

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**DISEÑO DE PROTOCOLO PARA DETERMINACIÓN DE USO DE
MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL VERSUS TOMOSÍNTESIS USANDO
COMO PARÁMETRO DE REFERENCIA EL PRODUCTO KERMA ÁREA**

Trabajo Especial de Grado presentado por

Bethlis Millán

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Prof. Miguel Martín

Segundo Tutor: MsCs. Omar Arias

MsCs. Freddy Dávila

Diciembre-2017

Caracas, Venezuela

Escuela de Física

Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física



**DISEÑO DE PROTOCOLO PARA DETERMINACIÓN DE USO DE
MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL VERSUS TOMOSÍNTESIS USANDO COMO
PARÁMETRO DE REFERENCIA EL PRODUCTO KERMA ÁREA**

Trabajo Especial de Grado presentado por

Bethlis Millán

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Prof. Miguel Martín

Segundo Tutor: MsCs. Omar Arias

MsCs. Freddy Dávila

Diciembre-2017

Caracas, Venezuela



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 **Bethlis Del Valle Millán Centeno**, Cédula de Identidad **V-18461365**, bajo el título **“Diseño de Protocolo para Determinación de uso de Mamografía Convencional Versus Tomosíntesis usando como Parámetro de Referencia el Producto Kerma Área”**, a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciada en Física**, dejan constancia de lo siguiente:

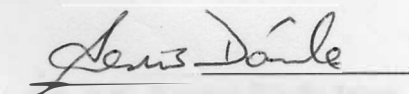
1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 16 de febrero de 2018, a las 9:00 am, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la Sala de Seminarios Guillermo Ruggeri de la Escuela de Física, mediante un resumen oral de su contenido, 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 16 días del mes de febrero de 2018, 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 Iván Escalona Useche
UCV


Prof Miguel Martín Landrove
UCV


Dr. Jesús Enrique Dávila Pérez
GURVE



14 de Diciembre 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 a lo establecido en el artículo 13 de la “Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura de Física de la Facultad de Ciencias de la UCV” les remito tres ejemplares de la monografía de TEG del estudiante **Bethlis Millán**, C.I.: **18461365**, titulado **Diseño de Protocolo para Determinación de uso de Mamografía Convencional versus Tomosíntesis usando como parámetro de referencia el producto kerma área**, 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,

Prof. Miguel Martín

Tutor

UCV

Cuando hagas lo que nadie quiere hacer, obtendrás lo que todos quieren.....

Agradecimientos

A mi Señor todo poderoso, quien me guía, conduce, esfuerza y ayuda, cada día de mi vida, en el proceso de la vida y de formación de mi carácter, a aquel de mi Señor Jesús. Gracias a ti mi Señor Yahweh hoy presentamos este trabajo de investigación.

A mi mamá, mujer esforzada y valiente que mi Señor Yahweh me colocó en el camino para enseñarme, conducirme, aconsejarme, abrazarme y llenarme de cariños. Gracias a ti mamita querida este trabajo es posible, gracias por haberlo dado todo por mí y mis hermanos. Gracias por cada día levantarte y pelear la buena batalla. Gracias por cada pequeño detalle, por tu apoyo incondicional. Hoy celebramos otro éxito.

A mi hermano Victor y a su esposa Arminda, los cuales también a lo largo de mi carrera me apoyaron cuando los necesite. Gracias hermano, por prestarme tu laptop cuando yo no tenía, gracias por haberme abierto las puertas de tu casa para estudiar cuando en la mía no había luz o internet. Gracias Arminda, por tu apoyo intelectual y por ponerme bella cada vez que lo necesité.

A mi hermosa hermana Radchelt, por toda su ayuda incondicional en todo tiempo, Yahweh intersectó por un período de tiempo nuestras vidas con la finalidad de aprender y enseñarnos como todo lo que sucede en nuestras vidas está perfectamente controlado por su Poder y como Él se vale de cualquier circunstancia para hacer cumplir su voluntad

agradable y perfecta. Hermana de mi vida, gracias por enseñarme el valor de la amistad, gracias por enseñarme lo mejor de dos mundos: mundo hermandad, mundo amistad. Gracias por darme el impulso final para concluir con broche del Espíritu Santo esta hermosa carrera. Te amo grande Emanita.

A mis compañeros de clase, bellos y hermosos, quienes siempre me dieron ánimo para salir adelante. Gracias mi hermosa Nathaly Medina, fuiste de gran influencia en mi vida, te amo grande amiga. Gracias Luis Hernandez, Billy Arguinzonez, Fani Moreira, gracias amiga bella por cada noche de estudio. Rafael de Togores Grau, Edgar Rebanales, Mary Duque, Eduard Coronado, Rixy Plata, María Alejandra Cova, Jhoan Rojas, José Luis Rodriguez, Pedro Martínez, Raúl Suarez, Wilmer Chacón, Kelvin Rios, José Briceño. Gracias a todos ustedes hoy concretamos un sueño más. Yahweh los bendiga con doble porción de sabiduría, conocimiento, inteligencia y entendimiento.

A mis profesores de la carrera; quienes siempre se esforzaron por dar lo mejor de sí, manteniendo el nivel de nuestra universidad en alto.

A mis tutores de tesis Dr. Miguel Martín, MsCs. Omar Arias, MsCs. Freddy Dávila; quienes fueron ese apoyo que todo alumno necesita para cerrar con broche de oro su TEG y carrera universitaria.

Al Hospital Oncológico Luis Razetti quienes; nos prestaron la Cámara de Transmisión utilizada en la toma de datos del presente trabajo de investigación.

A SEROFCA, empresa líder en Protección Radiológica, en la cual me desempeño actualmente, lugar en donde desde el principio, me han valorado como un maravilloso profesional y han procurado pulir las esquinas para sacar la mejor versión de mí. Gracias a todo éste maravillo equipo: Paubla Becerra, Lilia Gracia, Omar Arias, Freddy Dávila. Por siempre amigos de la vida y jefes, quienes de una u otra manera han aportado de su conocimiento y experiencia a esta humilde servidora. Yahweh los bendiga grandemente.

A mi familia toda, mi padre terrenal, Eurípides Millán, mi hermana Yorimar, su esposo Macrino Yanez, sus hijas, Helen, Stefania y Kimberly Yanez. A mis sobrinos: Mansfield Calzadilla, Saúl Sánchez, Michelle Andrea, Dleismar Andreina Calzadilla, Brianna Isabella. Mi familia de Ciudad Bolívar y de la Isla de Margarita. A todos les agradezco su presencia y compañía, gracias por amarme siempre incondicionalmente.

A mis Pastores Principales Miguel Aparicio e Yria de Aparicio, a mis pastores juveniles Hidekel Aparicio y Samaria de Aparicio, a mis lideres Maria Elena, Sair Sánchez, Marien, Mileidy de Calderon, Génesis de Rafet. A mis maestros: Jolman Ramirez, Wilmer Arana, Yurlay de Vargas y Ariel Gutierrez; hermanos mayores que Yahweh colocó en mi vida para conducirme en la vida espiritual y enseñarme a cómo es posible mantenernos puros aún en medio de un mundo impuro. Hermano Ariel en especial gracias por no solo ser mi

apoyo y maestro en lo que a lo espiritual refiere, sino también por haberme aconsejado oportunamente en el desempeño de esta carrera de Física, a fin de poder priorizar y no dejar de desatender ninguna de las áreas de mi vida y poder sacar adelante cada tarea y examen que las materias de la universidad demandaban de mí. Un gran abrazo.

A nuestros pastores Mabeth y Alexis Mejias por su apoyo incondicional o solo a mí, sino a mi familia. Gracias pastores y hermanos.

A mis consiervas bellas y hermosas: Erika Berrios, Yannelis Morocoima, Génesis González, Kimberly Tabares, Anyeli, Gisel, Wilkerlis, Yamairy, Marian Herrera, Maria Gabriela Torres. Gracias muchachas por ser lo mejor de lo mejor. Las amo.

A mis centinelas: Iris y Marjorie Leon por haber participado activamente en mi segundo nacimiento. Gracias muchachas las amo grandemente.

A mis hermanas Ligia Carolina, Yordioli Aparicio, Karina de Arana y Milenis por haberme enseñado a danzar para Dios, un beso inmenso.

A mi hermosa vecina Belkys Sevilla de Suarez y a toda su familia: padrino Luis Suarez, Eddie José Suarez Sevilla, Carlos Suarez, Luis Suarez Hijo. Gracias por su ayuda y apoyo y

en especial a ti mi hermosa vecina; por siempre permitirme contar con tu maravillosa ayuda desde que era una pequeña niña, para estar bella en cada acto y evento que se me presenta, sea programado o no. Gracias por cada secado, clineja, consejo de belleza y prenda y accesorio prestado. Gracias mi hermosa Yahweh te bendiga mucho más, un gran abrazo.

Al Metro de Caracas, que todos los días me traslada. El cual debemos cuidar y preservar todos.

A todos, muchas gracias, tienen un lugar en mi corazón.....

RESUMEN

La Radioprotección del parénquima mamario, pasa por la realización de toma de datos en aras de determinar dosis de referencia suministrada a este tejido, así como por el diseño de protocolos optimizados, para su posterior implementación, de los diversos estudios radiodiagnósticos que se le pueden realizar a la mama; con la finalidad de realizar diagnóstico del estatus en el que se encuentran las diversas estructuras contenidas en éste. El diseño de protocolo para utilización de Mamografía Convencional (MC) versus Tomosíntesis (TS), surge con el propósito de optimizar la dosis de radiación que se le suministra al parénquima mamario, por la realización de estudios diagnóstico. En este sentido se realizaron medidas dosimétricas que permitan determinar la Dosis suministrada a la Mama en pacientes que se someten a estudios de MC (proyecciones Cráneo-Caudal (CC) y Medio Lateral Oblicuo (MLO)), versus la técnica de TS.

Se utilizó una Cámara de Transmisión, con la finalidad de cuantificar la dosis para ambos estudios, posteriormente, basándonos en la data colectada, se diseñó un protocolo para determinación de uso de MC y TS. Se demostró que el estudio de MC, entrega menores dosis y no debe ser reemplazado por la TS.

Palabras claves: Mamografía, Tomosíntesis, Producto Kerma Área, Control de Calidad Mamógrafo

Índice General

DISEÑO DE PROTOCOLO PARA DETERMINACIÓN DE USO DE MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL VERSUS TOMOSÍNTESIS USANDO COMO PARÁMETRO DE REFERENCIA EL PRODUCTO KERMA ÁREA.....	1
Agradecimientos	11
RESUMEN	17
Índice General	19
Índice de Tablas	21
Capítulo I	23
Planteamiento del Problema:	23
Justificación:	26
Objetivo General:	30
Objetivos Específicos:	30
Capítulo II	31
Antecedentes:	31
Marco teórico:	34
Capítulo III.....	65
Marco metodológico:	65
Capítulo IV	69
Control de Calidad del Mamógrafo.....	69
Datos colectados y resultados:	89
Conclusiones:	92
Bibliografía:	96

Índice de Tablas

Tabla # 1: Parámetros colocados en el Equipo de Mamografía	66
Tabla # 2: Parámetros colocados en el equipo de Mamografía para la modalidad Tomosíntesis	67
Tabla # 3: Resultados obtenidos de la prueba de calidad de imagen (maniquí).....	72
Tabla # 4: Resultados de la prueba de distancia de compresión	74
Tabla # 5: Repetibilidad y Exactitud del Voltaje y Tiempo de Exposición. kV mínimo:20 kV, kV máximo: 49 kV. DFD= 44 cm.....	76
Tabla # 6: Resultados para 28 kV en Repetibilidad, Exactitud del Voltaje y Tiempo de Exposición ...	76
Tabla # 7: Resultados de la prueba de Capa Semi-Reductora (HVL).....	78
Tabla # 8: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 20 kV.....	81
Tabla # 9: Resultados de la Prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire para 20 kV	81
Tabla # 10: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 26 kV.....	82
Tabla # 11: Resultados de la prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 26 kV	82
Tabla # 12: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 28 kV.....	83
Tabla # 13: Resultados d la prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 28 kV	83
Tabla # 14: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 30 kV.....	84
Tabla # 15: Resultados de la prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 30 kV	84
Tabla # 16: Evaluación del Rendimiento del Tubo de Rayos X para 10 mAs	86
Tabla # 17: Resultados del KERMA área obtenido para la modalidad Mamografía Convencional	90
Tabla # 18: Resultados del KERMA área obtenido para la modalidad Tomosíntesis	91
Tabla # 19: Porcentaje KERMA área incidente en la superficie de la mama con la Modalidad Tomosíntesis, como reemplazo de la Mamografía Convencional.....	94

Capítulo I

Planteamiento del Problema:

El cáncer es una de las causas principales de muerte alrededor del mundo. Según la Organización Mundial de la Salud, en 2012, se registraron 14 millones de casos nuevos y 8,2 muertes relacionadas con el cáncer. El número de casos nuevos de cáncer aumentará a 22 millones en las siguientes dos décadas. Más de 60 % de los nuevos casos de cáncer en el mundo tienen lugar en África, Asia, Sudamérica y Centroamérica; 70 % de las muertes por cáncer en el mundo también ocurren en estas regiones.

En los Estados Unidos, en 2016, fueron diagnosticados 1.685.210 casos nuevos de cáncer de los cuales 595.690 personas morirán por la enfermedad, siendo los cánceres más comunes el de mama y pulmón para el caso de las mujeres y de pulmón, próstata y páncreas el de los hombres. El número de casos nuevos de cáncer (incidencia del cáncer), es de 454,8 por cada 100.000 hombres y mujeres por año (con base en casos de 2008 a 2012). El número de muertes por cáncer (mortalidad por cáncer) es de 171,2 por cada 100.000 hombres y mujeres por año (con base en datos de muertes de 2008 a 2012).

Por nuestra parte, en Venezuela, La Sociedad Anticancerosa de Venezuela (SAV) y el Centro de Estadística y Matemática Aplicada de la Universidad Simón Bolívar; han

generado un trabajo de registro donde los datos del estudio sobre incidencia de cáncer en Venezuela año 2016, donde presentan que en las mujeres la enfermedad se localiza de manera más recurrente en mamas, el cuello uterino y el pulmón. Mientras que en los hombres, próstata, pulmón y estómago.

Para el 2017 las proyecciones de la SAV indican que habrá 26.500 muertes como consecuencia de la enfermedad, y se registrarán 53.000 casos nuevos. Es importante destacar que la mayor mortalidad e incidencia por cáncer de mama se sitúa entre las mujeres de 45–54 años seguido por las de 55–64 años; en el caso del cáncer de próstata el grupo con mayor mortalidad son los hombres mayores de 74 años.

Debido a esta alta incidencia en cáncer de mama en nuestro país, surge la necesidad de realizar estudios que garanticen el cribado o screening de forma segura y con alta eficiencia, de manera tal que permita la identificación de las lesiones en las etapas más pequeñas para así garantizar el mejor tratamiento y la mayor probabilidad de control tumoral que a su vez se traduce en mayor expectativa de vida y más tiempo libre de enfermedad.

Con el objetivo de mejorar la especificidad y al menos mantener la sensibilidad de la mamografía, han sido aprobados nuevos desarrollos tecnológicos. En 2011 la FDA aprobó la tomosíntesis para uso en tamizaje para cáncer de seno (1). Esta fue desarrollada en el esfuerzo de mejorar la especificidad y la sensibilidad de la

mamografía, debido a que las estructuras normales de la mama pueden ocultar tumores malignos (2)

La tomosíntesis es una herramienta complementaria de la mamografía digital directa de campo completo y se diferencia de la MG convencional básicamente por un tubo móvil de rayos X que hace múltiples disparos de bajas dosis de radiación, los cuales posteriormente son reconstruidos con algoritmos similares a los de la tomografía en cortes de 1 mm (3). Las primeras imágenes de tomosíntesis de mama fueron demostradas por Niklason et al. en 1997 (4).

Muchos fabricantes tienen como emblema las bajas dosis de radiación por proyección al realizar los estudios con Tomosíntesis, sin advertir si la dosis total de TODO el estudio es mayor, menor o al menos igual a la que es entregada por una mamografía sencilla.

Es aquí donde este trabajo especial de grado busca resolver el problema, de determinar cuál de las dos técnicas: el uso de Mamografía Convencional versus La Tomosíntesis, es la adecuada para garantizar una efectiva radioprotección del tejido mamario con una buena calidad de imagen, por lo cual se empleará como parámetro de referencia el producto Kerma Área para esta evaluación.

Justificación:

La glándula mamaria está formada por tres tipos de tejidos como lo son glandular, conjuntivo y adiposo, teniendo estos tejidos densidades muy parecidas y muy difíciles de diferenciar solamente con la escala de grises proveniente de una imagen mamográfica, con lo cual la densidad final de la mama vendrá determinada por la edad de la paciente y el porcentaje presente de cada uno de estos tejidos en la mama y será necesario implementar técnicas diagnósticas que considerando estos aspectos, busquen obtener la mayor información diagnóstica posible pero entregando la menor dosis posible de radiación.

Conforme a la edad, el volumen de la mama, la cantidad de un determinado tipo de tejido u otro en la mama; será necesario considerar también factores que afectarán la dosis entregada al paciente durante la realización de una mamografía o una Tomosíntesis, basándonos en que los factores que afectan la dosis en mamografía, según (Parry et al., 1999) (5).

El haz de energía: el rango de kilovoltaje (kV) es menor que el usado en otras aplicaciones

radiográficas, debido a la necesidad de un alto contraste en la imagen. El rango útil es 24-30 kV, altos voltajes requieren menos salida de miliamperaje-segundo (mAs), resultando una dosis baja. La mayoría de los estudios de mamografía han sido realizados cerca de 25

kV. Muy pocas veces las combinaciones pantalla-película, mantienen un alto contraste en la imagen en el rango de 26-28 kV.

El blanco o target: el blanco tradicional es el Molibdeno (Mo), el cual emite rayos-x característicos de aproximadamente 18 y 20 keV. Recientemente, el Rodio (Rh) ha sido introducido para el estudio de mamas de mayor grosor (emite rayos-x de ~23 keV, más penetrante). El Tungsteno (W) también ha sido usado, y aunque no ofrece rayos-x característicos en el rango de estudio mamográfico; provee un espectro de bremsstrahlung (desaceleración de la radiación), y se hace más penetrante.

Los filtros: son usados para formar el espectro de energía de los rayos-x. El filtro absorbe los rayos-x de baja energía que no contribuyen a la formación de la imagen, y los de alta energía que degradarían el contraste de la imagen. El filtro tradicional es el Molibdeno, el cual filtra selectivamente un alto porcentaje de rayos-x con energías mayores de 20 keV. El Rodio también se utiliza como filtro para absorber rayos-x mayores de 23 keV. La diferencia de energía entre estos filtros (~3 keV), representa la energía enlazante de los electrones de la capa K en los dos materiales, conocida también como borde de absorción K de un elemento dado.

La magnificación: puede ser una herramienta excelente para producir imágenes en lesiones muy pequeñas de la mama, pero aumenta la DGP. El valor de la magnificación se sitúa usualmente en el rango de 1,5 a 2,0 veces mayor dosis que la mamografía convencional. La magnificación se logra moviendo la mama lejos del receptor de la

imagen y cerca del tubo de rayos-x, lo cual aumenta la dosis a la mama de acuerdo a la ley del inverso al cuadrado. Al utilizar esta herramienta se recomienda eliminar la rejilla, ya que aumenta aproximadamente dos veces la DGP.

El espesor de la mama y la composición de su tejido: tiene un impacto sustancial sobre la dosis de la paciente. Las mamas muy grandes (o aquellas de tejidos muy densos) son difíciles de penetrar, conllevando a usar haces de rayos-X de mayor energía y grandes exposiciones para obtener imágenes aceptables. Las mamas pequeñas (compuestas de tejido más adiposo) reciben una DGP reducida.

La compresión: esta herramienta provee los beneficios de mejorar la geometría de la imagen, dando como resultado una dosis baja. Esta disminución (en la dosis) es resultado directo de la reducción en el espesor de la mama, tejido que el haz debió penetrar. Esta herramienta también produce un objeto más uniforme, dando como resultado una exposición más uniforme a la mama y al receptor de la imagen (5).

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 la formación de la imagen, su calidad y dosis de Radiación (6); así como también la necesidad de diseñar protocolo para determinar la técnica más adecuada desde el punto de vista de radioprotección que permita la realización eficiente del screening del Ca de Mama, empleando un método de cálculo diferente a la

determinación de la dosis glandular promedio, con lo cual surge como parámetro de referencia el producto Kerma Área ya que permite evaluar el Kerma incidente en la superficie de entrada de la mama sin retrodispersión.

Objetivo General:

Diseñar protocolo para determinación de uso de Mamografía Convencional versus Tomosíntesis usando como parámetro de referencia el producto Kerma Área.

Objetivos Específicos:

Evaluación de Dosis en mamas con diferentes densidades y tamaños, utilizando como parámetros de referencia la Compresión Máxima de la Mama y la combinación Ánodo-Filtro.

Comparación de Dosis entre estudios de Mamografía Convencional versus Tomosíntesis usando como parámetro de referencia el producto Kerma Área.

Capítulo II

Antecedentes:

En Venezuela, el año pasado 2016, se registraron 51.945 casos de cáncer, y 25.674 venezolanos fallecieron a causa de esta enfermedad. Este número significó un incremento de 3,25% con respecto a la cifra de mortalidad en 2015 (24.864), y de 11% en relación con las defunciones del 2013, fecha en la que murieron 23.121 personas en el país. Esta es la segunda causa de muerte a escala nacional.

Muchos han sido los análisis en cuanto a la dosis entregada por los mamógrafos con estudios clásicos de dos proyecciones por mama, como por ejemplo el trabajo publicado por Steve Si Jia Feng y colaboradores, en el volumen 263 de la revista Radiology de Abril 2012. Titulado: Sistema Tomosíntesis Digitalización Clínica de la Mama: Caracterización Dosimétrica. En el cual se concluye que la adquisición de una proyección cráneo-caudal simpleen Mamografía Digital de Campo Completo (MDCC), suministra a la mama una dosis glandular promedio de 0.309 a 5,26 mGy y 0,657 a 3,52 mGy en Tomosíntesis, para un mama de 5 cm de espesor ante la compresión y 50% tejido glandular. Resultando en un incremento del 8% de la Tomosíntesis en comparación con la MDCC (1,30 y 1,20 mGy, respectivamente). Mientras que para una mama de 6 cm de espesor ante la compresión, la dosis glandular promedio aumenta a un 14,3% con MDCC y con Tomosíntesis aumenta a 83% en comparación a la adquisición con MDCC (2,12 y 1,16 mGy, respectivamente) (7). De igual forma el trabajo de M.A. Rivas Ballarín y colaboradores, del Servicio de

Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”. Zaragoza. Publicado en Mayo del año 2003 en la Revista de Física Médica 2003. Titulado: Estimación de dosis en radiografía de mama. En el cual realizaron comparaciones de dosis suministradas al tejido mamario en ocho mamógrafos. Obteniendo como resultado que la Dosis en la Superficie de Entrada varía entre 9,1 mGy para uno de los equipos de sistema de imagen más lento y 5,2 el equipo de sistema más rápido (8).

Por otro lado, estudios analizando los mamógrafo con tomosíntesis apuntan a dosis bajas como es el caso del estudio realizado por P. Martínez Miravete y J. Etxano del Área de Patología de Mama, Centro Médico Ginecológico, Zaragoza, Aragón, España y el Departamento de Radiología, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona, Navarra, España, respectivamente, publicado en la revista argentina de radiología 2015; 57 (1): 3-8. Titulado: Tomosíntesis de mama: una nueva herramienta en el diagnóstico del cáncer de mama. Donde se concluye la introducción de la imagen sintetizada, la cual consiste en obtener la imagen de mamografía convencional sumando los datos de los diferentes cortes de tomosíntesis, conformando así una imagen 2D similar a una Mamografía Digital (MD). La principal ventaja de este nuevo sistema es que reduce la dosis de radiación, porque no hacen falta las MD convencionales. No obstante, esta prometedora técnica está aún en estudio, porque debe analizarse si la calidad de la reconstrucción bidimensional es similar a la de la MD convencional (9). Y el estudio publicado el 14 de Octubre de 2016 por T.M. Svahna y colaboradores, titulado: Revisión de las dosis de radiación estimadas en Tomosíntesis de mama versus la dosis de radiación en mamografía digital de dos proyecciones a campo completo en el que señalan que al analizar la Dosis de Radiación impartida con Tomosíntesis, como única técnica de exploración de la mama, con una o dos proyecciones, se obtiene una dosis ligeramente más baja a un poco más alta, impartida a la mama que con Mamografía Digital de Campo Completo y que al combinar

la Tomosíntesis con Mamografía Digital de Campo Completo, se obtiene un incremento en la dosis suministrada al parénquima mamario. Conociendo que aumenta la precisión en la detección precoz del cáncer de mama. Aclarando además que la Tomosíntesis no provee una representación 3D del volumen mamario (10).

De aquí, se desprende el hecho de evaluar Dosis en mamas con diferentes densidades y tamaños, utilizando como parámetros de referencia la Compresión Máxima de la Mama y la combinación Ánodo-Filtro, para equipos de mamografía convencional y equipos de mamografía con tomosíntesis; con lo cual se tendrá la posibilidad de comparar y analizar las dosis entre estudios con cada una de estas técnicas, usando como parámetro de referencia el producto Kerma Área; para así determinar cuál técnica es la más conveniente para que cumpla como método de screening a nivel nacional.

Marco teórico:

ANATOMIA Y FISIOLOGIA DE LA GLANDULA 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 casi todos los mamíferos la vida del recién nacido depende de la capacidad de su madre para amamantarlo, por lo tanto, una lactancia adecuada es esencial para completar el proceso de la reproducción y la supervivencia de la especie. En general la leche de una especie no permite asegurar la supervivencia de las crías de otra especie.

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. Cada célula alveolar se comporta como una unidad de secreción, produciendo leche completa, sintetizando y transportando desde el plasma sanguíneo las proteínas, grasas, hidratos de carbono, sales minerales, anticuerpos y el agua, que son los principales constituyentes de la leche. El proceso de síntesis y de secreción es similar en todas las especies. La composición química de la leche y la disposición anatómica del sistema de almacenamiento de la leche en la glándula mamaria varía en las diversas especies (11).

Anatomía de la Mama

Las glándulas mamarias están presentes en ambos sexos. En el hombre se mantienen rudimentarias toda la vida, en cambio en la mujer están poco desarrolladas hasta antes de la pubertad, cuando empieza el proceso de maduración. El máximo desarrollo de estas glándulas se produce durante el embarazo y especialmente en el período posterior al parto, durante la lactancia.

Las mamas están situadas en la parte anterior del tórax y pueden extenderse en medida variable por su cara lateral. Su forma varía según características personales, genéticas y en la misma mujer de acuerdo a la edad y paridad. La mayor parte de la masa de la mama está constituida por tejido glandular y adiposo. Durante el embarazo y la lactancia el tamaño de la mama aumenta debido al crecimiento del tejido glandular.

La base de la glándula mamaria se extiende, en la mayoría de los casos, desde la segunda hasta la sexta costilla, desde el borde externo del esternón hasta la línea axilar media. El área superexterna de cada glándula se extiende hacia la axila y se denomina “prolongación axilar”. La cara profunda de la mama es ligeramente cóncava y se encuentra en relación con el músculo pectoral mayor, el serrato anterior y la parte superior del oblicuo externo del abdomen. La mama está separada de estos músculos por la aponeurosis profunda. Entre ambas hay un tejido areolar laxo denominado espacio retromamario, éste permite que la mama tenga cierta movilidad sobre la aponeurosis profunda que cubre al plano muscular.

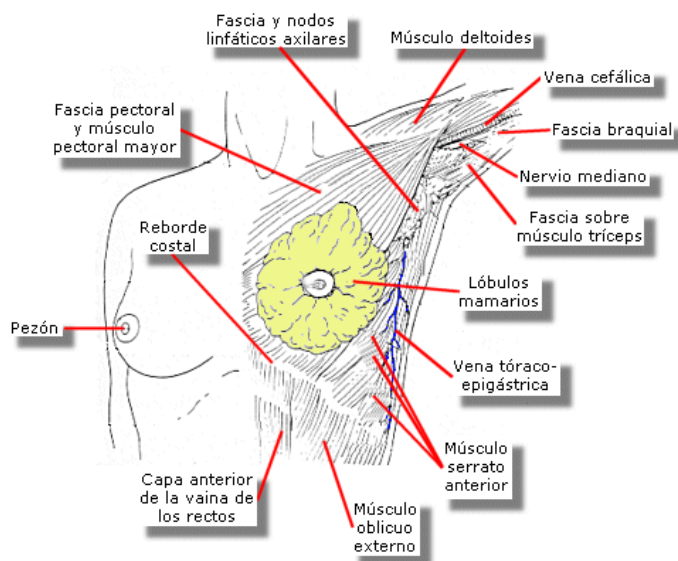


Imagen # 1: Anatomía de la mama

La cara superficial de la mama está cubierta por piel. Aproximadamente en el centro de esta cara se encuentra el pezón que está en relación al cuarto espacio intercostal en la nulípara. La base del pezón está rodeada por una zona de piel hiperpigmentada, de 2.5 cm. denominada areola. El pezón contiene numerosas fibras musculares lisas, en su mayoría de tipo circular, las que se contraen al estimularlo mecánicamente, originando la erección del pezón. La areola posee numerosas glándulas sebáceas, entre ellas es posible reconocer algunas que durante el embarazo y la lactancia determinan levantamientos de la piel de la areola, denominadas glándulas de Montgomery, éstas contienen estructuras histológicas similares a la parte glandular de la mama y producen una secreción grasa que lubrica el pezón y la areola. Bajo la areola se ubican las dilataciones de los conductos

galactóforos llamadas senos lactíferos, que acumulan leche y el niño debe exprimir al mamar.

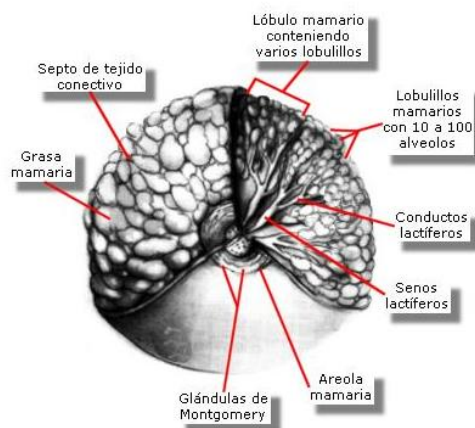


Imagen # 2: Anatomía de la glándula mamaria (vista frontal)

Estructura de la glándula mamaria

La glándula mamaria está formada por tres tipos de tejidos: glandular de tipo túbulo-alveolar, conjuntivo que conecta los lóbulos, y adiposo que ocupa los espacios interlobulares. El tejido celular subcutáneo rodea la glándula sin que exista una cápsula claramente definida, desde éste se dirigen hacia el interior numerosos tabiques de tejido conectivo. Estos tabiques constituyen los ligamentos suspensorios de la mama o ligamentos de Cooper.

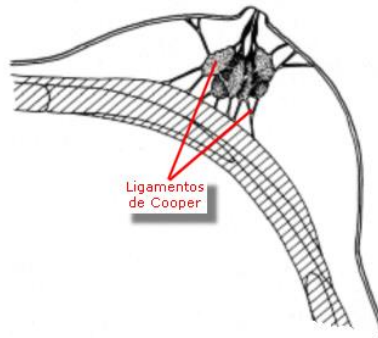


Imagen # 3: Ligamentos de Cooper

Un conjunto de quince a veinte lóbulos mamarios conforman la glándula mamaria, cada uno con su aparato excretor, que se abre en el pezón por medio de un conducto lactífero. Los lóbulos mamarios están constituidos por numerosos lobulillos que se encuentran unidos entre sí por tejido conectivo, vasos sanguíneos y por su sistema excretor, los conductos lactíferos.

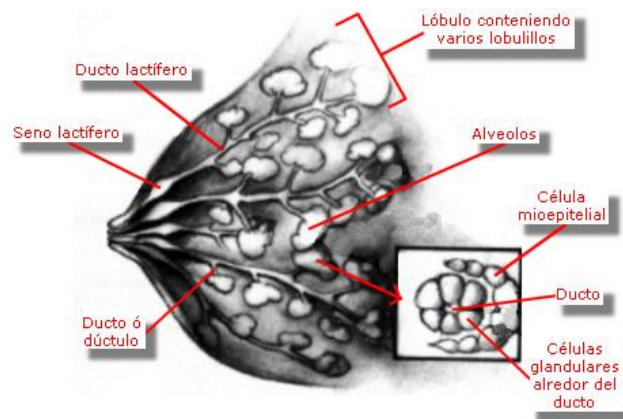


Imagen # 4: Anatomía de la glándula mamaria (vista lateral donde se pueden apreciar los diversos ductos y estructuras)

Los lobulillos están formados por diez a cien acinos, cada cual con su conducto excretor denominado conducto terminal. Los acinos están estructurados por un conjunto de células secretoras que producen la secreción láctea y conforman una cavidad a la cual vierten esta secreción, están rodeados de células mioepiteliales y capilares sanguíneos de singular importancia en el proceso de secreción y eyección de la leche.

El sistema de conductos lactíferos que vacía la glándula mamaria es el siguiente: el acino se vacía a través de un conducto terminal, el cual converge con sus congéneres para formar el conducto lobulillar, que recoge la secreción láctea de todos los acinos de un lobulillo. Los conductos lobulillares se reúnen para formar el conducto interlobulillar, que al unirse con otros conductos de éste tipo, forma el conducto lobular o segmentario, de mayor calibre que los anteriores, que se dirige al pezón y antes de llegar a él, bajo la areola mamaria, se dilata formando el seno lactífero, el que se angosta nuevamente al desembocar en el pezón.

Los conductos están revestidos por epitelio cuboideo o cilíndrico. Por fuera de este epitelio, entre él y la membrana basal, existe una capa de células mioepiteliales muy ramificadas, que envuelven a los conductos y acinos. En los conductos de mayor tamaño el epitelio consta de dos o más capas de células que cerca del orificio externo del pezón se transforman en epitelio plano estratificado.

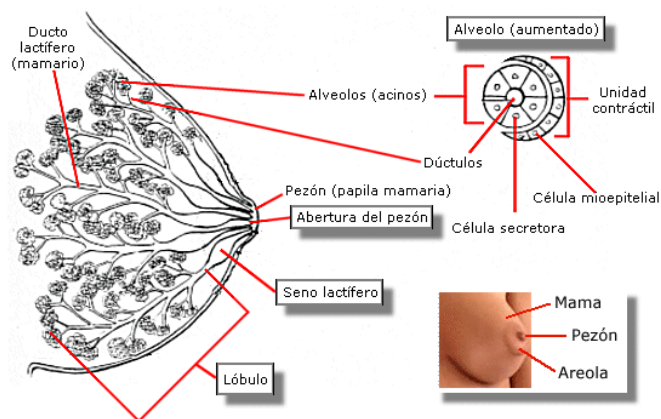


Imagen # 5: Estructura de la mama

La estructura de la glándula mamaria varía con la edad y es influenciada por el embarazo y la lactancia. Antes de la pubertad, la mama posee unos pocos conductos rudimentarios cubiertos en su interior epitelio plano y envuelto en tejido conectivo. Después de la pubertad, debido a la influencia de las hormonas ováricas, especialmente los estrógenos, los conductos se comienzan a ramificar y en sus extremos se forman pequeñas masas sólidas, esféricas, de células poliédricas, que constituirán los alveolos. Durante el estado de reposo, el epitelio glandular está separado del estroma vascularizado vecino por una fina zona de fibroblastos, a través de los cuales no penetran vasos. Esta unión epitelio-estromal, posiblemente, ejerce un control sobre el paso de sustancias a las células secretoras. Los alveolos activos sólo aparecen durante el embarazo, período en el cual, los conductos se ramifican y en su parte terminal se forma un lumen que aumenta de tamaño a medida que se va cargando de secreción.

Simultáneamente aumenta la cantidad de tejido adiposo y la irrigación de la mama. En las últimas semanas del embarazo la secreción adquiere características especiales y se denomina calostro. Algunos días después del parto aparece la verdadera secreción

láctea, la que distiende los alveolos que en ese momento están tapizados por una sola capa de células cilíndricas bajas. A medida que aumenta la cantidad de secreción, las células se aplanan, desapareciendo los espacios intercelulares o desmosomas. Durante el período de secreción el citoplasma de las células es basófilo, al microscopio electrónico se observan mitocondrias, lisosomas y ribosomas libres. Encima del núcleo, que se sitúa en la parte más basal de la célula, está el aparato de Golgi al que acompañan grandes vacuolas proteicas y lipídicas.

Después de la menopausia la glándula mamaria se atrofia y los elementos celulares de los alveolos y conductos degeneran, y disminuyen en número (11).

Anatomía de la mama masculina

En la imagen se puede observar la anatomía de la mama masculina, en la que se muestra el pezón, laaréola, el tejido graso y los conductos. También se muestran los ganglios linfáticos cercanos, las costillas y el músculo (12).

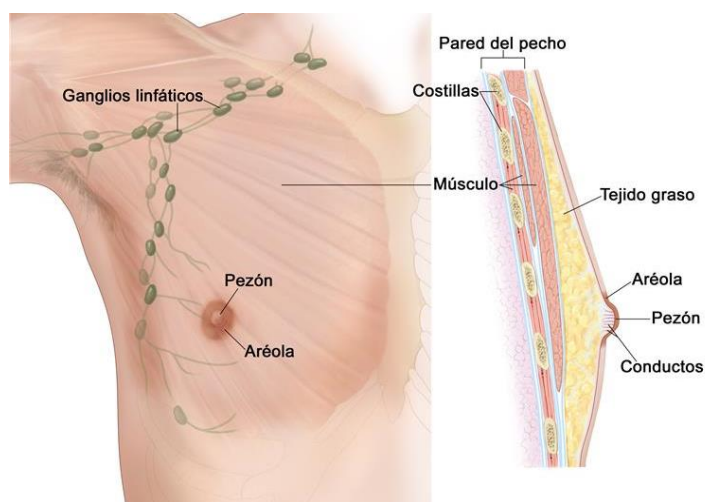


Imagen # 6: Anatomía de la mama masculina

Conjunto de enfermedades relacionadas

Cáncer es el nombre que se da a un conjunto de enfermedades relacionadas. En todos los tipos de cáncer, algunas de las células del cuerpo empiezan a dividirse sin detenerse y se diseminan a los tejidos del derredor.

El cáncer puede empezar casi en cualquier lugar del cuerpo humano, el cual está formado de trillones de células. Normalmente, las células humanas crecen y se dividen para formar nuevas células a medida que el cuerpo las necesita. Cuando las células normales envejecen o se dañan, mueren, y células nuevas las remplazan.

Sin embargo, en el cáncer, este proceso ordenado se descontrola. A medida que las células se hacen más y más anormales, las células viejas o dañadas sobreviven cuando deberían morir, y células nuevas se forman cuando no son necesarias. Estas células adicionales pueden dividirse sin interrupción y pueden formar masas que se llaman tumores.

Muchos cánceres forman tumores sólidos, los cuales son masas de tejido. Los cánceres de la sangre, como las leucemias, en general no forman tumores sólidos.

Los tumores cancerosos son malignos, lo que significa que se pueden extender a los tejidos cercanos o los pueden invadir. Además, al crecer estos tumores, algunas células cancerosas pueden desprenderse y moverse a lugares distantes del cuerpo por medio del sistema circulatorio o del sistema linfático y formar nuevos tumores lejos del tumor original (13).

Cáncer de mama: prevención y control

El cáncer de mama comienza en los tejidos mamarios y existen dos tipos principales:

- El carcinoma ductal que comienza en los tubos (conductos) que llevan leche desde la mama hasta el pezón. La mayoría de los cánceres de mama son de este tipo.
- El carcinoma lobulillar comienza en partes de las mamas, llamadas lobulillos, que producen leche (15).

En raras ocasiones, el cáncer de mama puede comenzar en otras áreas de la mama.

El cáncer de mama es el cáncer más frecuente en las mujeres tanto en los países desarrollados como en los países en desarrollo. La incidencia de cáncer de mama está aumentando en el mundo en desarrollo debido a la mayor esperanza de vida, el aumento de la urbanización y la adopción de modos de vida occidentales.

Aunque reducen en cierta medida el riesgo, las estrategias de prevención no pueden eliminar la mayoría de los casos de cáncer de mama que se dan en los países de ingresos bajos y medios, donde el diagnóstico del problema se hace en fases muy avanzadas. Así pues, la detección precoz con vistas a mejorar el pronóstico y la supervivencia de esos casos sigue siendo la piedra angular del control del cáncer de mama.

Las estrategias de detección precoz recomendadas para los países de ingresos bajos y medios son el conocimiento de los primeros signos y síntomas, y el cribado basado en la exploración clínica de las mamas en zonas de demostración. El cribado mediante mamografía es muy costoso y se recomienda para los países que cuentan con una buena infraestructura sanitaria y pueden costear un programa a largo plazo.

Muchos países de ingresos bajos y medios que afrontan la doble carga de cáncer cervicouterino y cáncer de mama deben emprender intervenciones costoeficaces y asequibles para hacer frente a esas enfermedades altamente prevenibles.

La OMS promueve el control del cáncer de mama en el marco de los programas nacionales de lucha contra el cáncer, integrándolo en la prevención y el control de las enfermedades no transmisibles. La Organización, con el apoyo de la Fundación Komen, está llevando a cabo un estudio de 5 años sobre la costoeficacia del control del cáncer de mama en diez países de ingresos bajos y medios.

El proyecto incluye un instrumento de estimación de costos de los programas para evaluar las posibilidades de financiarlos. Se espera que los resultados de este proyecto aporten datos que permitan formular políticas apropiadas contra el cáncer de mama en los países poco desarrollados (14).

El cáncer de mama se puede presentar en hombres de cualquier edad, pero generalmente se detecta (encuentra) en hombres de 60 a 70 años. El cáncer de mama masculino representa menos de 1% de todos los casos de este cáncer (14).

Es posible encontrar los siguientes tipos de cáncer de mama masculino:

- Carcinoma ductal infiltrante: cáncer que se diseminó más allá de las células que revisten los conductos de la mama. Este es el tipo que padece la mayoría de los hombres con cáncer de mama.
- Carcinoma ductal in situ: células anormales que se encuentran en el revestimiento de un conducto; también se llama carcinoma intraductal.

- **Cáncer de mama inflamatorio:** tipo de cáncer por el que la mama tiene aspecto enrojecido e inflamado y se siente caliente.
- **Enfermedad de Paget del pezón:** tumor que creció desde los conductos ubicados debajo del pezón hasta su superficie.

Carcinoma lobular in situ (células anormales detectadas en uno de los lóbulos o secciones de la mama), que en algunas ocasiones se presenta en mujeres, pero que no se ha detectado en hombres (14).

Causas del Cáncer de Mama

En el curso de toda la vida, a una de cada ocho mujeres se le diagnosticará cáncer de mama.

Los factores de riesgo que no se pueden cambiar abarcan:

- 1) **Edad y sexo:** El riesgo de padecer cáncer de mama aumenta a medida que usted envejece. La mayoría de los casos de cáncer de mama avanzado se encuentra en mujeres de más de 50 años. Los hombres también pueden padecer cáncer de mama, pero tienen 100 veces menos probabilidades que las mujeres de sufrir este tipo de cáncer.
- 2) **Antecedentes familiares de cáncer de mama:** Usted también tiene un riesgo más alto de padecer cáncer de mama si tiene un familiar cercano que haya padecido este tipo de cáncer, al igual que cáncer uterino, ovárico o de colon.
- 3) **Genes:** Los defectos en genes más comunes se encuentran en los genes BRCA1 y BRCA2. Estos genes normalmente producen proteínas que lo protegen a usted del cáncer. Si uno de los padres le transmite un gen defectuoso, tendrá un mayor

riesgo de presentar cáncer de mama. Las mujeres con uno de estos defectos tienen hasta un 80% de probabilidades de padecer cáncer de mama en algún momento durante su vida.

- 4) **Ciclo menstrual:** Las mujeres que iniciaron tempranamente sus períodos menstruales (antes de los 12 años) o llegaron a la menopausia tarde (después de los 55) tienen un riesgo mayor de cáncer de mama.

Otros factores de riesgo abarcan:

- **Consumo de alcohol:** El consumo de más de 1 o 2 vasos de alcohol al día puede incrementar el riesgo de cáncer de mama.
- **Parto:** Las mujeres que nunca han tenido hijos o que los tuvieron recién después de los 30 años tienen un mayor riesgo de presentar cáncer de mama. Quedar en embarazo más de una vez o a temprana edad reduce el riesgo de padecer este tipo de cáncer.
- **DES:** Las mujeres que tomaron dietilestilbestrol (DES) para evitar abortos pueden tener un mayor riesgo de sufrir cáncer de mama después de los 40 años. Esta droga se le suministraba a las mujeres entre los años 1940 y 1960.
- **Hormonoterapia:** Usted tiene mayor riesgo de cáncer de mama si ha recibido hormonoterapia con estrógenos durante algunos años o más.
- **Obesidad:** Ha estado asociada con el cáncer de mama, aunque este vínculo no se ha comprendido por completo. Los expertos piensan que las mujeres obesas producen más estrógenos, lo cual puede estimular la aparición de este cáncer.
- **Radiación:** Si recibió radioterapia cuando era niño o adulto joven para tratar un cáncer del área del tórax, tiene un riesgo muy alto de padecer cáncer de mama. Cuanto más joven haya sido al iniciar la radiación y más alta la dosis, mayor será

el riesgo. Esto es especialmente cierto si la radioterapia se administró durante el desarrollo de las mamas.

Los implantes mamarios, el uso de antitranspirantes y el uso de sostenes con varillas no aumentan el riesgo de cáncer de mama. Tampoco existe ninguna prueba de un vínculo directo entre el cáncer de mama y los pesticidas (15).

Control del cáncer de mama

La OMS promueve la lucha contra el cáncer de mama en el marco de programas nacionales amplios de control del cáncer que están integrados con las enfermedades no transmisibles y otros problemas relacionados. El control integral del cáncer abarca la prevención, la detección precoz, el diagnóstico y tratamiento, la rehabilitación y los cuidados paliativos.

La sensibilización del público en general sobre el problema del cáncer de mama y los mecanismos de control, así como la promoción de políticas y programas adecuados, son estrategias fundamentales para el control poblacional del cáncer de mama. Muchos países de ingresos bajos y medios afrontan actualmente una doble carga de cáncer mamario y cáncer cervicouterino, que son las principales causas de muerte por cáncer entre las mujeres de más de 30 años. Es preciso que esos países implementen estrategias combinadas que aborden estos dos problemas de salud pública de manera eficaz y eficiente (14).

Prevención

El control de factores de riesgo específicos modificables, así como una prevención integrada eficaz de las enfermedades no transmisibles que promueva los alimentos saludables, la actividad física y el control del consumo de alcohol, el sobrepeso y la obesidad, podrían llegar a tener un efecto de reducción de la incidencia de cáncer de mama a largo plazo.

Detección precoz

Aunque se puede lograr cierta reducción del riesgo mediante medidas de prevención, esas estrategias no pueden eliminar la mayoría de los cánceres de mama que se registran en los países de ingresos bajos y medios. Así pues, la detección precoz con vistas a mejorar el pronóstico y la supervivencia del cáncer de mama sigue siendo la piedra angular del control de este tipo de cáncer (Anderson et al., 2008).

Hay dos métodos de detección precoz:

- el diagnóstico precoz o el conocimiento de los primeros signos y síntomas en la población sintomática, para facilitar el diagnóstico y el tratamiento temprano, y
- el cribado, es decir, la aplicación sistemática de pruebas de tamizaje en una población aparentemente asintomática. Su objetivo es detectar a las personas que presenten anomalías indicativas de cáncer.

Un programa de cribado es una empresa mucho más compleja que un programa de diagnóstico precoz. (OMS, 2007).

Independientemente del método de detección precoz utilizado, dos aspectos esenciales para el éxito de la detección precoz poblacional son una atenta planificación y un programa bien organizado y sostenible que se focalice en el grupo de población adecuado y garantice la coordinación, continuidad y calidad de las intervenciones en todo el continuum asistencial. La selección como objetivo de grupos de edad inadecuados, por ejemplo mujeres jóvenes con bajo riesgo de cáncer de mama, puede traducirse en una disminución del número de cánceres detectados por mujer sometida a cribado, y reducir así la costoeficacia de la medida. Además, esa focalización en las mujeres más jóvenes obligaría a analizar más tumores benignos y provocaría una sobrecarga innecesaria de los servicios de salud, por los recursos diagnósticos adicionales que entrañaría (Yip et al., 2008).

Diagnóstico precoz

El diagnóstico temprano sigue siendo una importante estrategia de detección precoz, particularmente en los países de ingresos bajos y medios, donde la enfermedad se diagnostica en fases avanzadas y los recursos son muy limitados. Algunos datos sugieren que esta estrategia puede dar lugar a un "descenso del estadio TNM" (aumento de la proporción de cánceres de mama detectados en una fase temprana) de la enfermedad, que la haría más vulnerable al tratamiento curativo (Yip et al., 2008).

Mamografías de cribado

La mamografía es el único método de cribado que se ha revelado eficaz. Si su cobertura supera el 70%, esta forma de cribado puede reducir la mortalidad por cáncer de mama en un 20%-30% en las mujeres de más de 50 años en los países de ingresos altos (IARC, 2008). El tamizaje basado en esta técnica es muy complejo y absorbe muchos recursos, y

no se ha hecho ninguna investigación sobre su eficacia en los entornos con recursos escasos.

Autoexploración mamaria

No hay datos acerca del efecto del cribado mediante autoexploración mamaria. Sin embargo, se ha observado que esta práctica empodera a las mujeres, que se responsabilizan así de su propia salud. En consecuencia, se recomienda la autoexploración para fomentar la toma de conciencia entre las mujeres en situación de riesgo, más que como método de cribado (14).

Descubrimiento de los 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 platinocianuro 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. A pesar de las posibles aplicaciones industriales de los rayos X, Röntgen se negó a comercializar o a patentar su descubrimiento. Röntgen pensaba que su descubrimiento pertenecía a la humanidad y que no debía ser motivo de patentes, licencias o contratos. Esto dio lugar a que los primeros tubos de rayos X para usos médicos pudieran ser contruidos rápidamente y a un precio muy accesible.

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 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 (16).

El tubo de rayos X

El tubo de rayos es un componente del equipo de rayos X que rara vez ve el operador del equipo. Se trata de una ampolla de cristal en la que se ha realizado el vacío y que se encuentra en el interior de una carcasa o coraza de protección.

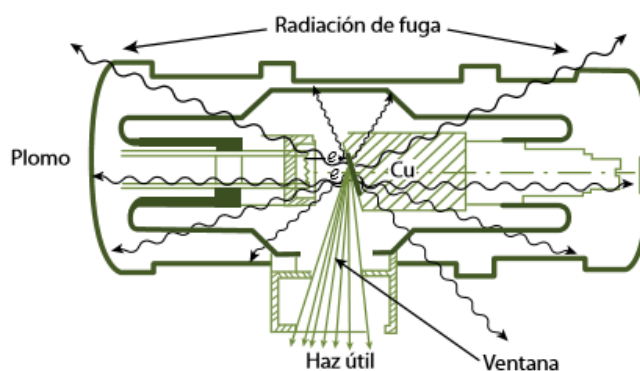


Imagen # 7: Tubo de rayos X

La ampolla es un tubo de vacío electrónico, sus componentes 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 Pirex 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. Si la ampolla tuviera gas en su interior, disminuiría el flujo de electrones hacia el ánodo, se producirían menos rayos X y se generaría más calor en el interior del tubo. En uno de sus laterales, encontramos la ventana, zona de menor grosor por donde emergerá el haz útil. Los primeros tubos de rayos X (modificaciones del tubo de Crookes)

tenían gas en su interior. A los actuales tubos se les realiza el vacío en su interior y son conocidos como tubos de Coolidge.

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 fin de la vida útil 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:

- 1) El cátodo: lado negativo del tubo de rayos X. Tiene dos partes principales:
 - filamento y copa de enfoque.
 - a) El filamento es una espiral de alambre similar al de una bombilla incandescente. Su tamaño es aprox 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.

b) 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. Ciertos tipos de tubos de rayos X, denominados tubos controlados con rejilla están diseñados para conectarse y desconectarse con gran rapidez (para la emisión de escopia pulsada, por ejemplo, o para la adquisición de imágenes de cine en hemodinámica). La rejilla es un conmutador interpuesto entre cátodo y ánodo que hace las veces de copa de enfoque.

2) 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. El ánodo tiene tres funciones:

- a) Ser 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.
- b) Proporcionar soporte mecánico al blanco.
- c) Ser 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.

El elemento de elección para la construcción del ánodo, que no es la porción del blanco, es el cobre porque cumple bien con estas tres funciones. Es posible obtener mayores corrientes de tubo y tiempos de exposición más cortos con un ánodo rotatorio. El tubo de rayos X con ánodo rotatorio permite que el haz electrónico interactúe con un área mucho mayor del blanco y que por tanto el

calentamiento del ánodo no se limite a un punto pequeño, como sucede en el tubo de ánodo estacionario. En los ánodos rotatorios, el área de interacción es cientos de veces mayor que en un ánodo estacionario.

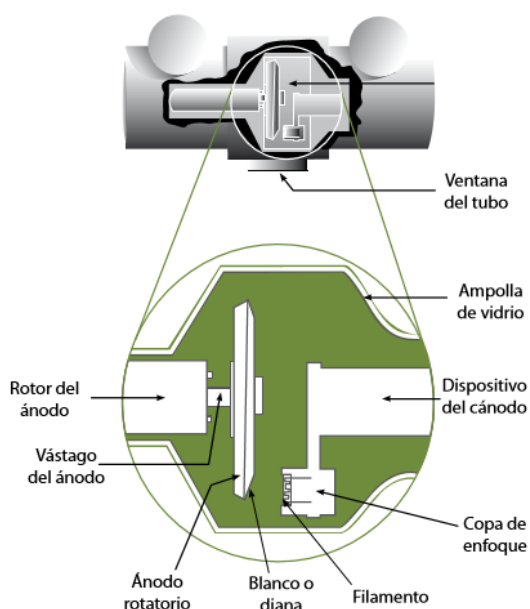


Imagen # 8: Esquema del interior de una ampolla de rayos X

Funcionamiento del tubo de rayos X

Cuando se enciende el equipo de rayos X, una corriente eléctrica baja 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. Esa nube de electrones 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 (16).

Llamamos punto focal al 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 y otro pequeño. La selección la realiza manualmente el técnico que opera en el equipo.

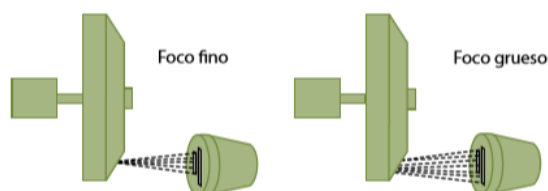


Imagen # 9: Ilustración de un foco fino y foco grueso

Los puntos focales pequeños oscilan entre 0,1 mm y 0,5 mm. Los grandes entre 1,0 mm y 2,0 mm. El punto focal de tamaño pequeño se asocia con un filamento pequeño y el punto focal de tamaño grande con un filamento mayor.

En radiología son necesarios puntos focales pequeños para mejorar la resolución geométrica de las imágenes (Cuanto más pequeño es un foco luminoso, más nítidas son las sombras que proyecta). No obstante, este requerimiento topa con un problema tecnológico importante: no podemos concentrar el calor tan intenso generado por los electrones en un área de tamaño muy reducido porque acortamos la vida útil del tubo. Modificando el ángulo de forma adecuada se puede conseguir que, aún siendo el punto focal suficientemente grande para permitir una adecuada disipación del calor, el tamaño del mismo visto desde el eje del haz útil sea pequeño. Realmente, desde esa perspectiva, lo que se está viendo es solo una proyección del total del punto focal. Pero esa es la “vista” que del mismo tiene el propio receptor de imagen. Por lo tanto, en la imagen conseguiremos un nivel de resolución y nitidez espacial suficiente. El área de esa proyección es el tamaño del foco efectivo y es la que consta en especificaciones de los fabricantes. Los ángulos anódicos de los tubos suelen oscilar entre los 5° y los 15° y los tamaños de punto focales (efectivos) entre 0,1 mm y 2,0 mm. Este truco se usa en ocasiones incluso para generar distintos tamaños focales en un tubo. En mamografía, por ejemplo, algunos fabricantes introducen un segundo tamaño focal en un tubo sin añadir un segundo filamento en el cátodo. Lo hacen insertando un motor que rota el tubo dándole un mayor o menor ángulo anódico y generando tamaños focales efectivos distintos.

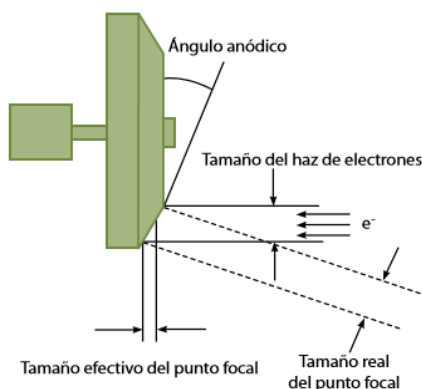


Imagen # 10: Ángulo anódico

El blanco o diana (target) es la zona del ánodo en la que impactan los electrones procedentes del cátodo. En los tubos de ánodo estacionario, el blanco consiste en un metal de aleación de tungsteno embebido en el ánodo de cobre. En los ánodos de tubo rotatorio, todo el disco giratorio es el blanco. En esos casos, el tungsteno suele ir en aleación con renio, lo cual le proporciona más resistencia mecánica para soportar el esfuerzo de la rotación rápida. El tungsteno es el material de elección porque:

- 1) Tiene un alto número atómico, lo cual le confiere mayor eficiencia en la producción de rayos X a la vez que estos son de mayor energía.
- 2) Tiene una alta conductividad térmica, parecida a la del cobre; esto favorece la disipación de la gran cantidad de calor generada al impactar los electrones con el blanco.

- 3) Tiene un punto de fusión alto, lo cual evita que se funda o que se produzcan picaduras o burbujas.

No obstante, otros elementos se están usando como blancos en la fabricación de tubos de rayos X. Molibdeno y rhodio son materiales alternativos en la fabricación de tubos para mamografía.

El efecto talón es una consecuencia del ángulo anódico que, en principio, es perjudicial para la imagen. 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 inhomogéneas. 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.

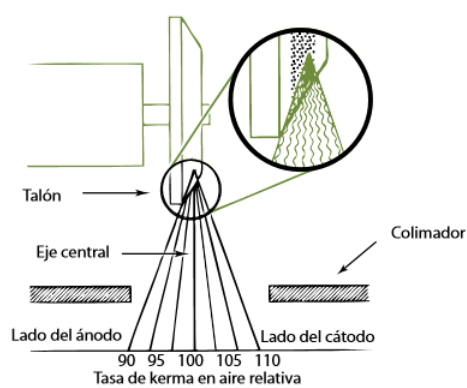


Imagen # 11: Representación esquemática del efecto talón en un ánodo de un tubo de rayos X

Producción de rayos X

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. 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 el caso de la radiación de frenado o "*bremsstrahlung*", los rayos X se producen por el frenado o deflexión de electrones libres que atraviesan un campo eléctrico

intenso. Los rayos gamma, cuyos efectos son similares a los de los rayos X, se producen por transiciones de energía en el interior de núcleos excitados (16).

Equipamiento en mamografía

La mamografía es una imagen de las estructuras internas de la mama, que podemos englobar como un caso límite de una exploración de partes blandas, tejidos con densidades y composiciones similares, de muy baja absorción, y con un contraste intrínseco muy pequeño. Además en la imagen el radiólogo busca pequeñas masas (alta resolución de contraste) y microcalcificaciones (alta resolución espacial). Para que en la

imagen puedan alcanzar a detectarse este tipo de detalles es necesario que el haz de radiación sea de una energía muy inferior a la usual en radiografía general (16).

Tomosíntesis

La tomosíntesis es una técnica diagnóstica que permite disminuir la superposición de los tejidos en la imagen al adquirir secuencialmente vistas consecutivas de la mama con una dosis baja de radiación. En los estudios tomográficos de mama, el tubo de rayos x se mueve realizando un arco que, en función de su amplitud, permite obtener un número variable de proyecciones en diferentes planos y con cortes de grosor de 1mm. Los datos obtenidos son posteriormente reconstruidos y con ello, se obtienen imágenes consecutivas de la mama que posibilitan una mejor detección y caracterización de lesiones mamarias.

Capítulo III

Marco metodológico:

Para la obtención de la estimación de la dosis que suministra el mamógrafo versus el equipo de tomosíntesis se utilizó Mamógrafo Hologic Selenia Dimensions, con tensión de tubo en el rango de 20 hasta 49 kV con incrementos de 1kV, y carga en el tubo en el rango de 3 hasta 500mAs, ánodo rotatorio de Tungsteno (W), filtro de Rodio (Rh), Plata (Ag) y Aluminio (Al). Cámara de Transmisión KermaX plus SDP. Marca: iba Dosimetry, Modelo: 120-131- HS, Serial: 01A04314. Display KermaX plus SDP. Marca: iba Dosimetry, Modelo: 120-210, Serial: 01E004401. Maniquí para Mamografía ACR con insertos de 45mm de espesor, Cinta métrica, Termómetro, Barómetro, Cinta Adhesiva.

Se posicionó la cámara de transmisión en el cabezal del equipo de mamografía, justo a la salida del haz, de modo que la cámara quedaba a una DFCAM=13,5cm, con respecto al punto focal del tubo de rayos x. Se colocó el maniquí ACR en la zona de detección del equipo de mamografía. Se aplicó compresión hasta 8,02 kg. Se realizó estudio de MC y TS en proyección CC y MLO. Se utilizó el mamógrafo en Modo Manual.

Se mantuvieron fijos los siguientes parámetros:

- ❖ Tamaño de campo
- ❖ DFCAM
- ❖ Masa de compresión de maniquí
- ❖ Modo manual

Tabla # 1: Parámetros colocados en el Equipo de Mamografía

Tipo de estudio	Proyección del estudio	Tamaño de mama	Tamaño de Campo (cm)	Paleta utilizada (cm)	kV	mAs	Combinación Ánodo/Filtro
MC	CC	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Ag
MC	MLO	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Ag
MC	CC	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Rh
MC	MLO	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Rh
MC	CC	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Ag
MC	MLO	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Ag
MC	CC	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Rh
MC	MLO	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Rh
MC	CC	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Ag
MC	MLO	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Ag
MC	CC	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Rh
MC	MLO	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Rh

Tabla # 2: Parámetros colocados en el equipo de Mamografía para la modalidad Tomosíntesis

Tipo de estudio	Proyección del estudio	Tamaño de mama	Tamaño de Campo (cm)	Paleta utilizada (cm)	kV	mAs	Combinación Ánodo/Filtro
TS	CC	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Al
TS	MLO	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Al
TS	CC	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Al
TS	MLO	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Al
TS	CC	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Al
TS	MLO	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Al

Se realizaron ocho (8) disparos para cada proyección en MC. Se realizaron cuatro (4) disparos con combinación ánodo/filtro de W/Rh y cuatro (4) con W/Ag. Se realizaron seis (6) disparos para cada proyección en TS. Siendo la única combinación ánodo/filtro disponible, la de W/Al.

Se hizo uso de la ecuación:

$$KASE = \frac{R(mGy.m^2/mAs).C(mAs)}{DFPa^2(m^2)}$$

donde R es el rendimiento a 1 metro correspondiente a la combinación ánodo-filtro utilizada, C la carga aplicada y DFPa la distancia desde el foco a la entrada de la mama.

Capítulo IV

Control de Calidad del Mamógrafo

Datos del Equipo:

Fabricante: Hologic

Modelo: Selenia Dimensions

Sala: Mamografía

Serial: 15031-Y4



Imagen # 12: Imagen referencial del equipo de Mamografía

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:

- Se ha usado el maniquí de acreditación del ACR-MAP. Este maniquí equivale aproximadamente a una mama de 45 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 #13).

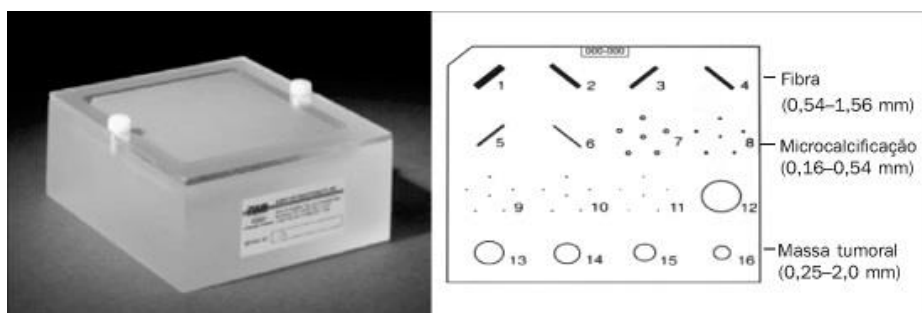


Imagen # 13: Imagen referencial del Maniquí con insertos utilizado

- 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 el chasis obteniendo lo siguiente ver imagen #14.



Imagen # 14: Montaje Experimental utilizado e imagen obtenida a partir de la irradiación del maniquí

Resultados y Conclusiones:

a. Puntuación para las fibras:

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

b. 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

c. Puntuación para las masas:

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

Tabla # 3: Resultados obtenidos de la prueba de calidad de imagen (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	1	1	1	1	0,5	0,5	1	1	1	0,5	0,5	1	1	1	1	0,5
Puntuación Total	5						4					4,5				
Tolerancia Total	4						3					3				

Análisis:

Respecto a la calidad de imagen del equipo de mamografía se puede decir que está dentro de los niveles de tolerancia. Esta prueba es muy relevante debido a que evidencia la calidad de imagen que emite el equipo, y por ende esto repercutirá en el diagnóstico del estudio.

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 con una cinta métrica.

Tabla # 4: Resultados de la prueba de distancia de compresión

	Valor nominal (mm)	Valor Medido (mm)	Tolerancia (mm)	Conforme
Phantom	45,00	45,00	≤ 5	Si

Análisis de Resultados:

En cuanto a la compresión de la mama, se utilizó un objeto de prueba de 45 *mm* de espesor. Al comprimirlo, el equipo arrojó un valor de 45 *mm*, la tolerancia para mencionada evaluación es de: ≤ 5 *mm*. Luego de haber realizado evaluación de Exactitud del espesor medido al Sistema de Compresión del Mamógrafo, se puede concluir que el equipo se encuentra en correspondencia.

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 de 44 *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 #5 y #6.

Tabla # 5: Repetibilidad y Exactitud del Voltaje y Tiempo de Exposición. kV mínimo: 20 kV, kV máximo: 49 kV. DFD= 44 cm

VALOR NOMINAL		VALORES MEDIDOS				
<i>kV</i>	Carga (mAs)	<i>kV</i> <i>medio</i>	<i>kVp</i> <i>máx.</i>	PPV (kV)	Dosis (mGy)	Tiempo (ms)
20	10	22,80	27,00	19,40	0,03	496,00
22	10	23,10	26,10	22,70	0,14	16,70
24	10	24,60	29,30	20,40	0,25	495,60
26	10	23,70	27,80	19,70	0,26	496,40
28	10	25,00	27,40	19,80	0,31	496,20
28	10	22,50	25,10	18,30	0,32	495,60
30	10	24,80	24,80	17,40	0,37	492,50

Tabla # 6: Resultados para 28 kV en Repetibilidad, Exactitud del Voltaje y Tiempo de Exposición

	Valores Calculados (%)	Tolerancia (%)	Conforme
Repetibilidad del Voltaje	2,08	≤ 10	Si
Exactitud del Voltaje	17,86	± 20	Si
Repetibilidad del Tiempo de Exposición	0,03	≤ 10	Si
Exactitud del Tiempo de Exposición	0,76	± 10	Si

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:

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

Análisis de Resultados:

El equipo se encuentra en conformidad con relación a la Exactitud y Repetibilidad para el voltaje y el tiempo de exposición, quedando demostrada la respuesta lineal que exige el equipo al realizar estudios.

PRUEBA #4: Capa Semi-Reductora

Metodología:

- Se colocó el Detector de Radiación dentro del Campo de Exposición a una distancia *DFD* de 44 cm garantizando que el cabezal del equipo este completamente nivelado.
- Se realizaron Medidas para los Valores de HVL. Los resultados se representan los datos en la tabla #7.

Tabla # 7: Resultados de la prueba de Capa Semi-Reductora (HVL)

kVp	Combinación Ánodo - Filtro	Valores Medidos (mm)	Mínimo kVp/100 + $0,03 \leq X^{1-2}$	Máximo $X \leq \text{kVp}/100 +$ $0,02 + C^{1-2}$	Conforme
20	W-Rh	0,55	0,23	0,52	Si
22	W-Rh	0,45	0,25	0,54	Si
24	W-Rh	0,51	0,27	0,56	Si
26	W-Rh	0,52	0,29	0,58	Si
28	W-Rh	0,54	0,31	0,6	Si
30	W-Rh	0,56	0,33	0,62	Si

¹ 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.

² 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).

Análisis de Resultados:

El intervalo de valores indicado en la tolerancia tiene carácter orientativo². Desde el punto de vista de Calidad del Haz (HVL) el equipo muestra valores que están cercanos a los valores mínimos de tolerancia establecidos en el ARCAL XLIX, punto 4.6.5 y en el Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico, Tabla III.1 Parámetros de los equipos de mamografía analógicos (ver tabla #7).

La filtración produce por una parte un endurecimiento del haz, es decir un aumento de la energía media del mismo al eliminar o disminuir los fotones de baja energía. Este endurecimiento da lugar a disminuciones apreciables en la dosis en piel del paciente, ya que esos fotones no intervienen en la formación de la imagen, pero incrementan la dosis en piel. Sin embargo al filtrar el haz se produce también un efecto no deseado: la atenuación (aunque en menor proporción) de los fotones de altas energías del espectro. Ello quiere decir que si se filtra en exceso el haz de radiación, será necesario incrementar el número de fotones que salen del tubo, y dicho incremento será a costa de un mayor calentamiento del mismo, que en determinadas circunstancias puede no ser aceptable para su potencia y vida media.

Debido a que los filtros atenúan de manera distinta los fotones de baja energía y los de alta energía, es fácil deducir que el mero conocimiento de la tensión o kilovoltaje y la carga de disparo (mAs o producto de la intensidad de corriente y tiempo de exposición)

no resulta suficiente para conocer la calidad del haz, es decir, su capacidad de penetración en la materia. Por este motivo se define el concepto de capa hemirreductora.

La capa hemirreductora de un haz de rayos X (HVL) es el espesor de un determinado material absorbente que habría que interponer en el haz para reducir la exposición a la mitad. Como el aluminio es el material empleado habitualmente como filtro para el rango de energías utilizado en radiodiagnóstico, es normal dar el valor de la HVL de un haz de rayos X en milímetros de aluminio.

Cabe destacar que este parámetro es el que caracteriza el equipo de Mamografía respecto a la Calidad del Haz, y al obtener los valores de HVL cercanos a la tolerancia con los valores de referencia significa que atenúa, en una proporción, la zona de altas energías del espectro. Esta filtración del haz estando en tolerancia, garantiza un estudio óptimo con una buena Calidad de Imagen y una menor dosis al paciente.

Prueba #5: Linealidad de la Tasa de KERMA

Metodología:

- Se ajustó el equipo de Mamografía para varias tensiones, se varió la corriente y se realizaron las lecturas mostradas en las siguientes tablas:

Tabla # 8: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 20 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	%	
20,00	10,00	0,03	0,03	0,03	0,03	1,00	1,00	0,03	0,00	0,49	
	20,00	0,16	0,16	0,16	0,16	1,00	1,00	0,16	0,01		
	40,00	0,31	0,31	0,31	0,31	1,00	1,00	0,31	0,01		

Tabla # 9: Resultados de la Prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire para 20 kV

	Valor	Tolerancia	Conforme
	Calculado (%)	%	
Linealidad en la Tasa de KERMA	0,49	≤ 20	Si

Tabla # 10: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 26 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	%	
26,00	5,00	0,13	0,13	0,13	0,13	1,00	1,00	0,13	0,03	1,19	
	10,00	0,25	0,25	0,26	0,25	1,00	1,00	0,25	0,03		
	20,00	0,50	0,50	0,50	0,50	1,00	1,00	0,50	0,02		

Tabla # 11: Resultados de la prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 26 kV

	Valor	Tolerancia	Conforme
	Calculado (%)	%	
Linealidad en la Tasa de KERMA	1,19	≤ 20	Si

Tabla # 12: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 28 kV

		Dosis									
<i>Voltaje</i>	<i>Carga</i>	<i>Lec. #1</i>	<i>Lec. #2</i>	<i>Lec. #3</i>	χ	$F_{T,P}$	F_{cal}	χ	$\chi_{corr}/$	<i>Linealidad</i>	
<i>(kVn)</i>	<i>(mAs)</i>	<i>mGy</i>	<i>mGy</i>	<i>mGy</i>					<i>Carga</i>	<i>%</i>	
28,00	5,00	0,16	0,16	0,16	0,16	1,00	1,00	0,16	0,03	1,94	
	10,00	0,31	0,32	0,32	0,32	1,00	1,00	0,32	0,03		
	20,00	0,65	0,65	0,66	0,66	1,00	1,00	0,66	0,03		

Tabla # 13: Resultados d la prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 28 kV

	Valor	Tolerancia	Conforme
	Calculado (%)	%	
Linealidad en la Tasa de KERMA	1,94	≤ 20	Si

Tabla # 14: Evaluación de la Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 30 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	%	
30,00	5,00	0,18	0,18	0,18	0,18	1,00	1,00	0,18	0,04	0,34	
	10,00	0,37	0,37	0,37	0,37	1,00	1,00	0,37	0,04		
	20,00	0,65	0,65	0,66	0,66	1,00	1,00	0,66	0,03		

Tabla # 15: Resultados de la prueba de Linealidad en la tasa de KERMA en aire, para 30 kV

	Valor	Tolerancia	Conforme
	Calculado (%)	%	
Linealidad en la Tasa de KERMA	0,34	≤ 20	Si

Para el cálculo de la Linealidad se tomaron las lecturas corregidas máximas y mínimas resultantes de la división del promedio de las lecturas entre el mAs (χ /Carga), posteriormente se utilizó la siguiente ecuación:

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

Análisis de Resultados:

Conforme al valor porcentual obtenido para la Linealidad en la Tabla #9 a la Tabla #14, se puede concluir que existe un aumento proporcional de la Dosis (μGy) conforme aumenta la Carga (mAs), ya que al aumentar la carga se liberan mayor número de electrones del filamento y con ello se produce un incremento proporcional en la formación de rayos x y por lo tanto en la cantidad de energía que será absorbida por el paciente (denominada dosis). Debido a esto se espera un incremento en la dosis que sea proporcional y de comportamiento lineal ascendente conforme aumenta la carga, con lo cual al observar una linealidad de 0,49 % para 20 kV, 1,19% para 26 kV, 1,94 para 28 kV y 0,34% para 30 kV, en esta relación carga-dosis, se concluye que el filamento a través del cual hacemos pasar la corriente para producir el efecto termoiónico de liberación de electrones, se encuentra operativo y en estado óptimo.

PRUEBA #6: Rendimiento del Tubo de Rayos X

Metodología:

- Se colocó el Detector de Radiación dentro del Campo de Exposición a una distancia DFD de 44 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 #16.

Tabla # 16: Evaluación del Rendimiento del Tubo de Rayos X para 10 mAs

kV	mAs	Dosis corregida		$F_{T,P}$	F_{con}	F_{cal}	$L_{corregida}$	mGy/mAs
		Dosis (mGy)	por distancia					
20	10	0,03	0,0001	1,00	1,00	1,00	0,0001	1,39E-05
22	10	0,14	0,0006	1,00	1,00	1,00	0,0006	6,05E-05
24	10	0,25	0,0011	1,00	1,00	1,00	0,0011	1,12E-04
26	10	0,26	0,0011	1,00	1,00	1,00	0,0011	1,13E-04
28	10	0,31	0,0014	1,00	1,00	1,00	0,0014	1,38E-04
28	10	0,32	0,0014	1,00	1,00	1,00	0,0014	1,40E-04
30	10	0,37	0,0016	1,00	1,00	1,00	0,0016	1,62E-04



Imagen # 15: Gráfica del Rendimiento del Tubo de Rayos X del equipo de Mamografía

Análisis de Resultados:

Conforme a la gráfica de Rendimiento obtenida, se puede concluir que el tubo de Rayos X mantiene un comportamiento tal que, al aumentar la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo, aumenta la Dosis, el cuál es el comportamiento esperado, ya que un incremento en el voltaje generado para acelerar los electrones del filamento hasta el blanco, genera una mayor energía de los electrones incidentes y por consecuencia una mayor energía de los rayos X de salida y un leve incremento del número de rayos x producidos, debido al aumento en la probabilidad de interacción con otros átomos del material del blanco.

A partir de estas gráficas se podría estimar la dosis aproximada durante un estudio utilizando una técnica de 10 *mAs*, un rango de *kV* comprendido entre 20 y 49 *kV* a una distancia fuente superficie de 44 *cm*.

Datos colectados y resultados:

Modo Manual, DFD=68cm, DFCAM=13,5cm, tamaño de campo=18x29 (tanto para TS como para MC y tanto para CC como para MLO), Paleta utilizada=24x30 (para el caso de mamas grandes y medianas), para el caso de mama pequeña, la paleta utilizada fue 18x24.

Tabla # 17: Resultados del KERMA área obtenido para la modalidad Mamografía Convencional

Tipo de estudio	Proyección del estudio	Tamaño de mama	Tamaño de Campo (cm)	Paleta utilizada (cm)	kV	mAs	Combinación Ánodo/Filtro	KERMA área ($\mu\text{Gy}/\text{m}^2$)
MC	CC	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Ag	91,94
MC	MLO	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Ag	92,12
MC	CC	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Rh	73,09
MC	MLO	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Rh	73,23
MC	CC	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Ag	74,32
MC	MLO	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Ag	73,99
MC	CC	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Rh	56,19
MC	MLO	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Rh	56,12
MC	CC	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Ag	48,27
MC	MLO	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Ag	49,36
MC	CC	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Rh	39
MC	MLO	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Rh	39,24

Tabla # 18: Resultados del KERMA área obtenido para la modalidad Tomosíntesis

Tipo de estudio	Proyección del estudio	Tamaño de mama	Tamaño de Campo (cm)	Paleta utilizada (cm)	kV	mA	Combinación Ánodo/Filtro	KERMA área ($\mu\text{Gy}/\text{m}^2$)
TS	CC	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Al	163,70
TS	MLO	Grande	18X29	24x30	25	90	W/Al	163,99
TS	CC	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Al	154,48
TS	MLO	Mediana	18X29	24x30	27	75	W/Al	154,42
TS	CC	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Al	104,66
TS	MLO	Pequeña	18X29	18X24	25	66	W/Al	104,88

Conclusiones:

Con base al estudio realizado en el presente trabajo, puede claramente apreciarse como a partir del Kerma Incidente en Aire sin retrodispersión es posible calcular la Dosis Glandular Promedio, sin embargo, es importante poseer los valores de HVL para todos los valores del espectro de kV que posee el equipo y para cada combinación ánodo/filtro. En el caso particular del mamógrafo utilizado (Hologic Lorad Selenia Dimensions), se trabajó con las combinaciones ánodo/filtro que se plantean a continuación: W/Al, W/Ag y W/Rh. Sin embargo solo se conoce el valor de la constante C que depende de la combinación ánodo/filtro, para la combinación: W/Rh; la cual es de $C=0,30$. No así para W/Al, W/Ag. Al igual que el factor s el cual depende de la combinación ánodo/filtro, solo se conoce para W/Rh.

El producto Kerma Área; es una cantidad utilizada para evaluar el riesgo de radiación a partir de los exámenes diagnósticos de rayos X y los procedimientos de intervención. Se define como la dosis absorbida multiplicada por el área irradiada. Los fabricantes de medidores de producto Kerma Área usualmente los calibran en términos de dosis absorbida al área. Lo cual refleja no solo la dosis dentro del campo de radiación sino también el área de tejido irradiado. Por lo tanto, puede ser un mejor indicador del riesgo general de inducir cáncer que la dosis dentro del campo. También tiene las ventajas de ser fácilmente medido, con la instalación permanente de un medidor, en el conjunto de rayos X. Debido a la divergencia de un haz emitido desde una "fuente puntual", el área irradiada (A) aumenta con el cuadrado de distancia de la fuente ($A \propto d^2$), mientras que la intensidad de la radiación (I) disminuye de acuerdo con el cuadrado

inverso de distancia ($I \propto 1 / d^2$). En consecuencia, el producto de intensidad y área, y por lo tanto producto Kerma Área, es independiente de la distancia desde la fuente. Motivo por el cual, la cámara de transmisión utilizada, para la medición del Kerma, se colocó a la salida del haz de fotones, en el cabezal del mamógrafo.

En el presente trabajo, se evaluó la dosis de radiación modificando los parámetros técnicos del equipo (kV, mAs) y simulando las diversas densidades del parénquima mamario en la elección de la combinación ánodo/filtro.

Para el caso de la MC tenemos combinaciones ánodo/filtro W/Ag y W/Rh. Para W/Ag, en los diversos tamaños de mama (grande, mediana y pequeña), se obtuvo valores siempre más elevados en comparación con la combinación W/Rh. Por lo cual se concluye que para mamas densas indistintamente del tamaño, se coloque la combinación ánodo/filtro W/Ag y para mamas menos densas utilizar la combinación ánodo/filtro W/Rh. Y así poder disminuir la dosis suministrada a la mama del paciente.

El equipo de mamografía utilizado, en la modalidad TS solo posee la combinación ánodo/filtro W/Al. Combinación que no se posee para MC, motivo por el cual no se pudo realizar estudio comparativo entre las mismas combinaciones ánodo/filtro en MC y TS. Sin embargo, conforme a los valores obtenidos para Tomosíntesis y Mamografía Convencional, se puede determinar el porcentaje adicional de dosis suministrada a la mama por hacer uso de Tomosíntesis en lugar de utilizar Mamografía Convencional.

Tabla # 19: Porcentaje KERMA área incidente en la superficie de la mama con la Modalidad Tomosíntesis, como reemplazo de la Mamografía Convencional

Tamaño de la mama	TS (A/F) vs MC (A/F)	Porcenta KERMA área incidente en la superficie de la mama con TS, como reemplazo de la MC
Grande	W/Al vs W/Ag	51,57%
Grande	W/Al vs W/Rh	82,24%
Mediana	W/Al vs W/Ag	64,47%
Mediana	W/Al vs W/Rh	96,62%
Pequeña	W/Al vs W/Ag	31,31%
Pequeña	W/Al vs W/Rh	43,1%

Teniendo como base los resultados obtenidos a partir del estudio de Mamografía Convencional (MC) versus Tomosíntesis (TS), se puede discriminar claramente un aumento en la Dosis de Radiación que se suministra al parénquima mamario mediante la TS, en comparación con la dosis de radiación entregada con MC; motivo por el cual es importante destacar que el estudio de TS, debe ser un estudio complementario al estudio de MC, ya que el mismo entrega energías aceptables para el diagnóstico y menores que las que son suministradas por la TS.

Conforme a la densidad del parénquima mamario de cada paciente, se debe realizar ajustes en la técnica a utilizar, con la finalidad de suministrar al tejido la menor dosis de radiación posible. Cumpliendo con el principio de optimización ALARA. De igual

manera, considerando se tomará en cuenta la densidad de la mama para la elección más adecuada de ánodo/filtro, esto con la finalidad de obtener a la salida del cabezal del mamógrafo, exactamente la dosis mínima suficiente para la generación de una imagen de calidad diagnóstica.

Bibliografía:

1. U.S. Food and Drug Administration. Selenia Dimensions 3D System - P080003, Approval Letter [internet]. 2011 [citado 2014 ene. 28]. Disponible en: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf8/p080003a.pdf
2. Tomosíntesis: La nueva era de la Mamografía. Gloria Palazuelos, Stephanie Trujillo, Javier Romero. Disponible en: http://webcir.org/revistavirtual/articulos/septiembre14/colombia/col_esp.pdf
3. Park JM, Franken EA Jr, Garg M, et al. Breast tomosynthesis: present considerations and future applications. Radiographics. 2007;27:S231-40.
4. Niklason LT, Christian BT, Niklason LE, et al. Digital tomosynthesis in breast imaging. Radiology. 1997;205:399-406.
5. Parry et al., 1999) Parry RA, Glaze SA, Archer BR. Typical Patient Radiation Doses in Diagnostic Radiology. RadioGraphics 1999; 19 (5), 1289-1301.

6. Control de Calidad en Mamografía IAEA-TECDOC-1517.
7. Clinical Digital Breast Tomosynthesis System: Dosimetric Characterization. Steve Si Jia Feng, BS and Ioannis Sechopoulos, PhD. Breast Imaging Radiology: Volume 263: Number 1—April 2012. radiology.rsna.org.
8. Estimación de dosis en radiografía de mama. M.A. Rivas Ballarín, P. Ruiz Manzano, M. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián, J.A. Font Gómez y P. Ortega Pardina. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”. Zaragoza. Revista de Física Médica 2003; 4(2): 95-100. Disponible en: <https://hkbi2.files.wordpress.com/2016/03/304686319-2003-2-4-fia-mama.pdf>.
9. Tomosíntesis de mama: una nueva herramienta en el diagnóstico del cáncer de mama. P. Martínez Miravete y J. Etxano del Área de Patología de Mama, Centro Médico Ginecológico, Zaragoza, Aragón, España y el Departamento de Radiología, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona, Navarra, España, respectivamente, publicado en la revista argentina de radiología 2015; 57 (1): 3-8.
10. Review of radiation dose estimates in digital breast tomosynthesis relative to those in two-view full-field digital mammography. T.M. Svahn, N. Houssami, I. Sechopoulos, and S.

Mattssone. School of Public Health, Sydney Medical School, University of Sydney, Sydney 2006, NSW, Australia. 2016 October 14.

11. Anatomía y Fisiología de la Glandula Mamaria realizado por M. Pairazamán Tello.
Disponible en:
http://www.academia.edu/7690656/ANATOMIA_Y_FISIOLOGIA_DE_LA_GLANDULA_MARIA.
12. Cáncer de seno (mama) masculino: Tratamiento (PDQ®). Instituto Nacional del Cáncer.
Información general sobre el cáncer de mama masculino. Puntos importantes. Disponible en: www.cancer.gov/espanol/tipos/seno/.../tratamiento-seno-masculino-pdq.
13. Instituto Nacional del Cáncer (de los Institutos Nacionales de Salud de los EEUU).
Conjunto de enfermedades relacionadas Disponible en:
<http://www.cancer.gov/espanol/cancer/que-es>.
14. Organización Mundial de la Salud. Cáncer de mama: prevención y control. Disponible en:
<http://www.who.int/cancer/detection/breastcancer/es/>.

15. Enciclopedia de la Salud: MedlinePlus. Cáncer de mama. Disponible en:
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000913.htm>.
16. Sociedad Española de Física Médica. Fundamentos de Física Médica. Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. Editor de la colección: Antonio Brosed Serreta. Editor del volumen: Pedro Ruiz Manzano.
17. 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.
18. Comisión Venezolana de Normas Industriales (COVENIN 218-1:2000), Protección contra las Radiaciones Ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en Medicina. Caracas, 2000.
19. SEFM, SEPR y SERAM, Equipos de mamografía. En: Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Revisión 2011. Cap. 3. Madrid: Senda Editorial, S.A. 2012.