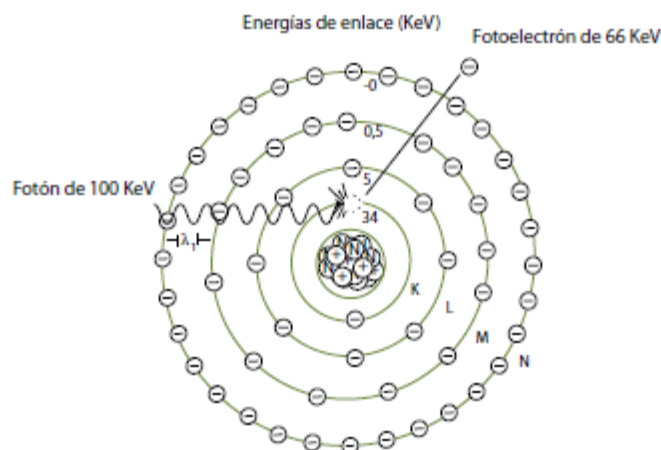


Ilustración 10: Ruiz, P. (2001). Absorción fotoeléctrica. Figura 8. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2

Leyes de la emisión fotoeléctrica

Para un metal y una frecuencia de radiación incidente, dados la cantidad de fotoelectrones emitidos es directamente proporcional a la intensidad de luz incidente.³

Para cada metal dado, existe una cierta frecuencia mínima de radiación incidente debajo de la cual ningún fotoelectrón puede ser emitido. Esta frecuencia se llama frecuencia de corte, también conocida como “Frecuencia Umbral”.

Por encima de la frecuencia de corte, la energía cinética máxima del fotoelectrón emitido es independiente de la intensidad de la luz incidente, pero depende de la frecuencia de la luz incidente.

La emisión del fotoelectrón se realiza instantáneamente, independientemente de la intensidad de la luz incidente. Este hecho se contrapone a la teoría Clásica: la Física Clásica

³ *Efecto fotoeléctrico*, p. 145, en Google Libros

esperaría que existiese un cierto retraso entre la absorción de energía y la emisión del electrón, inferior a un nanosegundo.

Dispersión Compton

El efecto Compton (o dispersión Compton) consiste en el aumento de la longitud de onda de un fotón cuando choca con un electrón libre y pierde parte de su energía. La frecuencia o la longitud de onda de la radiación dispersada dependen únicamente del ángulo de dispersión.

El Efecto Compton fue estudiado por el físico Arthur Compton en 1923, quien pudo explicarlo utilizando la noción cuántica de la radiación electromagnética como cuantos de energía y la mecánica relativista de Einstein. El efecto Compton constituyó la demostración final de la naturaleza cuántica de la luz tras los estudios de Planck sobre el cuerpo negro y la explicación de Albert Einstein del efecto fotoeléctrico.

Compton descubrió este efecto al experimentar con rayos X, los cuales fueron dirigidos contra una de las caras de un bloque de carbón. Al chocar los rayos X con el bloque se difundieron en varias direcciones; a medida que el ángulo de los rayos difundidos aumentaba, también se incrementaba su longitud de onda. Con base en la teoría cuántica, Compton afirmó que el efecto se debía a que el cuanto de rayos X actúa como una partícula material al chocar contra el electrón, por lo cual la energía cinética que el cuanto le comunica al electrón le representa una pérdida en su energía original.¹. Como consecuencia de estos estudios, Compton ganó el Premio Nobel de Física en 1927.

Este efecto es de especial relevancia científica, ya que no puede ser explicado a través de la naturaleza ondulatoria de la luz. Ésta debe comportarse como partícula para poder explicar dichas observaciones, por lo que adquiere una dualidad onda corpúsculo característica de la mecánica cuántica.

La dispersión Compton, o dispersión inelástica, tiene lugar de manera predominante cuando la energía del fotón incidente es muy superior a la energía de enlace del electrón afectado. Cuando se produce, el fotón no es absorbido sino dispersado con un cambio de dirección y una pérdida de energía que es pequeña para ángulos de dispersión también pequeños y mayor para dispersiones más importantes.

La probabilidad de la interacción Compton no está correlacionada con el número atómico sino con la densidad electrónica del material, que es aproximadamente constante para todos los componentes de los tejidos biológicos con la excepción del hidrógeno, que presenta un valor cercano al doble de lo normal. Además, la interacción Compton reduce su probabilidad al aumentar la energía, pero de manera inversamente proporcional a la primera potencia de ésta.

En lo que a la formación de imágenes afecta, se puede resumir que la interacción Compton distingue poco entre unos materiales biológicos y otros, que da lugar a la aparición de radiación dispersa (la cual llegará al soporte de imagen sin correlación con las estructuras atravesadas por el haz) y que va siendo más dominante que el efecto fotoeléctrico conforme aumenta la energía de los rayos X.

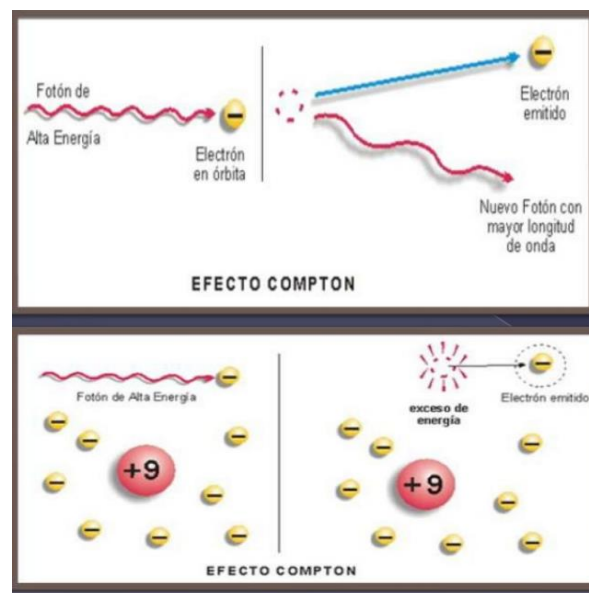


Ilustración 12: Ruiz, P. (2001). Efecto Compton. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2

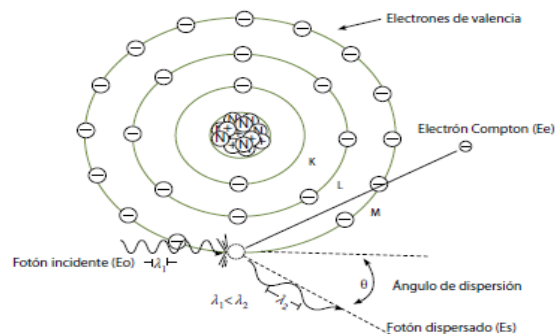


Ilustración 11: Ruiz, P. (2001). Dispersión de Compton. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2

Producción y Aniquilación de Pares

El proceso de producción de pares consiste en la transformación de la energía de un fotón que desaparece en la interacción. El fotón incidente desaparece dando convirtiéndose en materia, dando lugar a dos partículas. Esta transformación de energía recibe el nombre de materialización. Para que este proceso suceda, se precisa una energía mayor a 1,02 MeV.

Este proceso es característico de los aceleradores de partículas, donde se hacen colisionar partículas como electrones y positrones de muy alta energía apareciendo toda clase de partículas que desconocíamos anteriormente. También es característico en algunas reacciones nucleares de alta energía y en los rayos cósmicos, donde se generan fotones (o rayos gamma) de alta energía que pueden crear dos o más partículas de masa igual o menor a la energía del fotón.

Es característica la reacción $\gamma \rightarrow e^+ + e^-$, donde el fotón debe tener al menos una energía igual a la masa del electrón y el positrón (ambos tienen una energía en reposo de 511 keV), es decir, 1.022 keV ó 1,022 MeV, para poder generar las partículas. Generalmente este proceso viene seguido del inverso, en el que el positrón generado se aniquila con un electrón de la materia que existe alrededor. Para que se dé este proceso es imprescindible que exista en las cercanías del fotón inicial un núcleo (para que se cumplan las leyes de conservación de momento y energía).

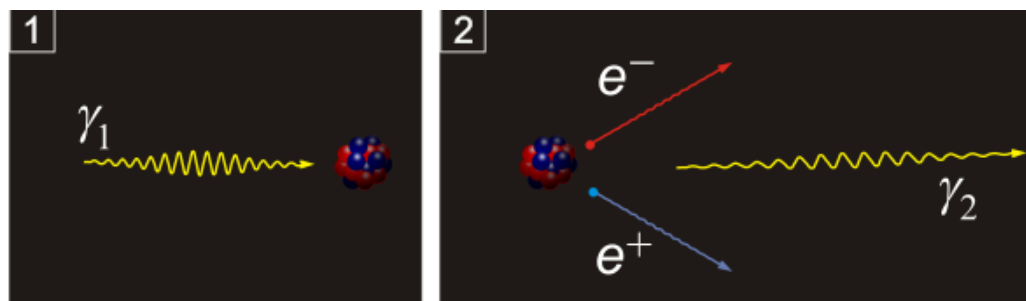


Ilustración 13: 1: Ruiz, P. (2001). Producción y aniquilación de pares. Figura. Recuperado de: Fundamentos de Física Médica, vol. 2

Control de Calidad

Aplicado a los procedimientos diagnósticos, representa el conjunto de operaciones de medida destinadas a evaluar los parámetros característicos del funcionamiento de un equipo que pueden ser definidos y controlados, al objeto de verificar si sus valores se encuentran dentro de los márgenes de tolerancia exigibles para asegurar su correcta operación. De acuerdo con la definición de la Organización Mundial de la Salud es el conjunto de operaciones (programación, coordinación, aplicación, etc) destinadas a mantener y mejorar la calidad. (OMS 1982).

Los objetivos específicos del Control de Calidad en mamografía son que:

- Al radiólogo le lleguen imágenes con la mejor información posible al emplear una técnica radiográfica adecuada.
- La calidad de la imagen sea estable tanto en contenido de información como en densidad óptica y consistente con las obtenidas en las distintas unidades de un mismo servicio o programa de detección precoz.
- La dosis en mama sea tan baja como razonablemente sea posible para la información diagnóstica requerida.

Aseguramiento o Garantía de la calidad

La Organización para la Normalización Internacional lo define 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 la definición anterior al Radiodiagnóstico, la Organización Mundial de la Salud (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 y del Personal”.

Control de Calidad en Radiodiagnóstico

El control de calidad en radiodiagnóstico es definido por la Organización Mundial de la salud. (OMS, 1984) como: “...las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse”.

Debido a todos esos parámetros a evaluar es de suma importancia la realización del control de calidad de manera periódica a los equipos emisores de radiación ionizante.

Control de Calidad en Mamografía

El control de calidad en mamografía es para la verificación de los parámetros técnicos con los cuales está trabajando el equipo. 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.

Justificación de Control de Calidad en Mamografía

La Mamografía es una técnica radiológica especialmente compleja debido a la arquitectura de la mama y la diferencia de espesores que posee 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.

- Radio sensibilidad del tejido mamario
- Arquitectura de la mama:
 - Diferentes espesores
 - Tejidos con densidades muy similares
- 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, su calidad y dosis de Radiación

Los Indicadores de Calidad en Radiodiagnóstico

- La imagen contenga suficiente información diagnóstica para la detección precoz.
- Tasa de rechazo de imágenes.
- La dosis impartida sea tan baja como razonablemente sea posible (ALARA).

El control de calidad debe asegurar que el sistema de imagen funciona siempre con un nivel de calidad elevado.

Fases del Control de Calidad

El control de calidad comienza con la selección y compra de un equipamiento específico para mamografía que satisfaga los estándares aceptados (criterios de calidad):

- Equipo de rayos-X
- Conjunto cartulina-película
- Procesadora
- Negatoscopios
- Equipo de CC

Pruebas de aceptación

Sirven para:

- Verificar que el equipo cumple las especificaciones de compra y las exigencias legales de cada país (normas).
- Establecer los valores de referencia para cada parámetro y su reproducibilidad.

Deben:

- Ser realizadas por el vendedor en presencia de un representante cualificado del comprador antes del pago del equipo y de su uso clínico.
- Constituir un anexo a las especificaciones del contrato de compra.
- Quedar fielmente documentadas.

Pruebas de estado

Sirven para:

- Establecer el “estado de referencia” de un equipo o componente en un momento dado.
- Establecer nuevos valores de referencia para cada parámetro y su reproducibilidad.

Deben:

- Ser medidas no invasivas.
- Llevarse a cabo siempre que algún componente sustancial del sistema se haya modificado o cuando se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo.
- Ser realizadas por personal cualificado.
- Quedar fielmente documentadas.

Pruebas de constancia o rutinarias

Sirven para:

- Asegurar que cada componente de la unidad mantiene un estado óptimo de funcionamiento
- Comparar los valores obtenidos con los de referencia inicial y asegurar por tanto la estabilidad de cada componente del equipo.

Deben ser:

- Fáciles de realizar e interpretar y rápidas de ejecución y ser, en lo posible, medidas relativas.
- Realizadas por expertos en Física Médica en colaboración con el personal de la unidad mamográfica.
- Realizadas a intervalos regulares o cuando se sospeche un funcionamiento incorrecto que ocasione variaciones en la calidad de la imagen o en los valores de dosis.

Protocolos de control de calidad

Para las tareas específicas del control de calidad es clara la necesidad de disponer de un protocolo en el que se establezcan fundamentalmente:

- Los parámetros a controlar y su grado de importancia.
- Metodología básica de medida.
- Frecuencia de las medidas.
- Tolerancias o valores típicos orientativos.
- Personal que debe realizar las medidas.
- Tiempo estimado para cada control.
- Equipo de control de calidad.
- Glosario de términos generales.
- Referencias bibliográficas.

Ventajas:

- Sistematizar los procedimientos de medida.
- Disminuir la variabilidad de los resultados.
- Comparar los resultados obtenidos entre las distintas unidades de un mismo programa y entre los distintos programas regionales o nacionales.
- Permite obtener información comparada del comportamiento de equipos de distintas marcas y modelos (de gran utilidad para futuras adquisiciones).

Condiciones para la realización de las medidas

Condiciones de referencia: Se utilizan para obtener información del sistema de imagen bajo condiciones definidas con independencia de las condiciones clínicas.

Condiciones clínicas: Se utilizan para obtener información del sistema de imagen en las mismas condiciones utilizadas en la práctica clínica con una mama estándar.

Clasificación de las pruebas

Esenciales: Aquellas cuya realización y superación se consideran imprescindibles para poder garantizar el correcto funcionamiento del sistema de imagen. Deben formar parte

de los controles de calidad a realizar cuando se detecten anomalías en la calidad de la imagen o los valores de dosis o cuando se realicen las pruebas de estado.

Complementarias: Aquellas cuya realización y superación se consideran recomendables, pero no imprescindibles, para poder garantizar el correcto funcionamiento del sistema de imagen en sus aspectos esenciales de calidad de imagen y dosis al paciente.

Equipos de mamografía

El control de calidad de los equipos de mamografía debe realizarse en unas condiciones concretas que facilitan la reproducibilidad de la medida; estas condiciones de medida se llaman condiciones de referencia. Otras medidas se realizan en condiciones clínicas al objeto de obtener resultados para una mama promedio. Los parámetros a seleccionar en las condiciones de referencia o en las condiciones clínicas están en el siguiente cuadro:

Cuadro N° 1: Parametros a seleccionar en las condiciones de referencia.

Parámetros a seleccionar	Condiciones de referencia	Condiciones clínicas
Maniquí	Estándar	Estándar
Foco	Grueso	Grueso
Combinación Ánodo/Filtro	Mo/Mo	La de uso clínico
Tensión del tubo	28 kV	La de uso clínico
Rejilla	Si	Si
Distancia foco- imagen	Ajustada a la distancia de focalización de la rejilla	Ajustada a la distancia de focalización de la rejilla
Compresor	Dentro del haz y en contacto con el maniquí	Dentro del haz y en contacto con el maniquí
Posición automático del	La más próxima a la pared del	La más próxima a la pared del

CAE	tórax	tórax
Densidad óptica de la imagen (DO)	DO de referencia	DO de imágenes clínicas
Selector DO	Para obtener el DO de referencia	La usada clínicamente

Parámetros geométricos

Coincidencia campo de radiación - película: La coincidencia del campo de radiación con la película será tal que se pueda visualizar un objeto colocado en cualquier parte del tablero en la que, de acuerdo a las especificaciones del fabricante, pueda formarse la imagen.

Artefactos del equipo.

Procedimiento de verificación de la existencia de artefactos

Para valorar la presencia de artefactos producidos por el equipo se realizan dos exposiciones a 25 kV, con 2 cm de PMMA y una carga que produzca una densidad óptica en torno a 1,5. Se trata de detectar artefactos en forma de variaciones en la DO. Las exposiciones se realizan con dos chasis distintos y procesándolos en distintas direcciones. Los artefactos producidos por el equipo aparecerán en la misma posición, mientras que los producidos por el revelado o el chasis aparecerá en distintas posiciones. No deben aparecer artefactos debidos al equipo.

Sistemas de mamografía digital (CR, DR)

En los sistemas digitales la función del CAE es asegurar que la relación señal-ruido (*RSR*) es adecuada en todas las imágenes y que la dosis de radiación se mantiene dentro de los valores recomendados.

La *RSR* está relacionada con la energía que llega al receptor de imagen y debe ser determinada en las pruebas de constancia. En el caso de la compensación con espesores, lo importante es asegurarse de que la calidad de imagen se mantiene adecuada para los

diferentes espesores de mama, por lo que el parámetro que se medirá es la relación contraste-ruido (*RCR*), por estar relacionado con la visibilidad de los objetos.

Se utilizara para las pruebas un maniquí rectangular de PMMA, de espesores variables entre 2 y 7 cm, que cubra todo el campo del detector.

En los sistemas CR se utilizara siempre el mismo chasis. El valor medio de pixel (*VMP*) y la desviación típica (*DTP*) se medirán sobre una región de interés (ROI) estándar (4 cm^2) sobre las imágenes sin procesar (raw data).

El PECCR revisado establece que en los sistemas de respuesta logarítmica deberá obtenerse la *RSR* y la *RCR* a partir de los valores linealizados del *VMP* y la *DTP*, como se indica en el apartado 7.2 de este tema.

Sistemas convencionales de registro y visualización en equipos de mamografía.

El control de estos sistemas en mamografía se realiza de forma similar a la radiología convencional, pero con diferentes tolerancias que se expresan en el cuadro:

Monitores de visualización: Los monitores de visualización deberán estar donde las condiciones de trabajo sean optimas, de manera que se minimice la reflexión especular de fuentes de luz, que no se hallen en la proximidad de campos magnéticos intensos, y a una altura tal que el centro del monitor quede ligeramente por debajo del nivel del ojo, con el fin de evitar tensiones en cuello y espalda.

Antes de realizar los controles de calidad hay que asegurarse de que el monitor ha estado encendido durante unos 30 minutos como mínimo, así como de que la pantalla está limpia de polvo y huellas. Hay dos magnitudes fotométricas que se emplearan para caracterizar los monitores de visualización (AAPM, 2005):

Luminancia: describe la tasa a la que la luz visible es emitida desde una superficie. Se refiere a la energía de luz visible emitida en un ángulo solido por segundo y por unidad de área de la superficie. Desde un punto de vista psicológico, la luminancia indica el “brillo” que percibe el ojo. La unidad en el SI es la cd/m^2 .

Iluminancia: es la tasa a la que la luz visible incide sobre una superficie por unidad de área. Se usa para describir la cantidad de luz ambiente que choca con la superficie de un monitor. La unidad en el SI para la iluminancia es el lux. Una iluminancia de 1 lux incidiendo sobre una superficie perfectamente reflectante produciría una luminancia de $1/\pi$ cd/m².

Las pruebas esenciales para el control de calidad de los monitores son:

- Iluminación ambiental.
- Luminancia de monitor:
- Representación de la curva característica del monitor
- Ajuste del contraste y del brillo
- Niveles extremos de brillo
- Uniformidad espacial del brillo
- Reproducibilidad temporal del brillo
- Resolución espacial de alto y bajo contraste.
- Tamaño de la imagen y distorsión.

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:

$$D_G = c_{D_G, K_i, PMMA} s K_i$$

- Donde el coeficiente $c_{D_G, K_i, PMMA}$, convierte el kerma en aire sin retro dispersión en dosis glandular promedio y el factor s da una corrección que depende de la combinación blanco/filtro.
- En la Tabla 1 se presentan los valores del coeficiente de conversión $c_{D_G, K_i, PMMA}$, en función del EHR para el maniquí de 45 mm de PMMA y en la Tabla los valores del factor s para distintas combinaciones de ánodo y filtro.

Cuadro N° 2: Valores de cdg_{ki} pmma, para una mama de 50 mm de espesor y 50% de glandularidad (correspondiente a un maniquí de 45 mm de espesor).

EHR (mm Al)	C $D_{G50} \cdot K_i$ PMMA (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

Cuadro N° 3: Valores del factor s para diferentes combinaciones ánodo/filtro.

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

Cuadro N° 4: Niveles orientativos (de referencia) aplicables en mamografía a una mama de 50 mm de espesor, composición 50%/50% tejido glandular/tejido adiposo) e imagen con densidad óptica de 1,4.

	K_i (mGy) ²²	D_G (mGy) ²³
Sin rejilla	6	1
Con rejilla	15	3

Interpretación de los resultados y conclusiones:

- Los valores de Ki y DG obtenidos se comparan con los niveles de referencia (orientativos) de radiodiagnóstico (Cuadro N° 4) ofrecidos por las Normas Básicas de Seguridad (NBS, 1997) o los valores adoptados en el país. (Nota: Dentro del proceso de optimización, la propia institución puede establecer sus valores de referencia).
- Este estudio caracterizará la exposición médica de los pacientes en el servicio y servirá de indicador integral del sistema de garantía de calidad implementado.

Recomendaciones y acciones correctivas:

- Observar la variación de este indicador con el tiempo y, en caso de sobrepasar significativamente los valores de referencia, investigar las posibles causas y tomar las medidas correctivas necesarias.

Detector gaseoso

El detector más sencillo de este tipo es la cámara de ionización, que se puede considerar como un condensador plano-paralelo en la que la región entre los planos está rellena de un gas, usualmente aire. El campo eléctrico en esta región evita que los iones se recombinen con los electrones y se puede interpretar que en esta situación los electrones se dirigen al electrodo positivo, mientras que los iones cargados positivamente lo hacen al negativo. La energía media necesaria para producir un ión en aire es de unos 35 eV, por tanto una radiación de 1 MeV, produce un máximo de 3×10^4 iones y electrones. Para una cámara de ionización de tamaño medio, de unos 10x10 cm con una separación de 1 cm entre las placas, la capacidad es de 8.9×10^{-12} F y el voltaje del pulso recogido es de unos:

- Este voltaje es bastante pequeño, por lo que debe ser amplificado (hasta un valor 10000) antes de que se pueda analizar normalmente.
- La amplitud de la señal es proporcional al número de iones creados (y por tanto, a la energía depositada por la radiación), y es independiente del voltaje entre las placas.

El voltaje aplicado determina la velocidad de deriva de los electrones e iones hacia los electrodos de la cámara. Para un valor típico del voltaje de unos 100 V, los iones se mueven a velocidades de 1 m/s. Esto hace que tarden hasta 0.01 s en atravesar una cámara de 1 cm de grosor (Los electrones son más móviles y viajarán unas 1000 veces más rápido). Estos tiempos son excesivamente largos para los tiempos con los que normalmente se trabaja en la detección de radiaciones nucleares. Por ejemplo, una fuente débil de 1 mCi da un promedio de una desintegración cada 30 ms. Por tanto, la cámara de ionización no sirve como contador de señales individuales.

Normalmente se usa la cámara de ionización como monitor de radiación. La intensidad de la radiación se recogida como una corriente que representa la interacción de muchas radiaciones durante el tiempo de respuesta de la cámara. La corriente de salida es proporcional tanto a la actividad de la fuente y a la energía de las radiaciones (radiaciones de mayor energía dan una mayor ionización y por tanto, una mayor respuesta).

Proceso de ionización en gases

- Consideramos el paso de una partícula cargada rápida a través de un gas.
- Hay formación de un par iónico: Electrón y el ion remanente.
- El electrón resultante de la ionización puede adquirir suficiente energía para convertirse en una entidad cargada con capacidad de ionizar.
- Independientemente de los mecanismos a considerar la cantidad crítica a importante es el número de pares iónicos a lo largo del camino recorrido por el agente ionizante.
- Idea fundamental: Número de pares iónicos es proporcional a la energía del agente ionizante.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

El marco metodológico son los pasos que se llevan a cabo para realizar la investigación y poder así responder al problema planteado. Definido por Tamayo y Tamayo (2013) como: “Un proceso que, mediante el método científico, procura obtener información relevante para entender, verificar, corregir o aplicar el conocimiento que se adquiere para relacionarlo con las hipótesis presentadas ante los problemas planteados”. (p.37). En el cual se expone la metodología utilizada para lograr la realización del protocolo de técnicas de mamografía a partir del cálculo de la dosis glandular promedio.

Por otro lado, desde que se decide captar una estructura patológica hasta que se obtiene el diagnóstico sobre la imagen se realiza una compleja actividad en la que participan diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos cabe asociar un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis de radiación que recibe el paciente.

El personal implicado en una instalación de radiodiagnóstico debe organizarse para asegurar que las imágenes diagnósticas producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada que permita obtener en todo momento la información diagnóstica adecuada, al menor coste posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones. Parte de estas observaciones constituyen la definición de “programa de garantía de calidad” de la Organización Mundial de la Salud (OMS, 1984) y de ella pueden resaltar algunas ideas:

- Se debe realizar un esfuerzo organizado, lo cual requiere una participación real de todo el personal implicado en la instalación.
- Se debe garantizar que los requisitos en cuanto a calidad de imagen, dosis o costes se cumplan de forma continuada en el tiempo.
- Deben arbitrase procedimientos para evaluar la calidad de las imágenes obtenidas en las diferentes instalaciones. En este sentido pueden realizarse simulaciones con objetos de prueba y maniqués o bien valoraciones sobre imágenes de pacientes.

- Para valorar el cumplimiento del principio de reducción de dosis que recibe el paciente se deben adoptar procedimientos de medida adecuados.
- Las exploraciones deberán realizarse al menor coste posible; lo cual implica conocer, al menos de forma aproximada, la repercusión económica de cada estudio. Los costes a los que se refiere el programa de garantía de calidad incluye los directos (placas radiográficas, mantenimiento y amortización de los equipos, tiempo de especialista y personal técnico, etc.) y los derivados del riesgo radiológico al paciente y al personal de operación.

La introducción de programas de garantía de calidad supone gastos derivados de la adquisición de la instrumentación apropiada para realizar los controles (incluyendo el material fungible utilizado), del tiempo invertido en realizar los controles y que suponen una interrupción en la utilización clínica de los equipos y del tiempo de personal especializado requerido para realizar los controles y evaluar los resultados.

Los beneficios pueden concretarse en una mayor vida útil de los equipos, un uso más efectivo de las dosis impartidas a los pacientes, una disminución en el riesgo al personal de operación y una mayor capacidad para atender a un número mayor de pacientes, un menor consumo de material fungible y un menor número de paradas imprevistas.

Para validar los equipos de Rayos X, desde el punto de vista dosimétrico, es necesario verificar diversos parámetros del mismo, como lo son:

- Reproducibilidad y Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición
- Colimación
- Linealidad
- Exactitud
- Rendimiento del tubo

Luego de realizar las medidas, estas deben ser comparadas con los límites establecidos por las autoridades locales, y en caso de no contar con esto debemos referirnos a las Recomendaciones Internacionales, como documentos ARCAL o Documentos Técnicos del ICRP o de la OIEA.

En cualquiera de los controles de los parámetros técnicos que se mencionan será imprescindible:

- Llevar un registro escrito de los controles efectuados.
- Disponer de un manual de procedimientos de los controles a realizar. Es esencial que en dicho manual consten las tolerancias en los parámetros de control, similares a las que se presentan o más estrictas.
- Evaluar la eficacia del programa de garantía de calidad. El equipamiento y su estado en los servicios de radiodiagnóstico estarán sujetos a modificaciones, así que los programas de garantía de calidad deben ser lo suficientemente flexibles y adaptables a los cambios del propio servicio. Por ello, también, es preciso disponer de procedimientos de seguimiento y estimación de la eficacia del propio programa de garantía de calidad. Los indicadores del éxito del programa podrán ser la reducción en el número de placas rechazadas o repetidas, la reducción en el número de paradas por averías en los equipos, la reducción en las dosis a los pacientes o la mejora de calidad de la imagen

En este sentido, anexamos los soportes legales venezolanos donde se solicitan los controles de calidad periódicos (de forma anual) para mantener y gestionar la Permisología correspondiente. **Resolución 401 del Ministerio del Poder Popular para la Salud.**

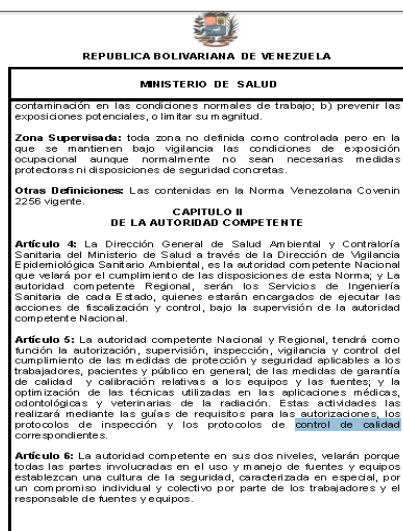


Ilustración 14: Resolución 401 del Ministerio del Poder Popular para la salud.

Norma COVENIN 218-1

La Organización Mundial de la Salud, (OMS, 1984) dice que: “el control de calidad aplicado al radiodiagnóstico comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que puedan definirse, medirse y controlarse”.

En este sentido es pertinente resaltar que el control de calidad es importante debido a que debe abarcar todos elementos que afecten la formación de imágenes, tanto a la calidad como a la dosis de radiación, muy relevante; para los screening de cáncer de mama en mujeres asintomáticas.

El Físico Médico especialista en Radiodiagnóstico responsable de la ejecución de las pruebas de aceptación debe estar debidamente autorizado por la autoridad competente de acuerdo a lo establecido en la Norma Venezolana COVENIN 3299.

La dirección de la Instalación debe presentar a la autoridad competente el informe con los resultados de las pruebas de aceptación de los equipos.

Los resultados de las pruebas de aceptación deben emplearse como base de comparación para las pruebas de control de calidad rutinarias futuras.

7 PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS

Deben realizarse los controles de calidad para cada equipo periódicamente, preferiblemente después y/o simultáneamente al mantenimiento preventivo.

Los requisitos de control de calidad deben ejecutarse según lo establecido en el PGC (Véase Anexo B).

Debe llevarse un registro de dichas pruebas, las cuales deben presentarse a la autoridad competente, tal como lo establece la Norma Venezolana COVENIN 3299 vigente.

BIBLIOGRAFÍA

[1] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. New York: UN; 1993.

[2] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources, effects and risks of ionizing radiation. New York: UN; 1988.

[3] Organización Mundial de la Salud. Empleo racional del diagnóstico por imagen en pediatría: informe de un grupo de estudio de la OMS. Ginebra: OMS; 1987. (Serie de informes técnicos 757).

Ilustración 15: Norma Covenin 218-1.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

En este capítulo se presentan los resultados de la información recabada a través de los instrumento de recolección de datos. Este capítulo está constituido por la presentación y análisis de los resultados y por la interpretación de los mismos.

Presentación y análisis de los resultados

El propósito de la presentación y análisis de los resultados según Franklin (1998) citado por Catarina (2011) es: “Establecer los fundamentos para desarrollar las opciones de solución al factor que se estudia, con el fin de introducir las medidas de mejoramiento en las mejores condiciones posibles”, es decir, este capítulo procede a la presentación y análisis de los resultados de la hoja de control de los parámetros dosimétricos en mamografía, aplicado a las pacientes en los diferentes centros a nivel nacional, para posteriormente indicar cuales son las conclusiones y recomendaciones basadas en los resultados.

Para tal fin, se procedió a realizar el control de calidad al equipo y verificar que se encuentra dentro de las tolerancias establecidas en las normas covenin y protocolo español, luego se realizaron los estudios tanto en posición cráneo caudal como medio lateral oblicua a las pacientes en los diversos mamógrafos seleccionados tanto digitales como analógicos, vaciando la información de los estudios realizados en la hoja de control de parámetros dosimetriscos en mamografía (ver Anexo 1).



Ilustración 16: Posición Cráneo Caudal (CC).



Ilustración 17: Posición Medio lateral oblicua (MLO).

Adicionalmente se anotaron los valores de temperatura y presión de las salas de mamografía.

Cuadro N° 5: Valores de Temperatura y presión medidos.

Temperatura (°C)	Presión (hPa)
22° - 24°	910 – 920

Al obtener el vaciado de información de los centros de salud que realizan mamografías y que fueron tomados como objeto de estudio se contabilizaron doce (12), se procedió a dividir la data entre los mamógrafos analógicos siete (07) y los digitales cinco (05), para proceder a calcular la Dosis Glandular Promedio, utilizando la siguiente formula:

$$D_G = c_{D_G, K_i} \cdot s \cdot K_i = c_{D_G, K_i} \cdot s \cdot Y \cdot P_{IT} \cdot \left(\frac{d_{ref}}{d}\right)^2$$

Dónde:

D_G : es la dosis glandular promedio.

K_i : kerma incidente para cada paciente = se obtiene a partir del rendimiento, medido con el mismo valor de U y después corregido por distancia (d: distancia foco paciente) y el valor de la carga usada, es decir $K_i = P_{IT} \cdot Y \cdot (d_{ref}/d)^2$

c: es un coeficiente de conversión de kerma incidente a dosis glandular promedio, el cual depende del valor de espesor hemirreductor (*EHR*). Éste a su vez depende del valor de *U*.

“s” es una corrección dependiente del material del ánodo y filtro. Si se utiliza el molibdeno para ambos, el valor de “s” es la unidad.

Resultados obtenidos para la posición Cráneo Caudal. Mamógrafos Analógicos:

Se recolectaron datos de estudios realizados durante dos meses (enero – febrero 2017), en 12 mamógrafos de los cuales siete son mamógrafos analógicos y cinco mamógrafos digitales, para un total de 30 estudios por centro.

Cuadro N°6: Resultados obtenidos para la posición Cráneo Caudal. Mamógrafos Analógicos.

Centro	Ubicación	Mamógrafo	Filtro utilizado	DGP CC (mGy)	Técnica usada CC	Compresión CC (cm)
Diagnomedica CA	San Juan de los Morros - Guárico	General Electric-Senographie DMR	Mo - Mo	1,07	26 – 27 kV y 96 mAs	2,00
Alaplaf	Barquisimeto	Mamo Siemens Balance	Mo- Mo	2,78	27 – 28 kV y 81 mAs	5,90
Clínica Santa Sofía	Caracas	Senographie 800T	Mo - Rh	0,56	27 kV y 156 mAs	5,25
Sonoimagen Idet	Caracas	Hologic. Lorad – MIV	Mo - Mo	3,03	26 kV y 150 mAs	5,39
San Padre Pio	Barquisimeto	IMS- Giotto Image	Mo - Mo	0,15	27 kV y 86 mAs	4,68

Unirad	Catia la mar - Vargas	Hologic. Lorad – MIV	Mo - Mo	1,77	29 kV y 94 mAs	5,23
Centro Médico Quirúrgico Vidamed	Caracas	General Electric DMR Plus	Mo - Mo	1,10	28 kV y 90 mAs	9,92

Análisis N° 1:

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición cráneo caudal, utilizando mamógrafo analógico para obtener una estimación de dosis glandular promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 5 cm, y una técnica entre (26 – 28) kV y (80 – 100) mAs, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar en 27 kV y 156 mAs, con una compresión de mamas mayor a 5 cm.

Resultados obtenidos para posición MLO. Mamógrafos Analógicos.

Cuadro N°7: Resultados obtenidos para posición MLO. Mamógrafos Analógicos.

Centro	Ubicación	Mamógrafo	Filtro utilizado	DGP MLO (mGy)	Técnica usada MLO	Compresión MLO (cm)
Diagnomedica	San Juan de los Morros – Guárico	General Electric-Senographe DMR	Mo - Mo	1,37	26 – 27 kV y 97 mAs	2,00
Alaplaf	Barquisimeto	Mamo	Mo- Mo	0,8	28 kV y	5,80

		Siemens Balance			81 mAs	
Clínica Santa Sofía	Caracas	Senographe 800T	Mo - Rh	0,6	27 kV y 171 mAs	5,50
Sonoimagen Idet	Caracas	Hologic. Lorad – MIV	Mo - Mo	3,9	27 kV y 170 mAs	6,00
San Padre Pio	Barquisimeto	IMS- Giotto Image	Mo - Mo	0,2	27 kV y 88 mAs	4,70
Unirad	Catía la mar – Vargas	Hologic. Lorad – MIV	Mo - Mo	1,80	29 kV y 90 mAs	5,90
Centro Médico Quirúrgico Vidamed	Caracas	General Electric DMR Plus	Mo - Mo	1,30	28 kV y 97 mAs	11,2

Análisis N° 2:

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición medio lateral oblicuo, utilizando mamógrafo analógico para obtener una estimación de dosis glandular promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 4,7 cm, y una técnica entre (26 – 28) kV y (80 – 100) mAs, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar en 27 kV y 171 mAs, con una compresión de mamas mayor a 5,5 cm.

Resultados obtenidos para la posición Cráneo Caudal. Mamógrafos Digitales.

Cuadro N°8: Resultados obtenidos para la posición Cráneo Caudal. Mamógrafos Digitales.

Centro	Ubicación	Mamógrafo	Filtro utilizado	DGP CC (mGy)	Técnica usada CC	Compresión CC (cm)
Centro Medico de Caracas	Caracas	General Electric-Senographie Essential	Rh – Rh	1,53	30 kV y 79 mAs	6,06
Imagenologia la Urbina	Caracas	Hologic. Selenia Dimensions	Mo- Rh	0,76	29 kV y 132,0 mAs	5,51
Oncomedica	Caracas	Hologic. Selenia Dimensions	Mo - Rh	1,04	31 kV y 73,0 mAs	5,11
Policlínica Metropolitana	Caracas	Hologic. Selenia Dimensions	Rh - Rh	2,51	30 kV y 89 mAs	5,75
Radiofísica la Roca	El Tigre – Anzoátegui	IMS- Giotto Image	Rh - Rh	3,19	30 kV y 89 mAs	5,75
Policlínica Táchira	Táchira	Hologic. Lorad – Selenia	Mo - Mo	1,30	28 kV y 78 mAs	5,00

Análisis N° 3:

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición cráneo caudal, utilizando mamógrafo digital para obtener una estimación de dosis glandular promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 5 cm, y una técnica entre 28 kV y 78 mAs aproximadamente, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar entre (29 – 31) kV y (70 – 135) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5 cm.

Utilizando la combinación ánodo – filtro a Rodio – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar mayor a 30 kV y entre (80 – 90) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5,7 cm.

Resultados obtenidos para posición MLO. Mamógrafos Digitales.

Cuadro N°9: Resultados obtenidos para posición MLO. Mamógrafos Digitales.

Centro	Ubicación	Mamógrafo	Filtro utilizado	DGP MLO (mGy)	Técnica usada MLO	Compresión MLO (cm)
Centro Médico de Caracas	Caracas	General Electric-Senographe Essential	Mo - Rh	2,50	30 kV y 80 mAs	6,1
Imagenología la Urbina	Caracas	Hologic. Selenia Dimensions	Mo- Rh	1,0	31 kV y 73,0 mAs	5,70
Oncomédica	Caracas	Hologic. Selenia Dimensions	Rh - Rh	1,04	31 kV y 73,0 mAs	5,20
Policlínica Metropolitana	Caracas	Hologic. Selenia Dimensions	Rh - Rh	2,39	29 kV y 87 mAs	6,20
Radio física la Roca	El Tigre - Anzoátegui	IMS- Giotto Image	Mo - Rh	3,48	29 kV y 88 mAs	6,20
Policlínica Táchira	Táchira	Hologic. Lorad – Selenia	Mo - Mo	1,80	30 kV y 90 mAs	6,00

Análisis N° 4:

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición medio lateral oblicua, utilizando mamógrafo digital para obtener una estimación de dosis glandular promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 5 cm, y una técnica entre 30 kV y 90 mAs aproximadamente, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar entre (29 – 31) kV y (70 – 90) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5,7 cm.

Utilizando la combinación ánodo – filtro a Rodio – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar entre (29 -31) kV y (70 – 90) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5 cm.

Interpretación de los resultados.

Posición Cráneo Caudal (CC) en mamógrafos analógicos

De acuerdo a los resultados obtenidos en los estudios de mamografía realizados a las diversas pacientes se pudo determinar que para que la dosis glandular promedio se encuentre dentro de los valores de referencia establecidos por el Colegio Americano de Radiología (ACR) que es 3 mGy, se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 5 cm, y una técnica entre (26 – 28) kV y (80 – 100) mAs, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Mientras que al cambiar la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar en 27 kV y 156 mAs, con una compresión de mamas mayor a 5 cm.

Detectándose que al aumentar los valores de mAs, la estimación de dosis glandular promedio aumenta considerablemente, por lo cual se sugiere trabajar dentro de los parámetros establecidos para no suministrar más dosis a las pacientes de la necesaria.

Posición Medio Lateral Oblicua (MLO) en mamógrafos analógicos

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición medio lateral oblicua, utilizando mamógrafo analógico para obtener una estimación de dosis glandular promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 4,7 cm, y una técnica entre (26 – 28) kV y (80 – 100) mAs, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar en 27 kV y 171 mAs, con una compresión de mamas mayor a 5,5 cm.

Sugiriéndose de igual manera que sean respetados los valores de corriente (mAs) sugeridos para evitar suministrar más dosis de radiación a las pacientes de la necesaria.

Posición Cráneo Caudal (CC) en mamógrafos digitales

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición cráneo caudal, utilizando mamógrafo digital para obtener una estimación de dosis glandular promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 5 cm, y una técnica entre 28 kV y 78 mAs aproximadamente, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar entre (29 – 31) kV y (70 – 135) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5 cm.

Utilizando la combinación ánodo – filtro a Rodio – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar mayor a 30 kV y entre (80 – 90) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5,7 cm.

Posición Medio Lateral Oblicua (MLO) en mamógrafos analógicos

De acuerdo a los resultados obtenidos se puede decir que en posición medio lateral oblicua, utilizando mamógrafo digital para obtener una estimación de dosis glandular

promedio por debajo de los 3mGy que es el valor de referencia establecido por el Colegio Americano de radiología (ACR), se deben tener los parámetros de una compresión de mamas mayor a los 5 cm, y una técnica entre 30 kV y 90 mAs aproximadamente, usando la combinación ánodo – filtro de Molibdeno – Molibdeno.

Cambiando la combinación ánodo – filtro a Molibdeno – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar entre (29 – 31) kV y (70 – 90) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5,7 cm.

Utilizando la combinación ánodo – filtro a Rodio – Rodio, los resultados arrojan que para obtener una DGP según la referencia las técnicas sugeridas deben estar entre (29 -31) kV y (70 – 90) mAs, con una compresión de mamas mayor a 5 cm.

De todos estos resultados obtenidos obtiene más relevancia el trabajo que se ha llevado a cabo, debido a que se busca obtener una dosis glandular promedio (DGP) dentro de los valores de referencia y poder conocer cuales parámetros técnicos serían los más adecuados para las estimaciones de dosis que se ameritan, determinando que al aumentar el valor de la corriente (mAs), se incrementa la DGP, por lo cual dentro de lo que se pueda obtener una buena calidad de imagen para el diagnóstico se recomienda usar mAs relativamente bajos.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES DE LA INVESTIGACIÓN

Conclusiones

De acuerdo a todo lo anteriormente expuesto de la investigación se puede decir, que se logró cumplir con cada uno de los objetivos planteados, concluyendo que:

Con referencia a los parámetros técnicos a fin de obtener imágenes con buena calidad diagnóstica, tanto para mamógrafo digitales como analógicos, con la menor dosis posible al paciente, pudieron establecerse los kilos voltajes y corriente necesarios para lograr que la DGP en las pacientes se encuentren por debajo de los valores de referencia establecidos por el Colegio Americano de Radiología.

En relación a desarrollar aspectos dosimétricos de estimación de dosis glandular promedio, a partir de la cuantificación de presión y temperatura del ambiente, kerma en aire, espesor hemirreductor y combinación ánodo filtro, se verificaron realizando el control de calidad a los equipos, los cuales aprobaron todas las pruebas establecidas. Al realizar el control de calidad se evaluó la correspondencia entre los valores nominales establecidos en los centros de diagnóstico con respecto a los valores estimados.

Sumado a lo expuesto anteriormente, es importante resaltar que la DGP debe estar dentro de los valores establecidos debido a que las mamas son órganos radiosensibles debido al tejido por los que están conformadas, por lo cual el personal debe estar atento al momento de realizar los estudios de cumplir con los parámetros establecidos para disminuir en gran proporción la dosis de radiación a las pacientes.

Recomendaciones

De esta investigación surgen importantes implicaciones y/o recomendaciones las cuales son:

- Utilizar las técnicas establecidas de acuerdo al tipo de mamógrafo (analógico o digital) que se esté empleando, así como dependiendo de la combinación ánodo – filtro.
- Colocar en los estudios de mamografía la DGP estimada de los estudios realizados para que tanto la paciente como los médicos las tengan presente.
- Sensibilizar al personal de Radiología en la importancia del uso de las técnicas establecidas, con las cuales se puede obtener una buena calidad de imagen para el diagnóstico y la menor dosis de radiación para la paciente.

PROTOCOLO NACIONAL DE TÉCNICAS DE MAMOGRAFIA OPTIMIZADAS A PARTIR DE ESTIMACION DE DOSIS GLANDULAR PROMEDIO

Objetivo

Obtener en las pacientes una estimación de Dosis Glandular Promedio menor a 3mGy, con buena calidad de imagen diagnostica en el estudio.

Alcance

Este protocolo tiene un alcance tanto para mamógrafos analógicos, como mamógrafos digitales, con filtros de Molibdeno y Rodio en sus diversas combinaciones.

Equipos: Mamógrafo Analógico

Metodología

Colocar las técnicas sugeridas en los equipos de acuerdo a la combinación ánodo – filtro que se esté utilizando y del posicionamiento de la paciente.

Técnicas:

Cuadro N°10: Utilizando filtro Mo -Mo

Posición	Filtro	kV	mAs	Compresión de la mama
Cráneo Caudal	Mo - Mo	26 - 28	80 – 100	> 5,0 cm
Medio lateral Oblicuo	Mo - Mo	26 - 28	80 – 100	> 4,7 cm

Cuadro N°11: Utilizando filtro Mo -Rh

Posición	Filtro	kV	mAs	Compresión de la mama
Cráneo Caudal	Mo - Rh	27	156	> 5,0 cm
Medio lateral Oblicuo	Mo - Rh	27	171	> 5,5 cm

Equipos: Mamógrafo Digital

Metodología

Colocar las técnicas sugeridas en los equipos de acuerdo a la combinación ánodo – filtro que se esté utilizando y del posicionamiento de la paciente.

Técnicas:

Cuadro N°12: Utilizando filtro Mo -Mo

Posición	Filtro	kV	mAs	Compresión de la mama
Cráneo Caudal	Mo - Mo	28	78	> 5,0 cm
Medio lateral Oblicuo	Mo - Mo	30	90	> 5,0 cm

Cuadro N°13: Utilizando filtro Mo -Mo

Posición	Filtro	kV	mAs	Compresión de la mama
Cráneo Caudal	Mo - Rh	29 - 31	70 - 135	> 5,0 cm
Medio lateral Oblicuo	Mo - Rh	29 - 31	70 - 90	> 5,7 cm

Cuadro N°14: Utilizando filtro Mo -Mo

Posición	Filtro	kV	mAs	Compresión de la mama
Cráneo Caudal	Rh - Rh	> 30	80 - 90	> 5,7 cm
Medio lateral Oblicuo	Rh - Rh	29 – 31	70 - 90	> 5,7 cm

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional, 2009.
- IAEA – TECDOC-1517, Control de Calidad en Mamografía, Editado por OIEA. Viena 2006.
- AAPM (American Association of Physicists in Medicine), 1990. *Equipment requirements and quality control for mammography* Report No. 29 (New York: American Institute of Physics).
- American College Radiology (ACR). Committee on Quality Assurance in Mammography. Medical Physicist's Section. In Mammography Quality Control Manual 1999. (ACR, Washington, D.C), 1999.
- CEC (Commission of the European Communities), 1995. *European protocol on dosimetry in mammography*. EUR 16263 (Luxembourg: CEC).
- CEC (Commission of the European Communities), 1996. *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*. Segunda edición (Luxembourg: CEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission), 1996. Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 3-2: Acceptance tests - Imaging performance of mammographic X-ray equipment. Publication IEC 61223-3 -2 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission), 1997. *Diagnostic X-ray imaging equipment – Characteristics of mammographic anti-scatter grids*. Publication IEC 61953 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
- IEC (International Electrotechnical Commission), 1997. *Cassettes for medical X-ray diagnosis – Radiographic cassettes and mammographic cassettes*. Publication IEC 60406 (Geneva: IEC).

- IEC (International Electrotechnical Commission), 1998. Medical electrical equipment – Part 2-7: Particular requirements for the safety of high-voltage generators of diagnostic X-ray generators. Publication IEC 60601-2-7 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission), 1998. Medical electrical equipment- Part 2-45: Particular requirements for the safety of mammographic X-ray equipment and mammographic stereotactic devices. Publication IEC 60601-2-45 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission), 1999. *Determination of the permanent filtration of X-ray tube assemblies*. Publication IEC 60522 (Geneva: IEC).
- IEC (International Electrotechnical Commission), 1999. Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-10: Constancy tests - X-ray equipment for mammography. Publication IEC 61223-2-10 (Geneva: IEC).
- IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine), 1994. The Commission and Routine Testing Of Mammographic X-ray Systems, Topic Group Report 59 2nd edition, (York: IPSM).
- SEPR y SEFM (Sociedad Española de Protección Radiológica y Sociedad Española de Física Médica), 1996. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos. Edicomplet, Madrid
- Ceclines (2006). [Página web en línea]. Disponible en: <http://www.ceclines.com/site.php?pag=1>. [Consulta: 2016, noviembre 21].
- MedinePlus (1997). [Página web en línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000913.htm>. [Consulta: 2016, noviembre 21].
- O.M.S (2017). [Página web en línea]. Disponible en: <http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/>. [Consulta: 2017, febrero 17].
- Arellano, J. (2013). SlideShare: Mamógrafo o Mastografo. [Programa de computación en línea]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/jaquelinarellano/mamografo-o-mastografo-25766001>. [Consulta: 2017, febrero 17].

Somarriba, A. (2012). SlideShare: Mamografía. [Programa de computación en línea]. Disponible en: https://es.slideshare.net/josselingcastillo/mamografia-todo?next_slideshow=1. [Consulta: 2017, febrero 20].

Wikipedia. (2003). [Página web en línea]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Mamograf%C3%ADa>. [Consulta: 2017, febrero 20].

Wikipedia. (2006). [Página web en línea]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Efecto_fotoel%C3%A9ctrico#cite_note-1. [Consulta: 2017, febrero 20].

Wikipedia. (2006). [Página web en línea]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Efecto_Compton. [Consulta: 2017, febrero 20].

Ministerio de Sanidad y Asistencia Social, Dirección de Planificación, División de Sistemas Estadísticos y Computación. (2007). *Anuario de epidemiología y estadística vital y registro central de cáncer*. [Libro en línea]. Dirección de Oncología del MSAS, Venezuela. Disponible en: <https://books.google.co.ve/books/about/AnuariodeEpidemiolog%C3%ADaYEstad%C3%ADstica.html?hl=es&id=045NAAAAMAAJ>. [Consulta: 2017, febrero 20].

ANEXOS

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**HOJA DE CONTROL DE PARAMETROS DOSIMETRICOS PARA
ESTUDIOS DE MAMOGRAFIA APLICADA PARA EL
DESARROLLO DEL PROTOCOLO NACIONAL DE TECNICAS DE
MAMOGRAFIA OPTIMIZADAS A PARTIR DE ESTIMACION DE
DOSIS GLANDULAR PROMEDIO**

Autora:

Lilia Garcia.

Hoja de Control de los Parámetros Dosimétricos en Mamografía

Institución :

Dirección:

Técnico del turno de la Mañana:

Físico Medico:

Fecha:

Técnico del turno de la Tarde:

Edad de la Paciente	Tamaño de Campo (Paleta)	Control Automático de Exposición	Combinación Ánodo/Filtro	Distancia Foco Superficie	Proyección ⁴ CC-D			Proyección ⁵ CC-I			Proyección ⁶ MLO-D			Proyección ⁷ MLO-I		
					⁸ CM	kV	mAs	CM	kV	mAs	CM	kV	mAs	CM	kV	mAs

García, L. (2016).

⁴ CC-D: Cráneo Caudal Derecha.

⁵ CC-I: Cráneo Caudal Izquierda.

⁶ MLO-D: Media Lateral Oblicua Derecha.

⁷ MLO-I: Media Lateral Oblicua Izquierda.

⁸ CM: Compresión de la Mama.

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD APLICADO A LOS
EQUIPOS DE MAMOGRAFIA**

Autora:

Lilia García.

CONTROL DE CALIDAD A EQUIPOS DE MAMOGRAFIA

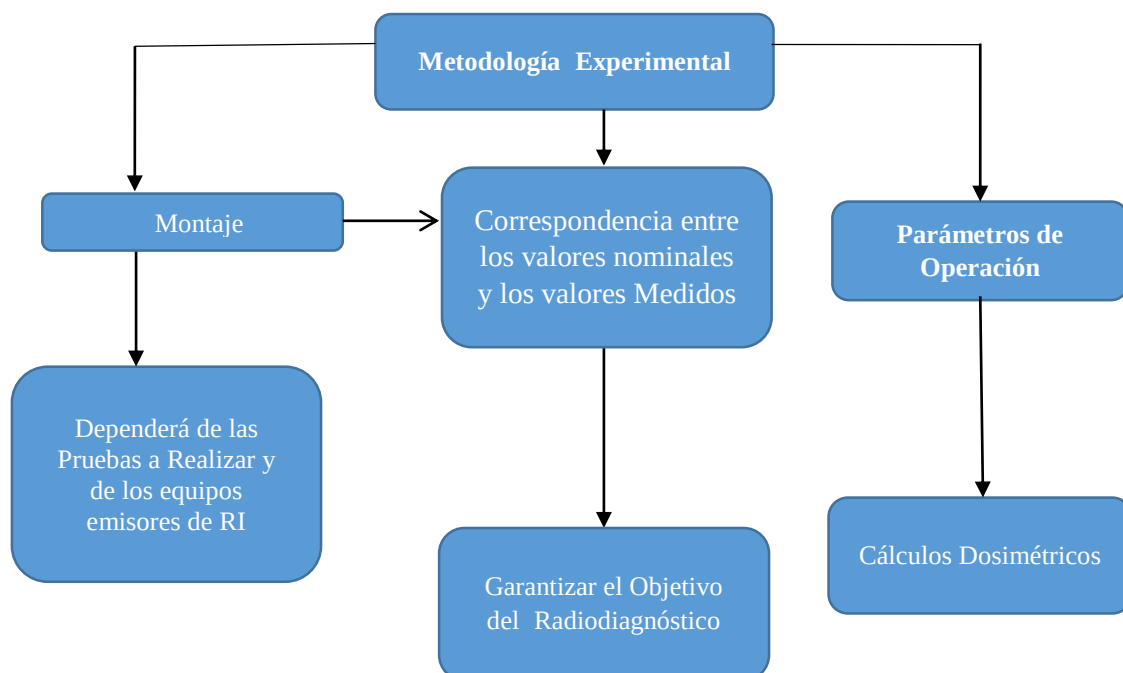
Equipos Utilizados:

- Detector TNT 12000wd Inalámbrico con Dosemate y Detector de mAs y Display
- Termómetro.
- Barómetro.
- Sistema para medición de Colimación.
- Cámara Fotográfica.
- Regla o Cinta Métrica.
- Extensión Eléctrica y Regleta.
- Maniquí específico de mama maniquí de acreditación del ACR-MAP. Este maniquí equivale aproximadamente a una mama de 44 mm bajo compresión y composición promedio (50% grasa/50% tejido glandular); 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 micro calcificaciones con diámetros de 0,54, 0,40, 0,32, 0,24 y 0,16 mm y 5 masas con diámetros de 2,00, 1,00, 0,75, 0,5 y 0,25 mm.



Procedimiento:

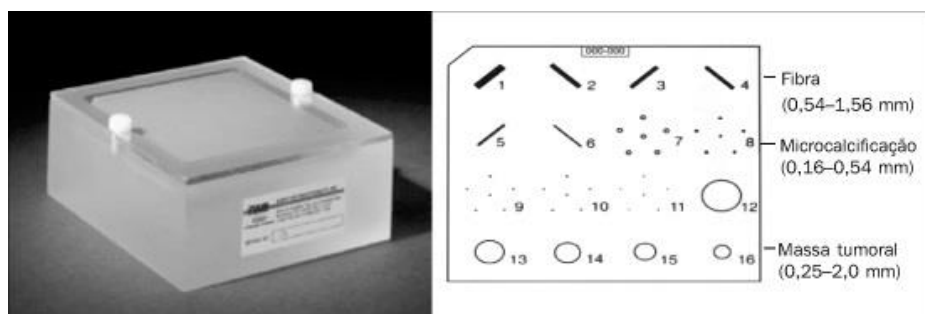
Se realizó el control de calidad del equipo para verificar que esté trabajando en perfecto estado. Este se realizó bajo el siguiente esquema:



PRUEBA #1: Calidad de imagen y Compresión de la mama.

Se realizó evaluación de la calidad de la imagen (maniquí) con el objetivo de asegurar que la calidad de la imagen se mantiene dentro de los niveles recomendados utilizando el siguiente procedimiento de acuerdo a la IAEA-TECDOC-1517:

Metodología:



- Usando el maniquí de acreditación del ACR-MAP. Este maniquí equivale aproximadamente a una mama de 44 mm bajo compresión y composición promedio (50% grasa/50% tejido glandular); 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 micro calcificaciones con diámetros de 0,54, 0,40, 0,32, 0,24 y 0,16 mm y 5 masas con diámetros de 2,00, 1,00, 0,75, 0,5 y 0,25 mm (ver imagen).
- Se colocó el maniquí sobre el soporte de la mama y se bajó el compresor hasta hacer contacto con el maniquí, se seleccionó los factores de técnica que se utilizan en la práctica clínica con una mama de características equivalentes a las del maniquí. Se realizó una exposición y luego se procesó para obtener la imagen.

Puntuación para tabular resultados:

Puntuación para las fibras:

- Totalmente visualizadas: 1
- Parcialmente visualizadas (tamaño mayor que la mitad): 0,5.
- Parcialmente visualizadas (tamaño menor que la mitad): 0

Puntuación para las micro calcificaciones:

- Grupo de micro calcificaciones en el que se visualizan 4 o más de las 6 que forman el grupo: 1
- Grupo de micro calcificaciones en el que se visualizan 2-3 micro calcificaciones del grupo: 0,5
- Grupo de micro calcificaciones en el que se visualizan menos de 2 micro calcificaciones del grupo: 0

Puntuación para las masas:

- Totalmente visualizadas: 1
- Parcialmente visualizadas (la forma no es circular o es de media luna): 0,5

Cuadro N° 1: Resultados obtenidos de la prueba de calidad (maniquí).

Evaluación de la imagen del maniquí																
Objetos	Fibras						Micro calcificaciones					Masas				
Posición	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Puntuación Individual																
Puntuación Total																
Tolerancia Total	4						3					3				

PRUEBA #2: Distancia de Compresión.**Metodología:**

Se verificó el valor nominal del grosor de compresión del mamógrafo y se comparó con el valor real medido arrojado por el equipo al comprimir el objeto utilizado.

Cuadro N°2: Resultados de la prueba de Distancia de compresión.

	Valor nominal (mm)	Valor Medido (mm)	Tolerancia (mm)	Conforme
Phantom	40,00		≤ 5	

PRUEBA #3: Repetibilidad y Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición

Metodología:

- Se colocó el Detector de Radiación dentro del Campo de Exposición a una distancia *DFD* entre 40-60 *cm* garantizando que el cabezal del equipo este completamente nivelado.
- Se realizaron Medidas para diferentes valores de *kVp*, los resultados se representan los datos en la tabla #3.

Cuadro N° 3: Repetibilidad y Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición. *DFD*= 40 – 60 *cm*.

VALOR NOMINAL		VALORES MEDIDOS				
<i>kV</i>	Carga (<i>mAs</i>)	<i>kV</i> <i>medio</i>	<i>kVp</i> <i>máx.</i>	PPV (<i>kV</i>)	Dosis (<i>mGy</i>)	Tiempo (<i>ms</i>)
20	80					
22	80					
24	80					
26	80					
28	80					
28	80					

30	80					
32	80					
34	80					

Cuadro N°4: Resultados para 28 kV en Repetibilidad, Exactitud del Voltaje y el Tiempo de Exposición.

	Valores Calculados (%)	Tolerancia (%)	Conforme
Repetibilidad del Voltaje		≤ 10	
Exactitud del Voltaje		± 20	
Repetibilidad del Tiempo de Exposición		≤ 10	
Exactitud del Tiempo de Exposición		± 10	

Los valores de Exactitud se calcularon mediante la siguiente fórmula:

$$d(\%) = 100 \cdot \left(\frac{kVp_{nom} - kVp_{medio}}{kVp_{nom}} \right)$$

Los valores de Repetibilidad se calcularon mediante la siguiente fórmula:

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{m\acute{a}x} - kVp_{m\acute{i}n}}{(kVp_{m\acute{a}x} + kVp_{m\acute{i}n})/2}$$

PRUEBA #3: Capa Semi-Reductora

Metodología:

- Se colocó el Detector de Radiación dentro del Campo de Exposición a una distancia *DFD* de 40 - 60 *cm* garantizando que el cabezal del equipo este completamente nivelado.
- Se realizaron Medidas para los Valores de HV haciendo un barrido por los kV del equipo. Los resultados se representan los datos en la tabla #5.

Cuadro N°5: Resultados de la prueba de Capa Semi-Reductora (HVL).

kV	Combinación Ánodo - Filtro	Valores Medidos (mm)	Mínimo kVp/100 + $0,03 \leq X^9$	Máximo $X \leq kVp/100 +$ $0,02 + C^{10}$	Conforme
20					
22					
24					
26					
28					
30					
32					
34					

⁹ ACUERDO DE COOPERACION REGIONAL PARA LA PROMOCION DE LA CIENCIA NUCLEAR Y TECNOLOGIA EN AMERICA LATINA Y EL CARIBE (ARCAL-XLIX / OIEA). Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Implementación de las Normas Básicas de Seguridad en las Prácticas Médicas). 2001. Punto: 4.6.5.

¹⁰ SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MÉDICA. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos). Madrid, España. 2010. Tabla III.1 Parámetros de los equipos de mamografía analógicos

$C = 0,12$ para Mo/Mo; $0,19$ para Mo/Rh; $0,22$ para Rh/Rh; $0,30$ para W/Rh (kVp = valor medido para la tensión seleccionada).

PRUEBA #4: LINEALIDAD DE LA TASA DE KERMA

Metodología:

- Se ajustó el equipo de Mamografía para varias tensiones desde la más baja a la más alta, pasando por las intermedias, se varió la corriente tratando de colocarlas al doble y se tomaron las lecturas mostradas en las siguientes tablas:

Cuadro N°6: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para kV .

DOSIS										
Voltaje	Carga	Lec. #1	Lec. #2	Lec. #3	χ	$F_{T,P}$	F_{cal}	χ	$\chi_{corr}/$	Linealidad
(kVn)	(mAs)	mGy	mGy	mGy					Carga	%

Para el cálculo de la Linealidad se tomaron las lecturas corregidas máximas y mínimas resultantes de la división del promedio de $R(\%) = 100 \cdot \frac{L_{m\acute{a}x} - L_{m\acute{i}n}}{(L_{m\acute{a}x} + L_{m\acute{i}n})/2}$ a), posteriormente se utilizó la siguiente ecuación:

PRUEBA #5: Rendimiento del Tubo de Rayos X

Metodología:

- Se colocó el Detector de Radiación dentro del Campo de Exposición a una distancia DFD de $40 - 60$ cm garantizando que el cabezal del equipo este completamente nivelado.
- Se realizaron Medidas para los valores de kVp . Los resultados se representan los datos en la tabla #7.

Cuadro N° 7: Evaluación del Rendimiento del Tubo de Rayos X para 10 *mAs*.

kV	<i>mAs</i>	Dosis (<i>mGy</i>)	Dosis corregida por distancia	F _{T,P}	F _{con}	F _{cal}	L _{corregida} (<i>mGy</i>)	<i>mGy/mAs</i>
20	10			1,00	1,00	1,00		
22	10			1,00	1,00	1,00		
24	10			1,00	1,00	1,00		
26	10			1,00	1,00	1,00		
28	10			1,00	1,00	1,00		
28	10			1,00	1,00	1,00		
30	10			1,00	1,00	1,00		