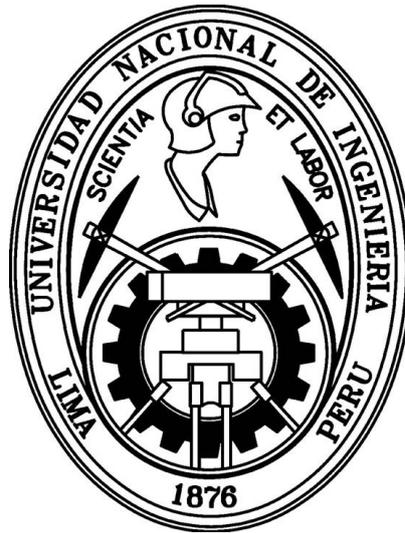


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE CIENCIAS

UNIDAD DE POSGRADO



**“REDUCCIÓN DE LA DOSIS COLECTIVA IMPARTIDA EN
EXÁMENES DE MAMOGRAFÍA MEDIANTE EL
CRITERIO DE LA IMAGEN RECHAZADA”**

TESIS

PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS
CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTADA POR

LUIS ATILIO DEFILIPPI SHINZATO

Asesor

Dr. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALETA

LIMA – PERÚ

2016

DEDICATORIA

A Dios, quien supo guiarme por el buen camino, darme fuerzas para seguir adelante y no desmayar en los problemas que se presentaban, enseñándome a encarar las adversidades sin perder nunca la fe ni desfallecer en el intento.

Con todo mi cariño y amor a todas aquellas personas, mi familia y mis amigos, quienes siempre estuvieron conmigo para brindarme su cariño y apoyo incondicional, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba y ahora me toca regresar un poquito de todo lo inmenso que me han dado.

Con todo mi cariño esta Tesis se la dedico a ustedes.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi vida, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo de felicidad.

A mi padre Víctor, que siempre estuviste a mi lado, gracias por tus consejos, gracias a tu sabiduría que influyó en mí la madurez para lograr todos los objetivos en mi vida, es para ti esta Tesis en agradecimiento por todo tu amor. Gracias por haber creído en mí hasta el último momento, siempre estarás en mi corazón.

A Betty, por ser parte importante de mi vida, gracias por tu paciencia y amor incondicional, preferiste sacrificar tu tiempo para que yo pudiera cumplir con el mío. Por tu bondad y sacrificio me inspiraste a ser el mejor, ahora puedo decir que esta Tesis lleva mucho de ti, gracias por estar siempre a mi lado.

A mis dos tesoros, Diego y Sabrina, por llenar mi vida de alegría y amor.

A mi hermana Mili por ser parte de mi vida, por su cariño, paciencia y ser un ejemplo de desarrollo profesional a seguir y por todo el apoyo que me ha brindado.

A Alex, por sus consejos y asesoría para la culminación de este trabajo de tesis.

A mi asesor, Dr. Modesto Montoya Zavaleta, por ser mi modelo a seguir, gracias por su apoyo y confianza depositada en mí.

Al Sr. Víctor Quinde, por su cariño y apoyo incondicional en la culminación de este trabajo de Tesis.

A todas y cada una de las personas que de una u otra manera colaboraron para la realización de este trabajo de Tesis.

A ustedes por siempre mi corazón y mi agradecimiento.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Dedicatoria	ii
Agradecimientos	iii
Índice de contenidos	iv
Resumen	viii
Abstract	ix
INTRODUCCIÓN	1
Fundamentos	2
Objetivos	7
Metodología	7
Importancia y trascendencia	9
Matriz de consistencia	11
CAPÍTULO 1: LOS RAYOS X	12
1.1 Definición	12
1.2 Producción de rayos X	13
1.3 Espectros de rayos X	14
1.3.1 Espectro continuo	14
1.3.2 Espectro discreto	14
1.4 Interacción de los rayos X con la materia	15
1.5 Mecanismos de la interacción de la radiación con la materia	16
1.5.1 Efecto fotoeléctrico	16
1.5.2 Dispersión Compton	17
1.5.3 Producción de pares	17
CAPÍTULO 2: EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES	19
2.1 La célula, composición, funciones y ciclo biológico	20
2.2 Efectos directo e indirecto de las radiaciones ionizantes	24
2.4 Efectos deterministas y estocástico de las radiaciones ionizantes	27

CAPÍTULO 3: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	31
3.1 Definición	31
3.2 Objetivos	31
3.3 Premisas	31
3.3.1 Justificación	31
3.3.2 Optimización	32
3.3.3 Límite de dosis	32
3.4 Dosis de radiación	32
3.5 Magnitudes y unidades radiológicas	33
3.5.1 Exposición	33
3.5.2 Dosis absorbida	33
3.5.3 Equivalente de dosis	34
3.5.4 Equivalente de dosis efectivo	34
3.5.5 Dosis colectiva	35
CAPÍTULO 4: CALIDAD DE LA IMAGEN RADIOGRÁFICA	36
4.1 Parámetros de la calidad de la imagen radiográfica	36
4.1.1 Contraste	36
4.1.2 Borrosidad de la imagen	37
4.1.3 Ruido radiográfico	37
4.1.4 Moteado radiográfico	38
4.1.4.1 Moteado estructural	38
4.1.4.2 Moteado cuántico	38
4.1.4.3 Granularidad de la película	39
4.1.5 Artefactos	39
4.2 Imagen rechazada	39
4.3 Tasa de rechazo de películas	39
4.4 Condiciones para visualizar radiografías	40
CAPÍTULO 5: LA CADENA DE GENERACIÓN DE IMAGEN	42
5.1 Definición	42
5.2 El cuarto oscuro	42
5.2.1 Parte seca	44
5.2.2 Parte húmeda	44

5.2.3	Iluminación	45
5.3	El Mamógrafo	46
5.3.1	Generador	46
5.3.2	Corriente de tubo	47
5.3.3	Tubo de rayos	48
5.3.4	Filtración	48
5.3.5	Colimación	49
5.3.6	Compresión	49
5.3.7	Parrilla antidifusora	50
5.3.8	Exposimetría automática	50
5.3.9	Imagen radiográfica	51
5.4	El procesador de películas	53
5.4.1	El procesado de películas	53
5.5	El negatoscopio	59
5.4.1	Temperatura de color de los tubos	60
5.4.2	Homogeneidad de la luz	60
5.4.3	Potencia luminosa	60
5.6	El receptor de imagen	60
5.5.1	La película radiográfica	62
5.5.2	La pantalla Intensificadora	62
5.5.3	El chasis	65
 CAPITULO 6: CONTROL DE CALIDAD DE UN SERVICIO DE MAMOGRAFÍA		69
6.1	Definición	69
6.2	Pruebas que comprende un programa de garantía de calidad en mamografía	72
 CAPITULO 7: NUEVA CLASIFICACIÓN DE FALLAS EN UNA CADENA DE FORMACIÓN DE IMAGEN Y NUEVO PROCEDIMIENTO DE ELABORACIÓN DE LA TASA DE IMÁGENES RECHAZADAS (PLANTEADA Y EJECUTADA POR EL TESISISTA)		74
 CAPITULO 8: ANALISIS DE DATOS Y RESULTADOS		77
8.1	Tasa de rechazo de imágenes	77

8.2	Dosis colectiva impartida	92
8.3	Condiciones iniciales, tratamiento y condiciones finales de la cadena de formación de imagen	99
8.4	Otros resultados relevantes	106
CAPITULO 9: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		107
9.1	Conclusiones	107
9.2	Recomendaciones	107
BIBLIOGRAFIA		109
ANEXO		112
	Referencias de figuras	112

RESUMEN

Desde fines del siglo XX, el cáncer de mama se ha convertido en una de las enfermedades más frecuentes en las mujeres a partir de los 40 años de edad, situándose como la quinta causa de muerte por cáncer a nivel mundial, con una probabilidad de 1 a 8 de que se le diagnostique dicho cáncer y de 1 a 34 de morir por esta causa, según lo indica el Breast Cancer Incidence and Mortality Worldwide of International Agency for Research of Cancer 2010.

La mamografía es el método utilizado para detectar el cáncer de mama, permitiendo su tratamiento y curación de la paciente. Este método utiliza radiación ionizante (rayos X) que tiene asociado un riesgo radiológico relacionado con la dosis depositada en el tejido de la mama. Sólo una imagen mamográfica de buena calidad permite el diagnóstico correcto, evitando diagnósticos incorrectos o repetición de exposiciones a los rayos X que repercuten en la salud de la paciente.

El presente trabajo aplica el parámetro de la tasa de rechazo de imágenes en mamografía para determinar la calidad de las mismas en el servicio de mamografía del Instituto Nacional de enfermedades Neoplásicas (INEN) y utiliza este parámetro como indicador para la mejora del Sistema de Generación de Imágenes, reduciendo el número de imágenes repetidas y, por consiguiente, la dosis colectiva impartida a los pacientes.

En el presente trabajo de tesis de investigación, se plantea y ejecuta una nueva categorización para las imágenes rechazadas, permitiendo ubicar la falla en el precitado Sistema de una forma más sencilla y rápida, mejorándose el servicio de mamografía del Instituto Nacional de enfermedades Neoplásicas (INEN) en sus ambientes, equipos, personal, etc., dando como logro total la reducción de la dosis colectiva en 16,2 % y la tasa de rechazo de imágenes en un 14 %, ubicándolas por debajo del nivel de tolerancia indicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

ABSTRACT

Since the late twentieth century, breast cancer has become one of the most common diseases in women from 40 years of age, making it the fifth leading cause of cancer death worldwide, with a probability of 1 - 8 that the cancer is diagnosed and 1-34 to die for this cause, as indicated by the Breast Cancer Incidence and Mortality Worldwide of International Agency for Research on Cancer 2010.

Mammography is the method used to detect breast cancer, allowing treatment and cure of the patient. This method uses ionizing radiation (X-rays) that has an associated radiological risk associated with the deposited in the breast tissue dose. Only one mammographic image quality allows the correct diagnosis and avoid misdiagnosis or repeated exposures to X-rays that affect the health of the patient.

This paper applies the parameter of the rejection rate imaging in mammography to determine the quality of them in the mammography service of the National Institute of Neoplastic Diseases (NIND) and use this parameter as an indicator for the improvement of the Generation System Images, reducing the number of repeated images and therefore the collective dose imparted to the patient

In this thesis research, we propose and implements a new classification for rejected images, allowing locate the fault in the aforementioned system more quickly and easily, improving service Mammography INEN in their environment, equipment, personnel, etc., leading to overall achievement reducing the collective dose in 16.2% and the rate of rejection of images by 14%, placing them below the tolerance level indicated by the International Atomic Energy Agency (IAEA).

INTRODUCCIÓN

El presente Trabajo de Tesis de Investigación, denominado, “Reducción de la dosis colectiva impartida en exámenes de mamografía por el método del criterio de la imagen rechazada”, realizado en el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas (INEN), del año 1999 al año 2001, tiene como objetivo principal la reducción de la dosis colectiva por rayos X, producida por la sobreexposición en exámenes de mamografía debida a la repetición de imágenes al no tener éstas la calidad necesaria para una evaluación y diagnóstico adecuados, así como, validar el criterio presentado en este trabajo, para evaluar las imágenes rechazadas y encontrar el lugar en la cadena de formación de imagen donde se encuentra el problema.

Una mamografía es una imagen médica producida por radiaciones ionizantes (rayos X) que nos permite ver las estructuras internas de una mama. Esta imagen médica permite visualizar (si tiene la calidad radiográfica necesaria) estadios muy tempranos del cáncer de mama, el cual diagnosticado a tiempo tiene, al ser tratado, grandes probabilidades de cura y supervivencia de la paciente.

La pronta detección del cáncer de mama aumenta las posibilidades de cura de esta enfermedad, logrando la sobrevivencia de la paciente con calidad de vida aceptable.

El cáncer de mama es uno de los tipos de neoplasia más común entre las mujeres mayores de 40 años, comparándose estadísticamente con el cáncer de cuello uterino.

Uno de los mecanismos para lograr una detección de cáncer de mama en estadios tempranos del mal son las imágenes médicas, en especial para este caso el uso de las imágenes médicas producidas en una mamografía.

Pero todo el diagnóstico se basa en que la imagen tenga buena calidad radiodiagnóstica, si esta imagen no la tiene, es desechada y la imagen debe obtenerse nuevamente, con la sobreexposición a las radiaciones ionizantes para la paciente.

Una imagen de calidad radiodiagnóstica depende de muchos factores en la cadena de formación de imagen, desde que los insumos son adquiridos, hasta que la imagen es visualizada por el médico mamografista. Esta cadena de formación de imagen consta de equipamiento, insumos y personal calificado.

Lamentablemente la mamografía es la herramienta radiodiagnóstica con mayor susceptibilidad a fallas en la cadena de formación de imagen. Transformando una imagen de alta calidad en una imagen de mala calidad, la cual no permite un buen diagnóstico, por lo que el examen debe repetirse. La repetición de mamografías por la mala calidad radio diagnóstica, repercute en una dosis por radiación ionizante (rayos X) inaceptable para el paciente, en perjuicio de su salud, inclusive aumenta la probabilidad de efectos radiológicos estocásticos

Para evaluar un sistema de obtención de imagen, pueden utilizarse muchos métodos. En este trabajo de tesis de investigación utiliza el método de la imagen rechazada, el cual consta de evaluar la cadena de formación de imagen a partir de la relación imágenes rechazadas con respecto al total de imágenes tomadas. Si esta relación es mayor al 15%, el sistema de obtención de imagen es deficiente, si se encuentra entre el 10 y 15 es óptimo y por debajo del 10% es ideal.

En el presente trabajo de tesis de investigación, el parámetro utilizado como indicador para la evaluación de la cadena de formación de imágenes del servicio de mamografía fue el número de placas rechazadas por no tener la calidad radiodiagnóstica requerida. Este parámetro se escogió debido a que una imagen de buena o mala calidad radiodiagnóstica permite evaluar todos los procesos que se utilizan para la creación de la imagen radiográfica, el sistema de visualización, el conocimiento y experiencia por parte del radiólogo para diagnosticar en una imagen o desecharla por no tener la calidad requerida.

Fundamentos

En trabajos anteriores, que utilizan el parámetro de la imagen rechazada, sólo se determina la calidad de la imagen por su nitidez, ubicación y contraste, no permitiendo ubicar la parte en la cadena de formación de imagen donde se encuentra la falla.

Los trabajos de investigación que sustentan el presente trabajo de tesis, son los siguientes:

Diferencias en la dosis, calidad y tasa de rechazo de imágenes en sistemas de mamografía convencional y digital [1]

Los autores tienen como objetivo comparar los resultados referentes a los criterios de calidad de la imagen, dosis glandular, dosis a la entrada del paciente e índice de rechazo

de imagen entre los dos tipos de mamógrafos para evaluar cuál es el equipo más económico y eficiente.

En este trabajo los autores plantean los criterios de calidad de imagen tanto para las proyecciones cráneo caudal y medio lateral oblicuo, asimismo en este trabajo se plantean los criterios de calidad para estas proyecciones los cuales son los aspectos desarrollados en la guía europea. En este trabajo la principal causa rechazo de imágenes fue por posicionar al paciente, en segundo lugar se encuentra la selección de parámetros irradiación y finalmente fue que la película se encontraba revelada sin exposición.

Film reject analysis and image quality in diagnostic radiology department of a teaching hospital in Ghana [2]

En este trabajo los autores nos informan que los pacientes se someten a exámenes repetidos de rayos X luego de que sus imágenes iniciales son rechazadas dándoles un exceso de radiación. Este trabajo nos indica que esta exposición adicional requiere investigar las causas de rechazo y que en los servicios de radiología es vital la evaluación de la calidad de imagen.

Este estudio fue realizado en Ghana dando resultados de un 86% de imágenes aceptables contra un 14% de imágenes inaceptables, donde la mayor cantidad de fallos fue por problemas de factores de exposición al paciente.

Establecimiento de niveles orientativos en radiografía general y mamografía [3]

En este trabajo los autores indican que la evaluación de la calidad de imagen es un componente esencial para poder estimar los niveles orientativos y deben establecerse los métodos para su obtención. Asimismo sustentan sobre el análisis de la tasa de rechazo de películas que es uno de los indicadores globales de calidad en radiodiagnóstico, además de la evaluación de la dosis y la calidad de las imágenes. Este análisis equivale una evaluación subjetiva de la calidad de la imagen y ofrece un índice general de uniformidad de la misma y permite adoptar medidas preventivas y correctivas para disminuir la exposición innecesaria al paciente y disminuir la dosis de radiación ionizante administrada.

OIEA: Protección radiológica de los pacientes [4]

En este blog, el Organismo Internacional de Energía Atómica, define el concepto de radiografía, sus ventajas y responde algunas preguntas de uso frecuente, entre ellas destaca, ¿De qué manera se reduce la exposición innecesaria de los pacientes en radiografía mediante un “análisis de imágenes rechazadas”, donde responde: “para analizar la radiografías rechazadas se debe conservar todas las películas rechazadas, lo que permite evaluarlas después periódicamente y determinar la causa de dicho rechazo y la repetición exposiciones. El objetivo es reducir la cantidad repeticiones exámenes corrigiendo problemas técnicos y mejorando la capacitación del personal. El análisis de radiografías rechazadas cumplen una función importante en el marco del programa de garantía de calidad en radiodiagnóstico. Se debe utilizar esta información para formar y orientar al personal a fin de reducir la necesidad de repetir exposiciones”. Asimismo, responde la siguiente pregunta: ¿Tiene la calidad del revelado químico de la película radiográfica algún efecto sobre la exposición de un paciente a la radiación?, donde responde: “mantener una alta calidad del revelado de la película reduce la exposición necesaria al paciente de varias maneras en primer lugar, si el revelado de la película es insuficiente, y aparece como sub expuesta, la reacción habitual es aumentar la exposición del paciente y de la película para intentar compensarlo. Esto da lugar a una exposición innecesaria del paciente. En segundo lugar, si el revelador no está bien regulado y fluctúa en el tiempo, podría dar lugar a exposiciones incorrectas de algunas películas, lo que obligaría a realizar repeticiones. Esto también es causa de exposición innecesaria del paciente. Lo apropiado es disponer de un buen procedimiento de control de calidad de las reveladoras que garantice un revelado adecuado y constante”.

Análisis de películas rechazadas en el servicio general de radiología del H.U.C. [5]

En este trabajo los autores indican que un servicio de radiología debe de producir imágenes de buena calidad, sin irradiar innecesariamente al paciente y con el menor costo posible. Este trabajo fue realizado en el Hospital Universitario de Caracas. Para mejorar la atención el servicio de radiología los autores indican que debe comenzarse con la evaluación de las radiografías que se desechan y las que se rechazan por no tener la calidad necesaria para el diagnóstico, las causas de tales rechazos y los porcentajes de rechazo. Como resultado de este análisis se mostró que el número de películas pesadas es considerable al compararlo con el límite recomendado. Al evaluar las causas se observó que están relacionados con el funcionamiento del equipamiento del servicio,

dificultades asociadas con el examen, competencias del personal o una combinación de estos elementos. Se concluyó que para solventar los problemas encontrados se debe establecer un programa de control de calidad e implementarse la educación continúa del personal.

Control de calidad en radiodiagnóstico [6]

En este trabajo el autor indica que un programa de garantía de calidad debe perseguir optimizar la imagen, disminuir la dosis y disminuir los gastos. Indica también que todo el personal que intervenga en la cadena de formación de imagen debe aceptar lo indicado y que se requiere de la colaboración y el conocimiento de los médicos radiólogos. Uno de los procedimientos para establecer los indicadores de calidad son: la tasa de rechazo de películas que es esencial para detectar indirectamente anomalías en los equipos procedimientos y normas que se utilizan en el servicio de diagnóstico. Asimismo nos indica sobre los criterios de calidad de la imagen diagnóstico y su relación con la dosis. El autor nos hace referencia también al documento comunitario XII/173/90 sobre los criterios de calidad de la imagen diagnóstico y el R.D. 2071/95 el cual contiene orientaciones sobre aspectos de calidad de la imagen radiográfica desde el punto de vista diagnóstico, de la radiación recibida por el paciente y de la elección de la técnica radiográfica.

Tasa de rechazo de películas, diseño de estrategias y resultados [7]

En este trabajo los autores indican que donde debe iniciarse el control de calidad en un servicio de radiodiagnóstico es el cuarto oscuro, incluyendo una evaluación permanente de las películas, chasis y procesadores de películas. Asimismo indican que el control de la tasa de rechazo de películas constituye el complemento ideal para evaluar cada una de las partes que integran el sistema de generación de imagen. Los autores indican también, que la tasa de rechazo de películas es un indicador que debe evaluarse con cuidado ya que representa una de las principales fuentes de retroalimentación del programa de control de calidad y una de las bases para conseguir los objetivos que son la mejora del diagnóstico médico por imágenes, la reducción a la exposición a las radiaciones ionizantes y la disminución de costos. En este trabajo, los autores identifican los exámenes diagnósticos de mayor tasa de rechazo y analizan sus causas comparándolas con los valores de referencia obtenidos en el estudio realizado en el

Hospital Universitario San Carlos en 1993. Asimismo, aporta criterios y estrategias para la implantación de un sistema fiable de captación de información.

Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional [8]

El propósito de este trabajo es estimar la Dosis Glandular Promedio (DGP) en exámenes de mamografía convencional aplicando un método numérico con mamas de espesor comprendido entre 2,5 a 6,5 cm comprimida y en proyecciones cráneo caudal y medio lateral oblicuo, para proporcionar información sobre la dosis de radiación absorbida y establecer rangos óptimos en los parámetros de irradiación que conduzcan a una DGP tan baja como sea posible alcanzar. El método numérico utilizado en este trabajo fue el indicado por el OIEA TEC DOC 1517. Finalmente los valores de la DGP se compararon los niveles de referencia indicados por las Normas Básicas de Seguridad (NBS 1997). Como resultado de las 162 exploraciones que se realizaron durante este trabajo, en todas se obtuvieron la dosis glandular por debajo del límite máximo permisible recomendado por el OIEA.

Evaluación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía [9]

En este trabajo se indica a la Dosis Glandular Media (DGM) como el indicador del Riesgo Radiológico, por ello se orienta a obtener la Dosis Glandular Media y para esto realiza un estudio de estimación de dosis a 463 pacientes sometidas a estudios de mamografía en 10 centros hospitalarios de Medellín – Colombia. Esta DGM es función de la calidad de haz de rayos X (espectro y capa hemirreductora) y del espesor de la mama comprimida con un 50% de granularidad. En este trabajo se hace un estudio detallado de la dosimetría en mamografía analizando los factores físicos y técnicos que influyen en la dosis recibida, como la calidad del haz de rayos X, el control automático de la exposición, el material del ánodo, etc. Asimismo, hace un estudio sobre la influencia de realizar un control de calidad sobre la dosis recibida. Finalmente este trabajo presenta los factores de conversión calculados para distintos espesores de mama, desde 2 hasta 8 cm con diferentes porcentajes de granularidad y se comparan las Dosis Glandular Promedio con los factores de conversión obtenidos y los cálculos reportados por Dance y Killein.

Objetivos

Disminuir la dosis colectiva impartida en los exámenes de mamografía, reduciendo el número de repeticiones de tomas de mamografía, analizando las imágenes rechazadas y encontrando el lugar de la cadena de formación de imagen que falla.

Validar el nuevo método de análisis de la cadena de formación de imagen mamográfica a través de la evaluación de las imágenes rechazadas.

Las hipótesis planteadas en este Trabajo de Tesis de Investigación son:

- Reduciendo el número de imágenes rechazadas, disminuye el número de exposiciones repetidas.
- Reduciendo el número de exposiciones, se reduce la dosis impartida a niveles permisibles.
- Identificando las fallas en el sistema de obtención de imagen se reduce el número de imágenes rechazadas.

Metodología

Este trabajo se realizó en las siguientes etapas:

1. Se obtuvo una base de datos con las imágenes rechazadas, identificando el problema de rechazo y analizando el lugar de la cadena de formación de imagen donde ocurrió la falla. Este trabajo se realizó por un periodo de 10 semanas.
2. Se realizó el primer mantenimiento correctivo del lugar o lugares donde se encontró la falla. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.
3. Se realizó el primer control de las correcciones en la cadena de formación de imagen, elaborando una base de datos con las imágenes rechazadas, identificando el problema de rechazo y analizando el lugar de la cadena de formación de imagen donde ocurrió la falla, además se realizó el análisis de la variación de la tasa de rechazo de imágenes y de la variación de la dosis colectiva. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.
4. Se realizó el segundo mantenimiento correctivo del lugar o lugares donde se encontró la falla, los lugares donde se había ya realizado el mantenimiento correctivo se realizó

el control de calidad y/o mantenimiento preventivo, en caso necesario el mantenimiento correctivo. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.

5. Se realizó el segundo control de las correcciones en la cadena de formación de imagen, elaborando una base de datos con las imágenes rechazadas, identificando el problema de rechazo y analizando el lugar de la cadena de formación de imagen donde ocurrió la falla, además se realizó el análisis de la variación de la tasa de rechazo de imágenes y de la variación de la dosis colectiva. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.
6. Se realizó el tercer mantenimiento correctivo del lugar o lugares donde se encontró la falla, los lugares donde se había ya realizado el mantenimiento correctivo se realizó el control de calidad y/o mantenimiento preventivo, en caso necesario el mantenimiento correctivo. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.
7. Se realizó el tercer control de las correcciones en la cadena de formación de imagen, elaborando una base de datos con las imágenes rechazadas, identificando el problema de rechazo y analizando el lugar de la cadena de formación de imagen donde ocurrió la falla, además se realizó el análisis de la variación de la tasa de rechazo de imágenes y de la variación de la dosis colectiva. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.
8. Se realizó el cuarto mantenimiento correctivo del lugar o lugares donde se encontró la falla, los lugares donde se había ya realizado el mantenimiento correctivo se realizó el control de calidad y/o mantenimiento preventivo, en caso necesario el mantenimiento correctivo. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.
9. Se realizó el cuarto control de las correcciones en la cadena de formación de imagen, elaborando una base de datos con las imágenes rechazadas, identificando el problema de rechazo y analizando el lugar de la cadena de formación de imagen donde ocurrió la falla, además se realizó el análisis de la variación de la tasa de rechazo de imágenes y de la variación de la dosis colectiva. Este trabajo se realizó por un período de 10 semanas.

En este momento se detuvo el mantenimiento correctivo y se continuó solo con el control de calidad de la cadena de formación de imagen y el mantenimiento preventivo, debido a que la variación en la tasa de rechazo de imágenes y de la dosis colectiva impartida era despreciable. En los casos de que una parte de la cadena de formación de

imagen fallara, se retornaría al mantenimiento correctivo siguiendo con el control de calidad y finalmente el mantenimiento preventivo.

Luego de identificar el lugar de la cadena de formación de imagen donde se encuentra la falla, se procede con el mantenimiento correctivo para corregir este problema y mantener operativo este parámetro utilizando los controles de calidad respectivos.

Importancia y trascendencia [10]

La dosis por radiación ionizante (rayos X) en una mamografía debe cumplir con los Principios de Protección Radiológica en el paciente, uno de los cuales indica que la dosis debe ser tan baja como sea posible alcanzar (Principio ALARA) y otra que indica que debe optimizarse la dosis impartida (la cual puede interpretarse como que no deben repetirse exposiciones innecesariamente).

La repetición de imágenes por mala calidad diagnóstica es imposible anularla por efectos de errores aleatorios (movimiento de la paciente, fallos en la energía eléctrica, fallos en la producción de la placa mamográfica, etc.), pero debe minimizarse los errores sistemáticos (entradas de luz en el cuarto oscuro, chasis deteriorados, mala iluminación, etc.), esta repetición de imágenes por errores sistemáticos entregan dosis al paciente inaceptables.

Es de suma importancia, reducir al mínimo aceptable la dosis impartida al paciente en un examen de mamografía, sin que esta reducción repercuta en la disminución de la calidad de la imagen mamográfica.

La tasa de rechazo de películas nos da un índice de la funcionalidad de la cadena de obtención de imagen. Si este índice es alto, se necesita averiguar que parte o partes de la cadena necesitan de un mantenimiento correctivo de manera inmediata, si este índice es bajo, indica que la cadena de obtención de imagen se encuentra funcionando óptimamente y se debe mantener en este valor. La evaluación de la tasa de rechazo de películas tiene un carácter crítico para la evaluación de la cadena de obtención de imagen.

La trascendencia del presente trabajo, es que no solo se determina la calidad de la imagen tomando en cuenta los criterios predeterminados, sino que ha mejorado estos criterios de evaluación, uniéndolos en grupos que tienen relación común, el cual permite la identificación de la parte en la cadena de formación de imagen donde se encuentra la

falla, lo que hace más fácil su mantenimiento correctivo y posterior mantenimiento preventivo, así como, su evaluación mediante controles de calidad, los cuales están definidos en el OIEA TEC DOC 1517.

Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVO	HIPÓTESIS	VARIABLES	INDICADOR
Excesiva repetición de imágenes por no contar con la calidad requerida para el diagnóstico.	Reducir el número de exposiciones por imágenes rechazadas.	Reduciendo el número de imágenes rechazadas, disminuye el número de exposiciones repetidas.	Imágenes rechazadas. Calidad de imagen. Exposiciones repetidas. Imágenes de buena calidad	Variación de tasa de imágenes rechazadas. Variación en el número de exposiciones de buena calidad.
Dosis impartida superior al límite permitido por repetición excesiva de exposiciones.	Reducir la dosis impartida disminuyendo (reduciendo) el número de exposiciones.	Reduciendo el número de exposiciones, se reduce la dosis impartida a niveles permisibles.	Dosis impartida. Imágenes repetidas Exposiciones de buena calidad Exposiciones repetidas.	Variación de la dosis impartida Variación de la tasa de imágenes rechazadas.
¿Cuáles son las causas que afectan al sistema de obtención de imagen?	Identificar las fallas del sistema de obtención de imagen.	Identificando las fallas en el sistema de obtención de imagen se reduce el número de imágenes rechazadas.	Imágenes rechazadas. Calidad de imagen. Tasa de imagen rechazada por paso en el sistema de obtención de imagen.	Variación de la tasa de imagen rechazada por falla en el sistema de obtención de imagen.

Tabla 1. Matriz de Consistencia del presente Trabajo de Tesis de Investigación.

CAPÍTULO 1: LOS RAYOS X

1.1 Definición [11] [12]

La denominación rayos X designa a una radiación electromagnética, invisible para el ojo humano y capaz de atravesar cuerpos opacos. Su longitud de onda está entre 10 a 0,01 nm, correspondiendo a frecuencias en el rango de 30 a 30000PHz (de 50 a 5000 veces la frecuencia de la luz visible).

Los rayos X son una radiación electromagnética de la misma naturaleza que las ondas de radio, las microondas, los rayos infrarrojos, la luz visible, los rayos ultravioleta y los rayos gamma. La diferencia fundamental con los rayos gamma es su origen: los rayos gamma son radiaciones de origen nuclear que se producen por la desexcitación de un nucleón de un nivel excitado a otro de menor energía, mientras que los rayos X surgen de fenómenos extra nucleares, a nivel de la órbita electrónica, fundamentalmente producidos por desaceleración de electrones. La energía de los rayos X en general se encuentra desde la radiación ultravioleta y supera la energía de los rayos gamma producidos naturalmente. Los rayos X son una radiación ionizante porque al interactuar con la materia produce la ionización de los átomos de la misma, es decir, origina partículas con carga (iones).

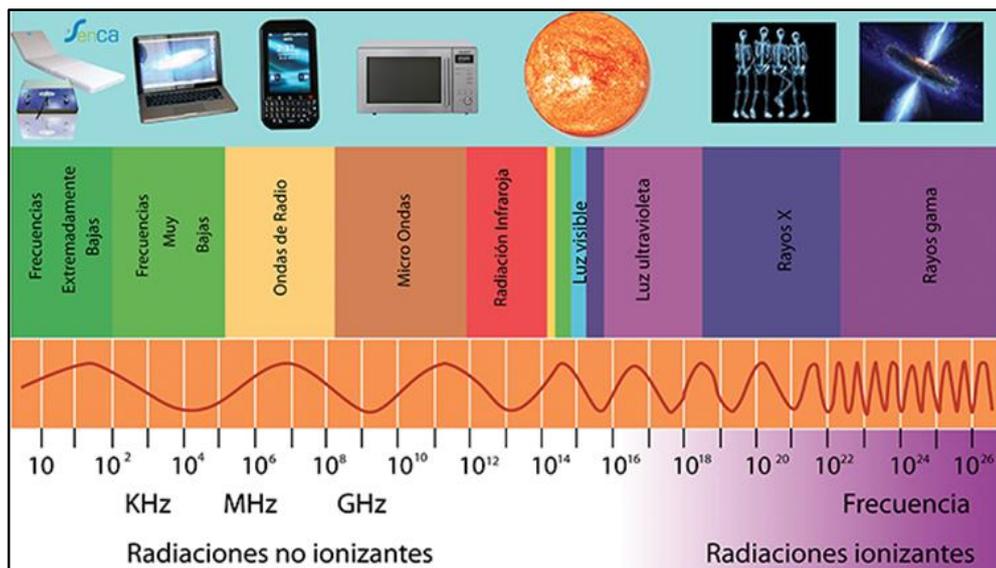


Fig.1. El Espectro Electromagnético [1]

1.2 Producción de rayos X [11] [12]

El tubo de rayos X está constituido por dos electrodos, el cátodo que a su vez actúa como fuente de electrones y un ánodo que opera como material de colisión. Para producir los rayos X, los electrones se aceleran mediante una diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo.

Los rayos X son producto de la desaceleración rápida de electrones muy energéticos (con energías de decenas de keV) al chocar con un blanco metálico. La energía adquirida por los electrones está determinada por el voltaje aplicado entre los dos electrodos.

De acuerdo a las leyes de la física toda carga eléctrica acelerada emite radiación electromagnética, de este modo, la radiación es producida justo en la zona de impacto de los electrones y se emite en todas direcciones.

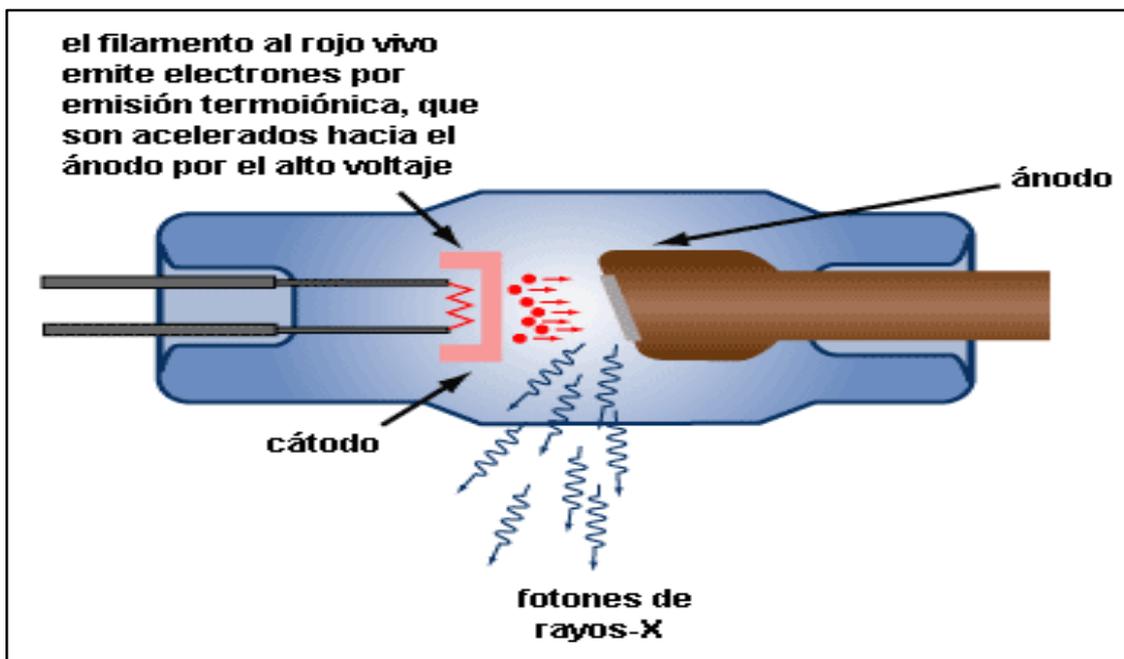


Fig. 2. Producción de rayos X. [2]

1.3 Espectros de rayos X [12] [13]

1.3.1 Espectro continuo

Como los electrones no chocan con el blanco metálico de igual manera, lo hacen con diferentes ángulos y energías, son desviados de su trayectoria original de diferente forma ocasionando que cedan su energía en una o en varias colisiones durante su desaceleración, emitiendo radiación electromagnética de diferentes energías, produciendo un espectro continuo.

1.3.2 Espectro discreto o característico

Cuando los electrones que son acelerados en el tubo de rayos X poseen cierta energía crítica, pueden pasar cerca de una subcapa interna de los átomos que componen el blanco metálico. Debido a la energía que recibe el electrón, este puede escapar del átomo, dejando al átomo en un estado supremamente excitado. Eventualmente, el átomo regresará a su estado de equilibrio emitiendo un conjunto de fotones de alta frecuencia, que corresponden al espectro de líneas de rayos X. Este indiscutiblemente va a depender de la composición del material en el cual incide el haz de rayos X, para el molibdeno, la gráfica del espectro continuo muestra un pico correspondientes a la serie K del espectro de líneas, para en tungsteno, en cambio, las energías emitidas están próximas a los 60 y 70 keV, en ambos casos, estas líneas están superpuestas con el espectro continuo.

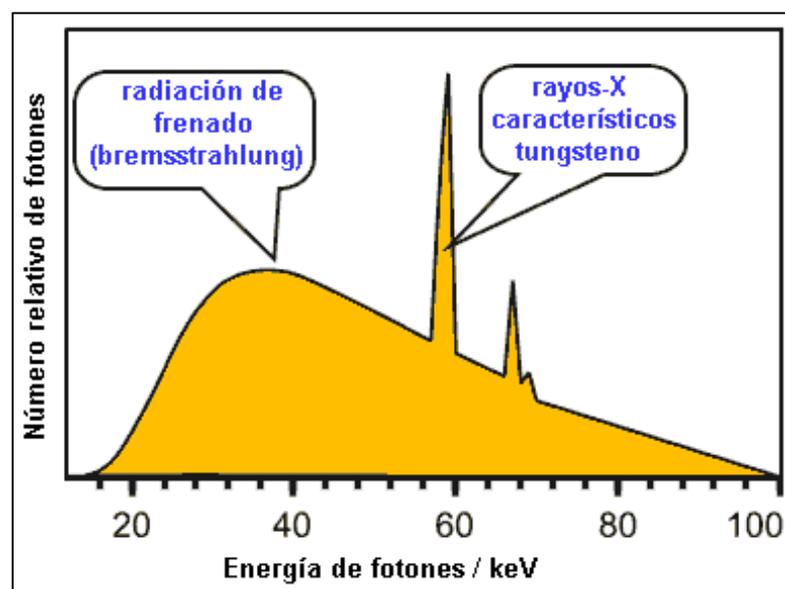


Fig 3. Espectro de emisión de rayos X continuo y discreto (característico) [3]

1.4 interacción de los rayos X con la materia [12] [13] [14]

Cuando la radiación electromagnética (rayos X) pasa a través de un medio material se da lugar a interacciones entre los fotones y la materia, que dan como resultado la transferencia de energía al medio. Inicialmente la interacción de los fotones con la materia conduce a que los electrones de los átomos del medio sean expulsados fuera de sus órbitas. Los electrones son expulsados a muy alta velocidad y transfieren su energía al medio produciendo ionización y excitación en los átomos que se encuentran en su trayectoria; estos procesos dan origen principalmente a colisiones elásticas e inelásticas entre electrones con electrones orbitales y electrones con el núcleo atómico. El proceso por el cual un átomo neutro se transforma en un ion con carga positiva o negativa se conoce como ionización. Expulsar electrones orbitales provoca que los átomos queden cargados positivamente y se forme un par de iones, el electrón removido es el ion negativo y el átomo el ion positivo. Las partículas cargadas tales como los electrones, protones y partículas alfa, son conocidas como radiación directamente ionizante y tienen la suficiente energía para producir ionización por colisión conforme penetran la materia. Las partículas no cargadas como los neutrones y los fotones son radiaciones indirectamente ionizantes y pueden producir partículas directamente ionizantes con las que interactúan con la materia.

Los fotones ionizantes interactúan con los átomos del material para producir electrones de alta velocidad por cualquiera de los tres procesos: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. La interacción de la radiación con la materia inicialmente es un proceso físico (ionización-excitación), después pasa ser un proceso físico-químico para que finalmente se convierta en un proceso bioquímico en los sistemas biológicos expuestos a la radiación.

Cuando un haz de rayos X interactúa con la materia, los fotones (primarios) van desapareciendo poco a poco a medida que penetra en la materia. Esta disminución del número de fotones incidentes se llama atenuación. Una parte de la energía de los fotones que interactúa con la materia reaparece en forma de fotones cuya energía y dirección son diferentes a la de los fotones incidentes y se llaman fotones dispersos que se forman cuando un fotón interactúa con un electrón. La energía del fotón se transfiere total o parcialmente al electrón que sale del átomo dejando una vacante que será ocupada por otro electrón emitiendo en este proceso fotones secundarios.

La energía cinética del electrón expulsado del átomo la sede al medio produciendo más ionizaciones. La absorción de la energía cinética de los electrones por la materia es la responsable de los efectos que se producen en el medio irradiado. Los fenómenos de atenuación y absorción son los fundamentos de las aplicaciones médicas de los rayos X.

1.5 Mecanismo de interacción de los fotones con la materia [13] [14]

Al interactuar con la materia, la radiación electromagnética (rayos X) es atenuada en formas diferentes; de todos los procesos de interacción, los más importantes en las aplicaciones médicas son absorción fotoeléctrica, dispersión Compton y producción de pares, y las interacciones menos importantes son la dispersión coherente y foto desintegración. Las causas de la interacción son debidas a las fuerzas que se ejercen a distancia muy corta entre el campo electromagnético asociado al fotón y el campo eléctrico del electrón o del núcleo.

Al penetrar los fotones en la materia se producen interacciones con los electrones y el núcleo de los átomos del medio dispersor y dependiendo de la energía inicial de los fotones pueden ocurrir las diferentes interacciones. Las alteraciones que aparecen son la dispersión Rayleigh, efecto Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares y foto desintegración, las principales son: efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares.

1.5.1 Efecto fotoeléctrico

Durante la intervención fotoeléctrica, el total de la energía de los rayos X es transferida a un electrón interno de un átomo; el electrón es expulsado con energía cinética, donde esta energía cinética es igual a la energía del fotón menos la energía de ligadura del electrón con el átomo. Cuando se remueven electrones de los átomos quedan vacantes en las órbitas que más tarde serán ocupadas por electrones de otras capas superiores, emitiendo un rayo X denominado característico, cuya energía es igual a la diferencia entre las energías de ligadura de las capas de las cuales proviene. La probabilidad de interacción fotoeléctrica depende de la energía del fotón y del número atómico de los átomos blanco, la probidad interacción fotoeléctrica es inversamente proporcional a la tercera potencia la energía del fotón, es decir, que la

probabilidad interacción fotoeléctrica decrece conforme se incrementa la energía del fotón. Es más probable la interacción fotoeléctrica con materiales de número atómico alto que con los materiales de número atómico bajo.

1.5.2 Efecto Compton

Fotones con energías entre 30 keV y 30MeV interactúan en el tejido blanco predominantemente por dispersión Compton. En la interacción de los rayos X con los electrones de los orbitales del átomo; se puede producir en todas las capas electrónicas, dando como resultado la dispersión del fotón, expulsión electrón y la ionización del átomo. La energía cedida al electrón es igual a su energía de ligadura más la energía cinética con la que sale del átomo. La interacción satisface La Ley de Conservación de la Cantidad de Movimiento, lo que impone la existencia de ciertas relaciones entre la energía cinética electrón Compton y la energía del fotón disperso y los ángulos según los cuales son emitidos. Los fotones dispersados Compton pueden experimentar un cambio de trayectoria en cualquier dirección, incluyendo 180° con respecto a la trayectoria incidente. El fotón incidente transfiere más energía electrón conforme la trayectoria del fotón dispersado tiende a ser 180°. Cuando los fotones son dispersados casi 180° se le denomina retro dispersión de la radiación. En radiología diagnóstica no son útiles para la formación de la imagen, pero si contribuyen a velar la película y disminuye la calidad de la imagen.

1.5.3 Producción de pares

Los fotones pueden interactuar por producción de pares cuando pasan cerca del núcleo de los átomos del medio atenuador. El campo eléctrico intenso que existe cerca del núcleo hace que el fotón pueda materializarse en forma de dos electrones uno positivo (positrón) y otro negativo (electrón). Al final de la trayectoria, el positrón se encuentra con un electrón negativo del medio atenuador y los dos se aniquilan y la energía que se libera se encuentra en forma de dos fotones de aniquilación de 0,51MeV; este proceso se llama producción de pares. Para que exista producción de pares el fotón debe tener una energía superior a 1,02 MeV, debido a que la energía equivalente de la masa electrón es de 0,51 MeV. Ese tipo de interacción no sucede en radiología diagnóstica.

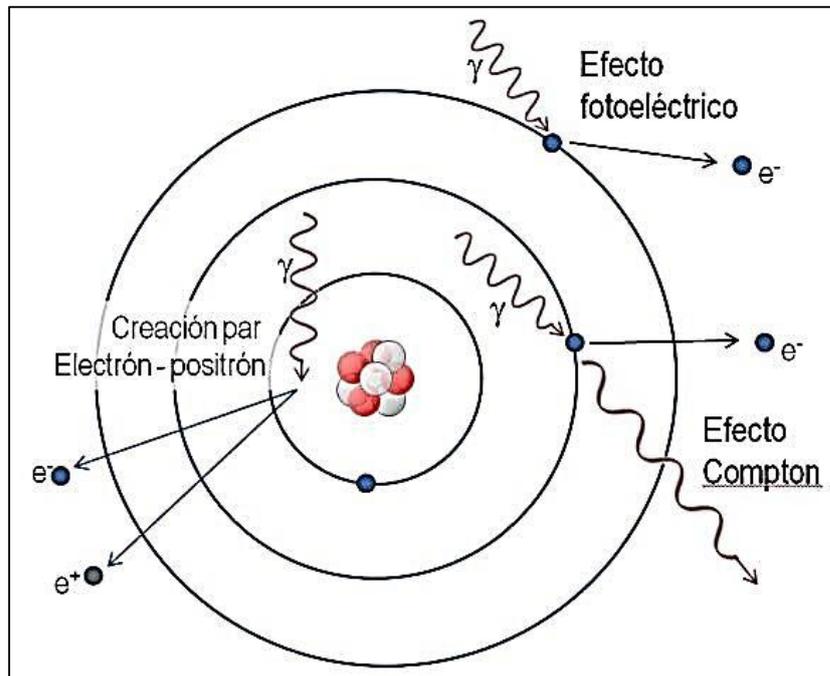


Fig. 4 Principales interacciones de la radiación con la materia. [4]

Cuando los iones se forman en un tejido vivo, hay una posibilidad de que se produzcan cambios biológicos. En el momento que deliberadamente se produce esta contingencia, usando dosis altas de radiación, estos cambios se utilizan para tratar tumores con radioterapia. Las dosis sustancialmente más bajas usadas en el diagnóstico por imagen, llevan consigo tan sólo una remota posibilidad de producir daño a los pacientes. Sin embargo, el riesgo no es nulo. Precaución y exactitud son las claves para enfocar el empleo de los rayos X.

CAPITULO 2: EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES

A finales del siglo XIX, mientras los físicos y médicos interesados en los rayos X de todo el mundo estaban ocupados explorando los beneficios del uso de las radiaciones en la medicina y reportando sus excitantes hallazgos, las malas noticias no tardaron en llegar de muchas partes del mundo; las radiaciones provenientes del tubo de rayos X pueden llegar a producir cambios indeseables en el tejido humano expuesto a la radiación. Cabe mencionar que los pioneros de la radiología no conocían los verdaderos efectos biológicos de las radiaciones ionizantes, ya que las radiaciones producidas por los aparatos de rayos X no interaccionan con nuestros sentidos y se requiere de instrumentos especiales para detectar su presencia.

Muchos de los pioneros, así como algunos los pacientes que fueron sometidos al diagnóstico con rayos X sufrieron los efectos dañinos de la radiaciones en su cuerpo; muchos de ellos murieron más tarde como consecuencia de la exposición aguda o crónica a los rayos X. Al inicio de la radiología los pioneros contaban sólo con tubos de Crookes con gas, muy primitivos y poco eficientes, fuentes de alto voltaje inadecuado y papel fotográfico poco sensible, originando que las exposiciones para el diagnóstico fueran de minutos y algunas veces de horas, provocando daños muy serios sobre todo en la piel de los pacientes. Los tubos de rayos X se trabajaban al desnudo sin ninguna protección para nadie, lo que dio origen a daños en la piel de la cara, pecho, manos y antebrazos (eritema y dermatitis). Por otra parte, en esa época se desconocían los verdaderos efectos biológicos de los rayos X. Suponían que el daño a los tejidos no los provocaban los rayos X sino el ozono generado por el alto voltaje al ponerse en contacto con la piel, por la máquina electrostática o la bobina de inducción. A finales del siglo pasado, el doctor William Rolling, dentista de la ciudad de Nueva York, realiza experimentos con animales y concluyó que la exposición de los animales a los rayos X originaba efectos biológicos hereditarios para los descendientes. A partir de estos resultados surge la necesidad de estudiar los efectos dañinos de la radiación en el hombre con el fin de protegerse a sí mismo y a la vez aprovechar al máximo los beneficios inestimables del uso de las radiaciones ionizantes.

2.1 La célula, composición, funciones y ciclo biológico [15]

La unidad básica de los organismos vivos es la célula, la cual está formada por compuestos orgánicos e inorgánicos, disueltos o suspendidos en agua. La célula está compuesta aproximadamente en un 80% por agua, que tiene las funciones de ser el medio en el cual se dispersan los compuestos que hay en la célula y de ser un vehículo de transporte para los nutrientes o desechos de la misma. Esta se divide en dos partes: el núcleo y citoplasma, separados por la membrana nuclear.

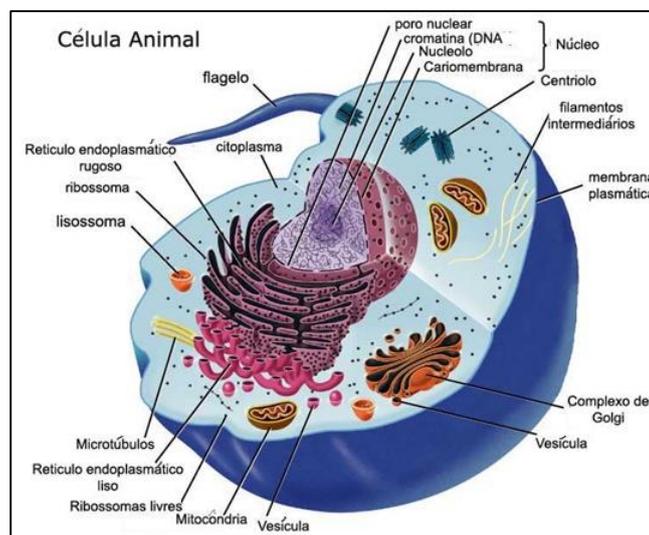


Fig. 5. Esquema de la célula. [5]

El citoplasma es la parte de la célula donde se realizan todas sus funciones metabólicas, incluyendo el anabolismo y el catabolismo de los compuestos orgánicos para suministrar la energía y otros compuestos que mantengan la vida de la célula. El citoplasma está compuesto por organelos que realizan el transporte de compuestos, reacciones químicas y sintetizan proteínas y otras sustancias. La membrana celular es una estructura permeable que regula el intercambio de sustancias con el medio que rodea a la célula para mantener las funciones fisiológicas adecuadas, además de conducir impulsos eléctricos y realiza funciones enzimáticas.

El núcleo está inmerso dentro del citoplasma separado por la membrana nuclear, a pesar de estar físicamente separados depende uno del otro. En el citoplasma se realizan todas las funciones metabólicas que mantienen vivo el núcleo y lo capacitan para reproducirse y reparar sus daños o defectos; sin embargo, el núcleo contiene el

material genético que coordina y supervisa todas esas funciones. El material genético está contenido en los cromosomas que son sólo visibles durante la división celular. Los cromosomas contienen a los genes, que son la unidad básica de material genético responsables de coordinar las actividades del citoplasma y de transmitir la información hereditaria que contiene la célula. Los genes están formados por una macro molécula llamada ADN, el cual está compuesto por bases nitrogenadas, un azúcar con cinco carbonos y ácido fosfórico.

Al igual que en el hombre, el crecimiento y desarrollo de los organismos multicelulares depende la multiplicación de sus células. La división celular es un proceso por el cual una célula forma dos o más células y comprender este ciclo celular es esencial para entender los efectos biológicos que resultan de la interacción de la radiación con los sistemas biológicos. La división celular es un proceso cíclico que se repite en cada generación de células y se representa con un círculo. Se divide en cuatro fases, mitosis (M), gap 1 (G1), síntesis de ADN (S) y gap 2 (G2).

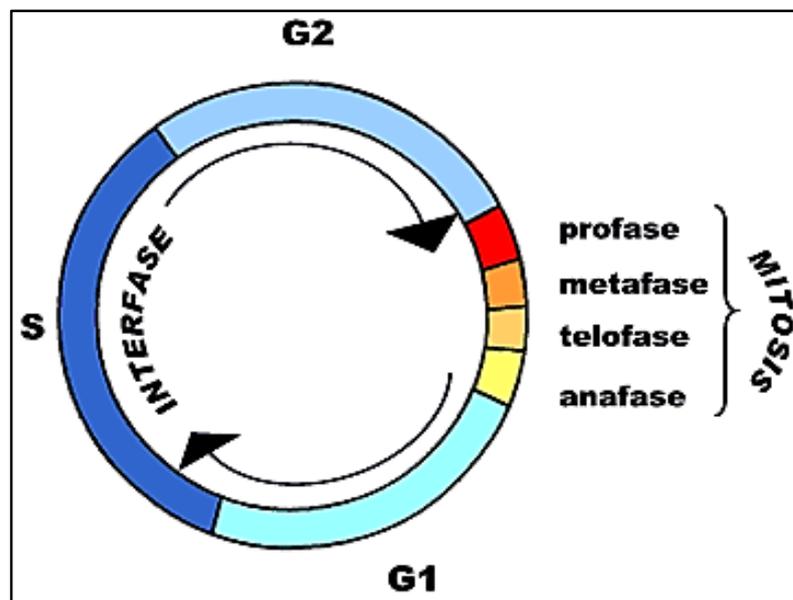


Fig. 6. Esquema del ciclo de la división celular. [6]

Existen dos tipos de división celular: mitosis, proceso por el cual las células somáticas se dividen en cuatro fases: profase, metafase, anafase y telofase; la meiosis, que es un proceso de división y de reducción en el cual la célula germinal se divide dos veces sucesivas aunque los cromosomas se duplican sólo una vez.

La respuesta de las células irradiadas en experimentos durante las diferentes fases del ciclo celular varía de acuerdo a la fase del ciclo en que se encuentran y la disminución del índice mitótico indica una interferencia en el ciclo debido a la radiación, pero enseguida aumenta el índice mitótico hasta alcanzar un nivel igual o superior al de pre irradiación. La disminución de del índice mitótico se acelera conforme aumenta la dosis hasta alcanzar valores mayores a 1 Gy.

El período que comprende el tiempo transcurrido desde la irradiación hasta que la célula entra nuevamente en mitosis, describe la duración del retraso mitótico inducido por radiación; así, el siguiente ciclo celular al afectado por la radiación, se caracteriza por un retardo en la división celular y una disminución de las posibilidades de división; y por la aparición frecuente de células muertas o sin dividir, con aberraciones cromosómicas. La disminución de las probabilidades de división puede ser atribuida a la muerte celular y a la formación de células gigantes. La célula gigante se forma como consecuencia de la falta de división de las células irradiadas, donde algunas tienen alcanzar un tamaño 200 veces mayor al de las células normales y su destino final es probablemente la muerte.

Las células son más sensibles en la fase mitótica o las etapas cercanas a la misma, al comienzo de la fase G1 las células son más radio resistentes pero aumentan su sensibilidad conforme llega a la fase S. En la fase S inicialmente aumenta su resistencia hasta llegar a la fase final en la cual su radio resistencia es mayor. La mayoría de las células en la fase G2 son radio sensibles.

En organismos superiores como el hombre, las células están organizadas en tejidos y órganos con funciones específicas, entre las cuales tenemos la producción de energía y su almacenamiento, la actividad muscular para locomoción, la digestión de alimentos, la excreción de productos de desecho y el suministro de oxígeno. El organismo humano depende de los sistemas nervioso y endocrino para la coordinación de estas funciones. La magnitud de los efectos provocados por la exposición a la radiación de los tejidos y órganos depende de las características del tejido y su capacidad para compensar y reparar los daños causados. La capacidad para reparar los daños es función de la edad en el momento de exposición, el estado de salud, el sexo y la predisposición genética de los individuos de una población expuesta a las radiaciones ionizantes.

La ionización de la materia viva puede ser producida por radiación electromagnética (rayos X), los procesos por los cuales esta radiación interacciona

con la materia son el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares que dan origen a electrones de alta velocidad que van a producir excitación y ionización en la materia viviente, dando como resultado cambios físicos, químicos y bioquímicos transitorios o permanentes en las moléculas que componen a los seres vivos llamados efectos biológicos de la radiación. Los efectos biológicos son inducidos por dosis de radiación crónica o aguda.

Al interaccionar la radiación con la materia viva, la transferencia de la energía se efectúa de manera aleatoria e instantánea por ionización y/o excitación de los átomos, induciendo cambios químicos a nivel atómico y molecular en las células. Los cambios pueden ser transitorios como en el caso de la excitación, pero si se excede la energía de ligadura de los electrones se produce la ionización y el cambio puede ser permanente en las células; aproximadamente la mitad de la energía depositada en la materia por radiación ionizante se debe a excitación pero es de menor importancia que la ionización para la producción de efectos biológicos. Cuando la radiación interacciona con la célula se producen ionizaciones y excitaciones en las macromoléculas biológicas como el ADN y ARN, proteínas, enzimas en el citoplasma que es el medio en el que están suspendidos los organismos celulares y las moléculas de agua.

La interacción de la radiación con la célula puede ser directa o indirecta dependiendo del lugar donde se produzca la interacción dentro de la célula. La interacción directa ocurre cuando la radiación ionizante interacciona y la energía es absorbida por una macromolécula como el ADN, ARN, las proteínas, las enzimas o cualquier otra macromolécula de la célula, dando como resultado células modificadas o anormales.

La acción indirecta es la absorción de la energía por las moléculas de agua que se encuentra en el citoplasma que va a producir radicales libres extremadamente reactivos que interfieren o inhiben la reproducción celular y que de modo directo dañan al ADN.

Al interaccionar la radiación con la célula, el núcleo es más sensible a la radiación que el citoplasma, ya que en el núcleo están los cromosomas, los genes y el ADN. Las interacciones de la radiación con las moléculas del ADN, son muy numerosas, como rupturas del esqueleto del ADN, rupturas del enlace hidrógeno entre las dos cadenas, fractura y unión cruzada dentro de la molécula de ADN, etc.

La pérdida o cambio de una base de la cadena del ADN tiene como resultado una alteración de la sucesión de bases y una transmisión errónea de la información genética, originando algún tipo de mutación en la nueva generación de células.

Los daños por radiación en los cromosomas se producen por interacción directa o indirecta, las alteraciones en los cromosomas se conocen como aberraciones, lesiones o anomalías, que dan origen a un cambio estructural de los cromosomas o a un cambio en el número de cromosomas. Las rupturas cromosómicas por radiación se producen tanto en las células somáticas como las células germinales y las alteraciones se transmiten durante la mitosis y la meiosis.

Los cambios o mutaciones ocurren en las células somáticas o germinales. Las mutaciones en las células somáticas tienen consecuencias para el mismo individuo que se expone la radiación y no tiene efectos sobre la población general, pero los daños genéticos pueden llegar a aparecer en las generaciones futuras y tener una gran importancia para la población en general. Es difícil predecir las consecuencias de las mutaciones en la célula, pero puede ocurrir la muerte celular o la modificación de las células; sin embargo, la mayoría de las mutaciones no son detectables y no producen la muerte de la célula, pero pueden dar como resultado una célula modificada. El cáncer puede resultar de una mutación somática en la cual ciertas células pierden la capacidad para regular su crecimiento. La cantidad rupturas de los cromosomas depende de la dosis y del número de rupturas simples y aumenta conforme se incrementa la dosis.

La radiación también afecta la permeabilidad de las membranas, las cuales regulan y mantienen en equilibrio los movimientos de agua, nutrientes y electrolitos, este daño se suma al daño sufrido por el ADN.

2.2 Efecto directo e indirecto de las radiaciones ionizantes [15]

El agua es un compuesto básico en todos los órganos y tejidos vivos. Prácticamente el 80% de los tejidos blandos del cuerpo humano está compuesto de agua; de esta manera las reacciones químicas que se producen en el agua pura después de la irradiación serán las mismas que las que se produce en la molécula de agua que forman parte las células. La serie de procesos que se originan al interaccionar la radiación con el agua se denomina radio lisis del agua.

Las primeras reacciones químicas como consecuencia de radiación de agua se producen en un periodo muy corto y resultan en gran abundancia dos nuevos compuestos químicos llamados radicales libres. El primero que se forma es un radical libre hidrógeno, es decir, un átomo de hidrógeno. El segundo radical libre que se forma también en gran número es el radical hidroxilo.

Al interaccionar la radiación con las moléculas de agua que componen la célula se va a producir radicales libres que de manera indirecta van a provocar un daño al ADN.

Una vez formados los iones y los radicales libres por su alta reactividad pueden originar un daño celular o un daño indirectamente al ADN.

Los daños indirectos son más probables que los daños directos por la cantidad de moléculas de agua que tiene el cuerpo.

Si la radiación es capaz de dañar un número elevado de células de un órgano o tejido, afectando la reproducción o funcionamiento normal, habrá una pérdida de la función del órgano, esta pérdida será mayor conforme más importante sea el número de células involucradas, por lo cual se dice que el órgano o tejido ha sufrido un efecto biológico determinista. Si la radiación sólo modifica una célula somática esta puede conservar su capacidad reproductiva y dar lugar a un clon de células modificadas de las que puede resultar un cáncer inducido. La modificación de una célula germinal capaz de reproducirse puede transmitir información genética incorrecta a los descendientes del individuo expuesto; estos efectos somáticos y hereditarios se conocen como efectos biológicos estocásticos, que teóricamente puede iniciar con una sola célula modificada.

El daño celular más importante es el producido en el ADN, debido a que puede imposibilitar la supervivencia o reproducción de la célula, pero es muy probable que la célula logre reparar los daños; sin embargo, si la reparación no es perfecta, el resultado puede ser una célula modificada que en presencia de otros agentes físicos, químicos o biológicos pueden ser factores determinantes para la producción y proliferación de células modificadas somáticas y/o germinales capaces de inducir cáncer o trastornos hereditarios; estos procesos se conocen como transformación neoplásica. Un resultado característico de estos procesos es la capacidad potencial de las células modificadas para su reproducción ilimitada y formar tumores.

El intervalo entre la exposición y la detección de un cáncer inducido por radiación constituye lo que se llama el periodo de latencia. Éste período varía en función del tipo de cáncer y de la edad del individuo expuesto. Estos cambios también son posibles en células germinales de los tejidos reproductores que se traduce en una variedad de lesiones transmisibles, a menudo perjudiciales, los cuales se transmitirán y podrán manifestarse como trastornos hereditarios en generaciones venideras.

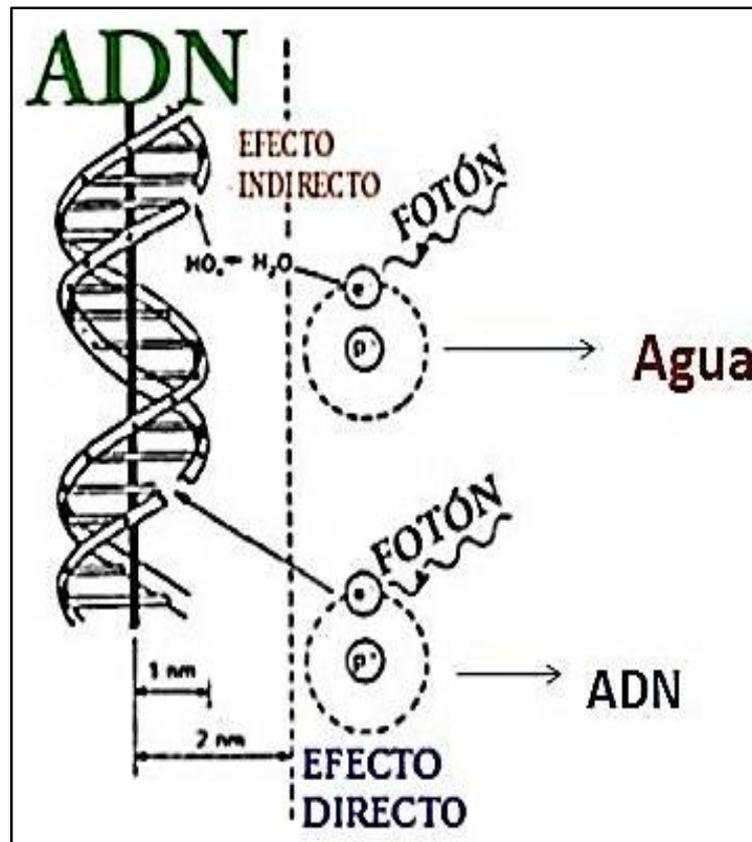


Fig. 7 Efecto indirecto y efecto directo de las radiaciones ionizantes en el ADN. [7]

Cuando la radiación interactúa con el cuerpo humano, no siempre va a producir un daño permanente en el individuo o en sus descendientes. La interacción de la radiación con las moléculas que componen las células es una función de probabilidad, es decir, que la radiación puede interactuar o no al pasar a través del cuerpo humano y si interactúa, entonces existe una probabilidad de no producir ningún daño celular importante, pero si la radiación al interactuar con las moléculas y las células, se produce un daño celular; entonces existe una alta probabilidad de

que los mecanismos de reparación celular logren la recuperación del daño ocasionado por la radiación sin dejar ningún efecto biológico permanente.

El daño producido por la radiación en las células no es selectivo, esto es, la radiación puede afectar a cualquiera de las moléculas que componen a la célula. Una vez que la radiación ha producido un daño a las células somáticas o germinales no se podrá distinguir de los daños producidos a las mismas células por otros factores físicos, químicos o biológicos a los que está expuesto el hombre en su ambiente.

Como resultado de la interacción de la radiación con las células se van a producir dos clases de efectos biológicos, deterministas y estocásticos.

2.3 Efectos deterministas (no estocásticos) y estocásticos de las radiaciones ionizantes [15]

Los efectos deterministas son consecuencia de la muerte celular, la cual, si la dosis es suficientemente grande, produce una pérdida grande de las células como para alterar las funciones de los tejidos y órganos. En la mayoría de los órganos y tejidos del cuerpo humano existe un proceso continuo de pérdida y sustitución de células, dando como resultado equilibrio natural entre la muerte y el reemplazo celular.

Un aumento en la tasa de muerte celular por exposición a radiación, en la mayoría de las veces se compensa con un aumento en la tasa de reemplazo. Los cambios en la producción celular por radiación son generalmente transitorios si las dosis no son muy elevadas, pero si la dosis recibida excede los límites de dosis para los órganos y tejidos expuestos, los efectos pueden ser permanentes y resultado será una patología clínicamente observable, tal como la pérdida de la función del órgano o tejido. Si el tejido es vital y el daño grande, entonces dará como resultado la muerte del individuo expuesto.

Los hallazgos clínicos después de una exposición a la radiación dependen del órgano o tejido en específico. Por ejemplo, la opacidad de los cristalinos puede originar una deficiencia visual (cataratas), y si las gónadas son irradiadas puede tenerse una esterilidad temporal o permanente.

Para individuos sin otras enfermedades o padecimientos superpuestos, la probabilidad de padecer efectos deterministas será cero para dosis pequeñas de

radiación, pero por encima del umbral la probabilidad se incrementa rápidamente al 100%. Arriba del umbral, la severidad del daño aumentará con la dosis recibida.

Los efectos deterministas de la radiación en el hombre varía de acuerdo a los cuatro parámetros físicos: dosis, tiempo, volumen irradiado y calidad de la radiación. Dosis elevadas, grandes volúmenes de tejido expuesto y alta dosis ocurren generalmente en accidentes con fuente radiactivas, accidentes en los reactores nucleares explosiones nucleares.

Los efectos estocásticos se pueden producir cuando una célula irradiada se modifica en vez de morir. Una célula somática modificada puede conservar su capacidad reproductiva y suele dar origen a un clon de células modificadas de las cuales con el tiempo podrá resultar un proceso de cáncer. Los cánceres inducidos por radiación, con o sin contribución de otros agentes, no son distinguibles de los que ocurren por otras causas.

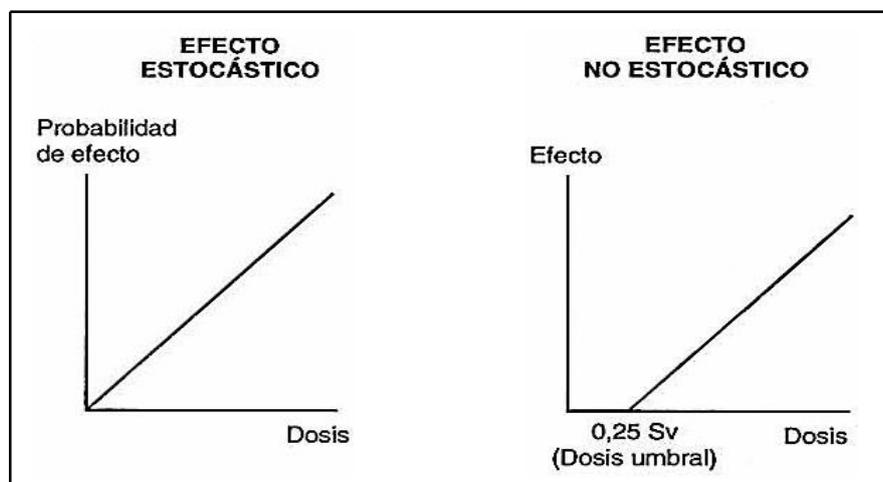


Fig. 8. Relación de la dosis y la probabilidad de efecto o efecto en un efecto estocástico o determinista respectivamente. [8]

La probabilidad de padecer cáncer como resultado de una exposición a la radiación, dependerá parcialmente del número de los clones de células modificadas creadas inicialmente, este número será influido por la probabilidad de que al menos un clon sobreviva. Y es de esta manera que la probabilidad de malignidad se relaciona con la dosis, mientras que la severidad de un cáncer en particular es influido solamente por el tipo y región del cuerpo en el cual aparece. El proceso aparentemente es aleatorio, aunque los individuos pueden diferir de alguna manera

en su sensibilidad a la inducción de cáncer por radiación, quienes reflejan variaciones genéticas y psicológicas. Algunos individuos con enfermedades genéticas raras pueden ser substancialmente más sensibles que el promedio de la población. Se ha visto que individuos expuestos a la radiación han padecido efectos no estocásticos diferentes al cáncer (tumores benignos en algún órgano).

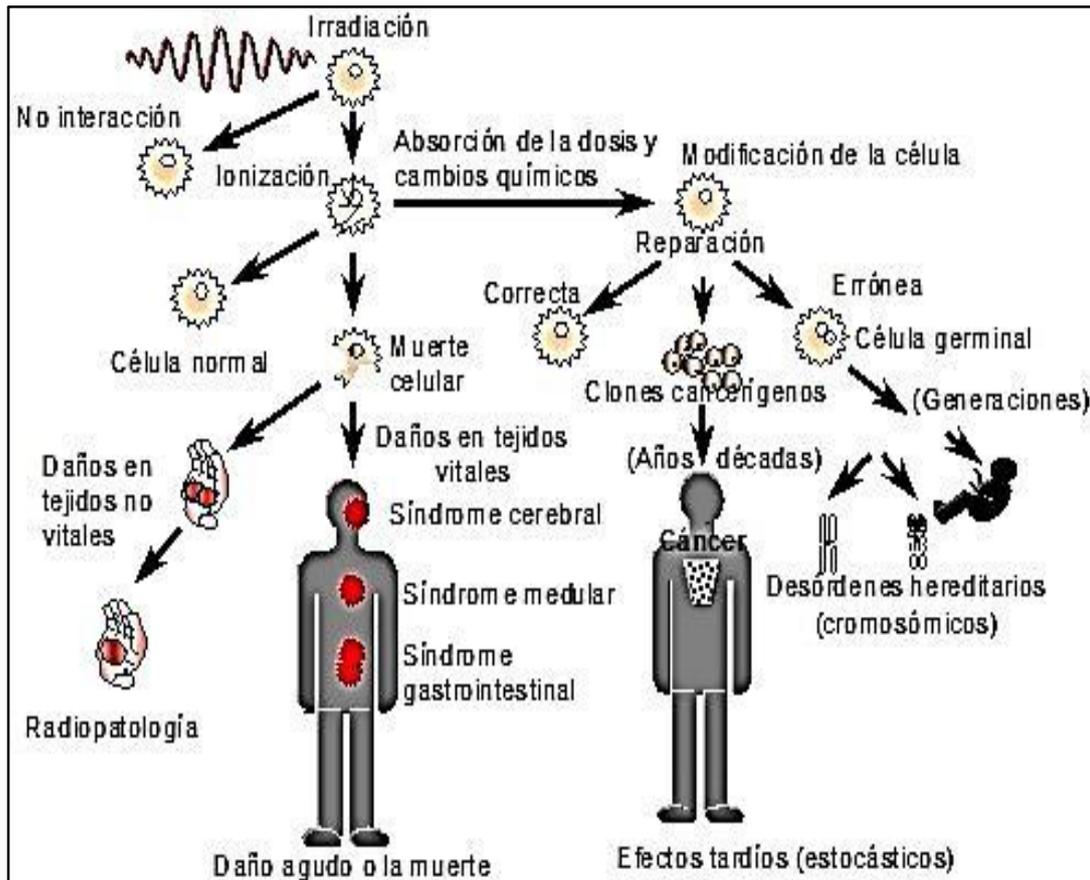


Fig. 9 Diversos caminos que puede seguir una célula luego de ser irradiada. [9]

En particular, cualquier acortamiento de la vida de la población expuesta a dosis de radiación baja se debe solamente al exceso de cánceres mortales inducidos por radiación.

Una célula germinal modificada en las gónadas, cuya función es transmitir la información genética a los descendientes del individuo expuesto, puede transmitir incorrectamente la información hereditaria afectando la carga genética de las generaciones posteriores.

La respuesta del cuerpo humano al desarrollo de un clon de células somáticas modificadas es bastante complejo. El desarrollo inicial del clon puede ser inhibido por las defensas del mismo cuerpo, a menos que su desarrollo se ha promovido por algunos otros agentes y/o que las defensas del cuerpo no sean capaces de eliminarlo o aislarlo, entonces después de un prolongado y variable tiempo llamado periodo de latencia, puede dar como resultado una condición de malignidad en la cual la proliferación de las células modificadas es incontrolada. Los cánceres inducidos por radiación, con o sin contribución de otros agentes, no son distinguibles de los que ocurren por otras causas.

Los mecanismos de defensa no son totalmente efectivos, sobre todo a pequeñas dosis. Los efectos estocásticos se refieren a los eventos que pueden ocurrir al azar, de acuerdo a las leyes de la probabilidad. Los efectos estocásticos más importantes en el ser humano son el cáncer y los efectos genéticos.

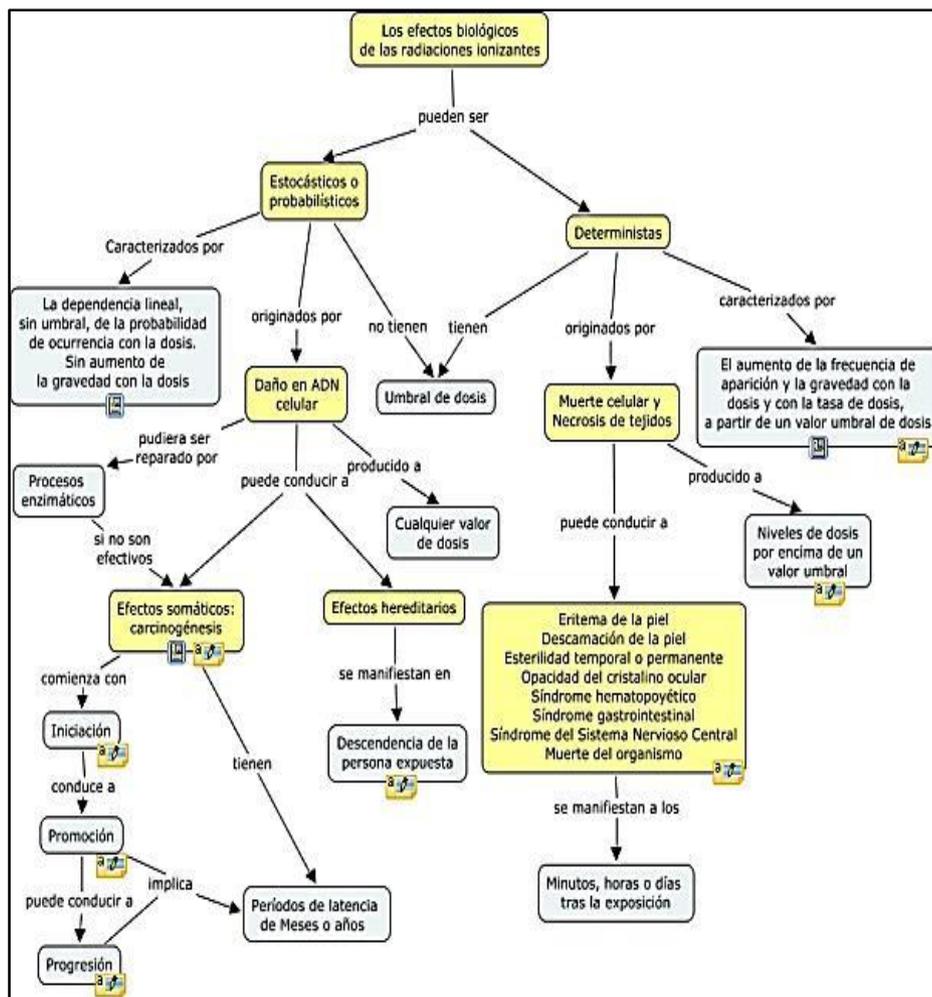


Fig. 10. Diagrama donde se muestran los posibles efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. [10]

CAPITULO 3: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

3.1 Definición [17] [18]

La protección radiológica es la disciplina que estudia los efectos de las dosis producidas por las radiaciones ionizantes y los procedimientos para proteger a los seres vivos de sus efectos nocivos, siendo su meta principal los seres humanos.

3.2 Objetivos [17] [18]

Los objetivos básicos de la protección radiológica son evitar los efectos biológicos deterministas en el hombre fijando límites de dosis por debajo de sus umbrales y limitar los efectos biológicos estocásticos a niveles considerados aceptables para la población.

Como se mencionó en el Capítulo 2, los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes se clasifican en dos tipos: efectos deterministas, que implica la disfunción o la pérdida funcional de los tejidos y órganos, debido principalmente al daño celular, esto es, muerte celular masiva; estos efectos resultan de la exposición a dosis altas en las cuales existe un umbral y efectos estocásticos, que se manifiestan después de un cierto tiempo, incrementando el riesgo de padecer cáncer y trastornos hereditarios. Los efectos estocásticos se caracterizan por no tener un umbral y pueden producirse en exposiciones a bajas dosis de radiación.

3.3 Premisas [17] [18]

Para el caso particular de seres humanos a los que son sometidos a radiaciones ionizantes con fines médicos, la Protección Radiológica, sigue las siguientes premisas

3.3.1 Justificación

Toda acción recomendada con el uso de radiaciones ionizantes, siempre estará debidamente justificada, siendo la mejor de las opciones existentes, tanto para el individuo como para la sociedad en su conjunto. Tomando en cuenta que el daño producido por las radiaciones al individuo sea menor que el beneficio que esta le producirá.

3.3.2 Optimización

Principio reflejado en las siglas ALARA ("As Low As Reasonably Achievable" en inglés o "tan bajo como sea razonablemente posible alcanzar" en español). Indica que si se va a hacer uso de las radiaciones ionizantes en un individuo, la dosis debe ser tan baja como sea posible y así disminuir la probabilidad del surgimiento de efectos estocásticos y evitar la aparición de efectos deterministas.

3.3.3 Limitación de dosis

Se han prefijado dosis máximas a las principales actividades que utilizan radiaciones ionizantes con el ser humano. Cualquier actividad que involucre radiaciones ionizantes que entregue dosis superiores a las indicadas en los documentos de Protección Radiológica será ilegal.

3.4 Dosis de radiación [17] [18]

El término genérico dosis se utiliza en Protección Radiológica como una forma de especificar cuantitativamente la cantidad de radiación al que se ha sometido un individuo.

Formalmente se ha establecido una magnitud, la dosis absorbida, como la cantidad dosimétrica fundamental. Los efectos deletéreos producidos en el hombre con motivo de la exposición a las radiaciones ionizantes, dependen en esencia de la naturaleza de la radiación, la energía depositada en el tejido, expresada en términos de la dosis absorbida, y la sensibilidad del tejido irradiado.

Se han identificado dos tipos de dichos efectos. Unos son de naturaleza determinista, relacionados con la disfunción de tejidos resultantes de la imposibilidad de compensar mediante la natural proliferación, a un determinado grado de muerte celular. Ocurren a partir de un cierto nivel del umbral a dosis consideradas altas en protección radiológica, que suelen presentarse poco tiempo después de la irradiación y su severidad depende de la dosis absorbida.

El otro tipo son los efectos estocásticos, que se relacionan con alteraciones sufridas por las células al ser interactuado su ácido desoxirribonucleico. Para el caso los efectos estocásticos, no existe un umbral de dosis, se presentan después de transcurrido un periodo de latencia y se ha introducido la magnitud denominada

equivalente dosis para correlacionarla cuantitativamente con su probabilidad de incidencia.

Es esencial que se distinga entre magnitud y unidad. Una magnitud física caracteriza un fenómeno físico de una forma tal que le lleva a una especificación numérica. Una unidad es una muestra seleccionada de referencia de una magnitud y es la escala numérica de la especificación.

3.5 Magnitudes y unidades radiológicas [17] [18]

Las principales magnitudes y unidades utilizadas para la medición del grado de radiación al que se ha sometido un cuerpo son las siguientes:

3.5.1 Exposición

Exposición o irradiación cuyo símbolo es X , es una cantidad que expresa el total de ionizaciones producida en aire por radiación X . Esta magnitud no es adecuada para fines de protección radiológica, debido a que sólo se aplica a radiación electromagnética ionizante y su efecto es en el aire. La unidad de la exposición es el Coulomb por kilogramo.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

3.5.2 Dosis absorbida

La dosis absorbida, cuyo símbolo es D , se define como el cociente de la energía promedio depositada por la radiación ionizante en una masa. Es una medida de la energía depositada en cualquier medio por la radiación ionizante. La dosis absorbida es una función puntual, continua y diferenciable, donde uno puede referir a su gradiente y a su tasa. La dosis absorbida se puede especificar en cualquier medio para cualquier tipo de radiación. La unidad de medida en el sistema internacional en la cual se especifica la dosis absorbida es el Joule por kilogramo utilizando el nombre específico Gray (Gy).

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}$$

3.5.3 Equivalente de dosis

El equivalente de dosis, cuyo símbolo es H, es la magnitud que correlaciona la dosis absorbida con la probabilidad de la aparición de los efectos estocásticos. El equivalente dosis se calcula mediante el producto de la dosis absorbida por el factor de calidad de la radiación, que es un factor adimensional que caracteriza de manera relativa la capacidad que tiene cada tipo radiación para aumentar la probabilidad de que se presente un efecto estocástico.

La unidad del equivalente de dosis es el Joule por kilogramo utilizando el nombre específico Sievert (Sv). La cantidad de dosis absorbida es muy útil como concepto físico y supone que en un medio cualquiera la dosis absorbida es siempre proporcional a la cantidad de energía depositada, pero en sistemas biológicos no necesariamente una misma dosis absorbida de diferentes tipos de radiación va a producir un mismo daño biológico.

$$H = W_R \cdot D$$

3.5.4 Equivalente de dosis efectivo

El equivalente de dosis efectivo, cuyo símbolo es E, es la suma ponderada de los equivalentes de dosis para los diferentes tejidos del cuerpo humano. Se calcula mediante el producto de la dosis equivalente multiplicada por el factor de ponderación por tejido el cual es un factor dimensional que caracteriza la sensibilidad de cada uno de los tejidos del cuerpo presente a la radiación ionizante, en función de la probabilidad de aparición de los efectos estocásticos. El factor de ponderación toma en cuenta la sensibilidad específica de un órgano o tejido a la radiación con respecto a los efectos estocásticos de la radiación.

$$E = \sum_T W_T \cdot H$$

El equivalente de dosis y el equivalente de dosis efectivo son sólo aplicables a dosis bajas, estas son magnitudes cuya finalidad es su utilidad en Protección Radiológica, incluyendo la evaluación de riesgos en términos generales, proporciona una base que permite estimar la probabilidad de

aparición de efectos estocásticos, pero sólo para dosis absorbidas inferiores a las correspondientes a los umbrales de aparición de efectos deterministas.

3.5.5 Dosis Colectiva

La Dosis colectiva se define como la suma de los equivalentes de dosis efectivo recibidos por un colectivo de población que este expuesto a una misma fuente de radiación. Con este tipo de dosis, se pueden realizar comparaciones útiles con respecto al impacto producido por distintas fuentes de radiación ionizante.

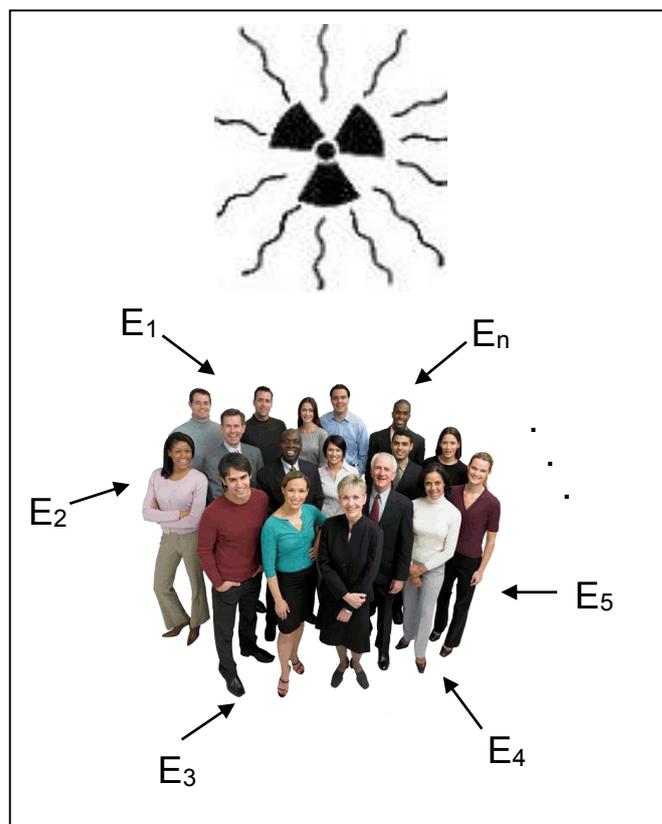


Fig. 11. Esquema de Dosis Colectiva. [11]

$$Dosis\ Colectiva = \sum_{i=1}^n E_i$$

CAPITULO 4: CALIDAD DE LA IMAGEN RADIOGRÁFICA

Conseguir una buena calidad de imagen es uno de los principales objetivos en radiografía médica, para el mejor cuidado del paciente, se deben obtener imágenes radiográficas médicas de calidad con niveles de dosis tan bajos como sea posible conseguir, voluntariamente, ¿quién elegiría una baja calidad en la imagen radiográfica con una alta dosis de radiación?

El concepto de imagen de calidad se utiliza a menudo en un sentido muy amplio, por lo que es fundamental comprender los factores que contribuyen a la calidad de la imagen así como las medidas cuantitativas de esos factores.

4.1 Parámetros de la calidad de la imagen radiográfica [19]

El fin de una imagen radiográfica es proporcionar información diagnóstica acerca de un paciente. El término calidad de la imagen radiográfica se usará como una descripción o medida cuantitativa de la perfección de una imagen.

Los parámetros que definen la calidad de la imagen radiográfica son los siguientes:

4.1.1 Contraste

El contraste del sujeto es la razón de flujo de rayos X que emergen de dos regiones contiguas del paciente. Esto es una función de la configuración de los flujos de rayos X en la imagen aérea, que expone al receptor de imagen. El contraste del sujeto depende de factores que afectan a la absorción de los rayos X por el paciente.

A la medida resultante de las diferencias en la densidad óptica en una radiografía producidas por diferencias en el flujo de rayos X incidente en el receptor de imagen, se denomina contraste de la película. Este contraste se verá afectado por el tipo de película, condiciones de procesado, nivel de densidad en la radiografía, nivel de velo de la película y tipo de exposición.

El contraste radiográfico es el término utilizado para describir la diferencia en la densidad óptica, entre dos áreas de interés de una radiografía. Alta diferencias en la densidad óptica, indican un alto contraste radiográfico. Una imagen con un alto contraste radiográfico es aquella en la que regiones de la película que corresponden a áreas de alta absorción de rayos X en el paciente aparecen muy blancas, mientras que regiones que corresponden a áreas de baja absorción de rayos X aparecen muy oscuras.

4.1.2 Borrosidad de la Imagen

Se dice que una imagen tiene gran detalle, cuando presenta un mínimo de borrosidad. En teoría, un objeto inapreciable (un “punto”) puede producir una imagen de dimensiones minúsculas. Esto no es posible en radiografía debido a la presencia de borrosidad en el sistema de formación de imagen. El grado de borrosidad puede ser cuantificado radiografiando un objeto puntual y midiendo su tamaño en una radiografía.

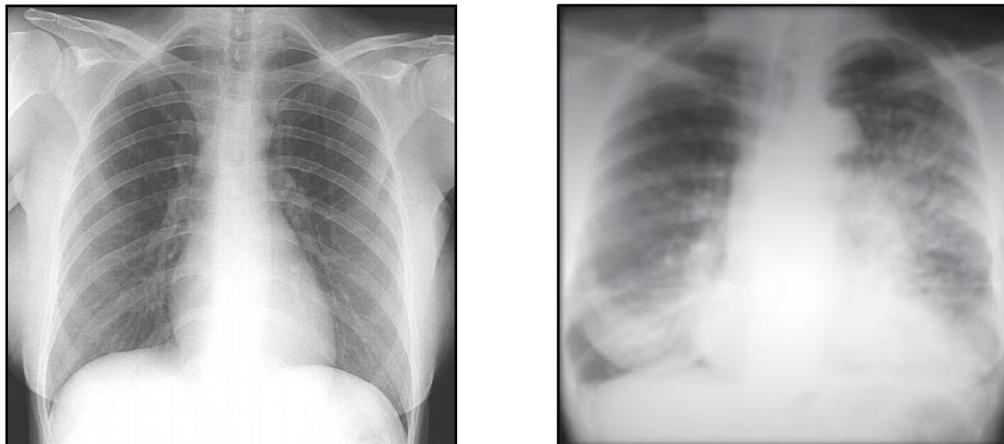


Fig. 12. Imagen Radiográfica donde se observa la falta de nitidez (derecha). [12]

Se utilizan otros términos para describir este fenómeno de una forma subjetiva, por ejemplo, la nitidez radiográfica, que es la impresión subjetiva de lo determinado o perceptible, que es el límite o borde de una estructura en una radiografía. La nitidez radiográfica está relacionada con la brusquedad del cambio de densidad a través del borde.

4.1.3 Ruido Radiográfico

Las variaciones indeseables en la densidad óptica, a lo largo de una radiografía, perjudica la pericia para distinguir los objetos. Cuando estas

variaciones en densidad son aleatorias, se les denomina colectivamente ruido radiográfico.

4.1.4 Moteado radiográfico

Es la variación de densidad en una radiografía hecha con pantallas de refuerzo que ha sido expuesta a un flujo uniforme de rayos X. Consta de tres componentes: moteado estructural, moteado cuántico y granularidad de la película.

4.1.4.1 Moteado estructural

Es la fluctuación de la densidad, resultante de una falta de uniformidad en la estructura de las pantallas de refuerzo. Una falta de homogeneidad en la capa de fósforos, como aglutinamiento de los cristales o variaciones en su revestimiento, darían como resultado una variación en las cantidades de intensidad luminosa en la pantalla y, por lo mismo, fluctuaciones en la densidad óptica de la película.

4.1.4.2 Moteado Cuántico

El moteado cuántico es la principal causa de ruido. Esto se debe al limitado número de fotones que llegan a la radiografía, cuya apariencia en la imagen es moteada. Este efecto es similar al fenómeno que experimentamos cuando tratamos de ver bajo condiciones de baja iluminación. Si apagamos las luces de la habitación y nos adaptamos en oscuridad, podremos ver algunos detalles del imagen, pero notaremos un aspecto granuloso de en la imagen visual. Este efecto es análogo al que se observan en una imagen radiográfica con insuficientes fotones de rayos X.

El moteado cuántico se percibe como la variación en la densidad de una radiografía, expuesta un flujo uniforme de fotones rayos X, cuya causa es la distribución espacial aleatoria de los fotones de rayos X absorbidos por la pantalla. Si consideramos una determinada pantalla de refuerzo y un determinado nivel de densidad óptica, a menor número de fotones absorbidos por la pantalla, mayor será el moteado cuántico.

El moteado cuántico puede afectar la visibilidad de estructuras de una radiografía. Este moteado tiene un efecto relativamente mayor

en la perfectibilidad de objetos debajo contraste, como ocurre en los quistes o lesiones en tejidos blandos como en las mamografías.

El efecto combinado del moteado estructural y el moteado cuántico en ocasiones, se denomina moteado de la pantalla.

4.1.4.3 Granularidad de la película

Es la impresión visual de la variación de la densidad en una película expuesta a un flujo uniforme de luz, debida a la distribución aleatoria de depósitos de placa revelada.

En este caso, la luz de exposición no surge de las pantallas de refuerzo ya que la exposición por medio de estas pantallas produce el moteado cuántico, el cual enmascara la granularidad de la película.

Sobre la insignificancia de la granularidad respecto al moteado cuántico, se cumple al observar una imagen radiográfica en un negatoscopio. Sin embargo, en los casos en que una parte la radiografía se amplía mediante una lente de aumento o mediante su proyección, como en el caso de las mamografías, puede verse la granularidad sobre todo en áreas de baja densidad.

4.1.5 Artefactos

Los artefactos son variaciones de densidad indeseables, en forma de manchas en la radiografía causados por un manipulado, exposición, suciedad o almacenamiento incorrecto.

4.2 Imagen rechazada [20] [21] [22]

La imagen rechazada es toda imagen radiográfica que no posee calidad radio diagnóstica adecuada para su análisis por presentar mucho o poco brillo, mucho o poco contraste, poca definición de detalle o artefactos, estos defectos pueden evitarse durante todo el proceso de elaboración de la imagen.

4.3 Tasa de rechazo de películas [22]

La tasa de rechazo de películas es un parámetro que nos permite identificar el nivel de calidad del sistema de generación de imagen en un servicio de

radiodiagnóstico. Esta tasa se obtiene del cociente del número de placas rechazadas entre el total de imágenes obtenida. Su objetivo es identificar las causas del rechazo de películas y las necesidades más urgentes de actuación para mejorar el funcionamiento de la instalación.

Para hallar la tasa de rechazo de películas se recogen las películas rechazadas durante un periodo de tiempo, se anotan en la hoja de trabajo el número de estudios totales en el periodo y se identifican en cada caso las causas concretas del rechazo.

La tasa de rechazo se calcula como el cociente entre el número de películas rechazadas y el número total de placas realizadas expresado en porcentaje durante el periodo de tiempo del estudio. La tasa de rechazo de películas es un indicador global de la calidad, imprescindible para el seguimiento del programa de control de calidad.

4.4 Condiciones para visualizar radiografías [22]

Gran parte de la información que contiene la imagen radiográfica no puede ser visualizada, si no se tiene en consideración las condiciones apropiadas para dicha visualización. Las radiografías de se deben examinar en un negatoscopio, disponiendo de buena visibilidad, comodidad y mínima fatiga.

El negatoscopio debe proporcionar luz difusa, de brillo uniforme, se precisa que cada cuerpo del negatoscopio tenga lámparas del mismo color, el nivel de luz deberá ser el suficiente para visualizar las áreas de interés de la radiografía.

La sensibilidad al contraste del ojo humano (capacidad de distinguir pequeñas diferencias de luminosidad) es máxima cuando el entorno es aproximadamente del mismo brillo que el área de interés. En consecuencia, para ver detalles en una radiografía es importante reducir el reflejo al mínimo, evitar superficies de reflexión y reducir el nivel lumínico del ambiente alrededor del que alcanza el ojo desde la radiografía.

Los brillos y reflejos se logran reducir colocando el negatoscopio lejos de lugares donde haya luz brillante (ventanas), apagando negatoscopios cercanos, utilizando máscaras para cubrir porciones no utilizadas del negatoscopios y cubriendo áreas de baja densidad en la radiografías que se está examinando.

En las salas de lectura es beneficiosa una iluminación tenue, además, conviene disponer de una fuente luminosa de potencia variable (con máscaras apropiadas)

para visualizar áreas de alta densidad en una radiografía y lentes para ampliar ciertos tipos de estructuras.

Son muchos los factores que contribuyen a una buena calidad de la imagen radiográfica. Los requisitos de una imagen de calidad varían según los distintos requisitos clínicos. La tendencia a aumentar la nitidez, hace que parezca preferible el uso de un alto contraste; sin embargo si el contraste es demasiado alto, las estructuras de interés pueden no ser visualizadas, lo que demandaría la repetición de las exposiciones.

La selección de los factores exposición y de los materiales de registro deben estar basados en la experiencia, teniendo en cuenta los exámenes que se van a realizar, y las necesidades de la persona que interpretará la imagen.

La selección de los factores apropiados para la calidad de la imagen implicará siempre un compromiso. Cuanto mejor comprendamos la interacción entre estos factores, nuestro servicio a la producción de imágenes de alta calidad será mayor.

CAPITULO 5: LA CADENA DE GENERACIÓN DE IMAGEN

5.1 Definición [19] [22]

La Cadena o Sistema de Generación de Imagen son todos los elementos que participan en la generación de la imagen radiográfica, desde que los insumos son adquiridos hasta que la imagen radiográfica es entregada al médico radiólogo para su evaluación y diagnóstico.

En todas las etapas de generación de imagen se pueden generar efectos negativos que dan por resultado una imagen de mala calidad radiográfica, que resulta en la repetición de la mamografía y en la administración de una dosis de radiación innecesaria al paciente.

En toda esta cadena de obtención de imagen podemos especificar los siguientes ambientes, equipos y/o insumos necesarios para su obtención:

- El Cuarto Oscuro – Luz de seguridad
- La Película Radiográfica – Pantalla Intensificadora – Chasis
- El Equipo Mamográfico
- El Procesador de Imágenes – Químicos
- La Sala de Evaluación de Imágenes – Luz ambiental
- El Negatoscopio – Luces internas

5.2 El cuarto oscuro [19]

El cuarto oscuro es el lugar en el cual se desarrollan los procesos de carga y descarga de los chasis, el revelado, fijado y lavado de las películas radiográficas expuestas, es por tanto un componente de suma importancia en la cadena de obtención de imagen. Como la película pasa dos veces por el cuarto oscuro, deben extremarse las condiciones de trabajo al nivel óptimo.

Se denomina cuarto oscuro porque todos estos procesos se realizan en un ambiente iluminado por una luz de seguridad llamada también inactínica y no por una luz blanca común.

La instalación del cuarto oscuro debe merecer, la misma importancia como la sala de diagnóstico, la ubicación ideal del cuarto oscuro es contiguo a la sala de diagnóstico o esté situado lo más cerca posible de la misma, las dimensiones del cuarto oscuro deben ser proporcionales al ritmo e intensidad de la actividad que en él se desarrolla, las dimensiones serán suficientes como para que el personal pueda desplazarse con comodidad.

En lo que se refiere a la entrada al cuarto oscuro puede recurrirse a distintos dispositivos:

- Sistema de laberinto: es cómodo, seguro y eficiente aunque tiene el inconveniente de necesitar más espacio que los demás sistemas.
- Sistema puerta giratoria o torno: es un buen sistema.
- Sistema de puertas paralelas: está conformado por un sistema de bloqueo eléctrico, no puede abrirse una de las puertas si no está cerrada la otra.

Cualquiera sea el sistema adoptado, no debe haber nunca filtraciones de luz.

Las paredes deben ser lisas, impermeables y fácilmente lavables. Conviene pintarlas con pintura sintética, de color claro, atractivo y agradable, por ejemplo, marfil o crema.

El techo será de color blanco, sobre todo si la iluminación es indirecta.

El cuarto oscuro será dividido en dos partes en lo posible bien separadas, la parte húmeda y la parte seca.

En la parte seca se cargan y descargan los chasis.

En la parte húmeda se efectúa el revelado, el fijado y el lavado de las películas radiográficas.

Esta división en parte húmeda y seca es importante porque tiene por objetivo evitar los efectos perniciosos de los reactivos y líquidos sobre el material sensible y las pantallas reforzadoras, lo que puede dañar en forma definitiva un material que es costoso.

Ambas partes pueden equiparse con muebles creados por la industria especializada.



Fig. 13. El cuarto oscuro. [13]

5.2.1 Parte Seca

En la parte seca se dispondrá de una mesa suficientemente amplia para facilitar las tareas de carga y descarga del chasis.

La superficie de la mesa tendrá un tamaño mínimo correspondiente a tres veces un chasis de 35 x 43, es decir 150 x 60 cm. Para trabajar cómodamente, la mesa estará a una altura de 93 cm. La mesa será de madera o de material sintético. Se evitara cubrirla con material plástico, porque este puede provocar descargas eléctricas y dañar la película.

Por debajo de la mesa se dispondrán estantes y compartimientos para colocar chasis y cajas de películas, un compartimiento para cada tamaño.

Conviene también disponer de algunos cajones para guardar en ellos utensilios como papel, lápiz, termómetro, recortador de ángulos y guillotina.

Encima de la mesa de carga y descarga, se pueden colocar también, tabiques verticales para guardar los chasis y las cajas de películas radiográficas.

5.2.2 Parte Húmeda

Debe estar, en lo posible, separada de la parte seca.

En esta parte se llevan a cabo los procesos elaboración de los líquidos revelador y fijador que serán utilizados en el procesador de películas.

Todos estos procesos se cumplen en dispositivos especiales denominados tanques, éstos son de baquelita, plástico, mampostería o acero inoxidable. Los mejores son, sin duda, los de acero inoxidable porque son resistentes a los ácidos y permiten una fácil limpieza. Hay tanques de diferentes capacidades, siendo el más difundido el de 20 litros.

Es conveniente que el tanque, tanto para el líquido revelador como para el fijador tenga tapa para evitar su oxidación.

5.2.3 Iluminación

El cuarto oscuro estará equipado con dos distintos tipos de luces; luz blanca y luz de seguridad.

La luz blanca estará dispuesta en el techo del cuarto oscuro con el fin de poder realizar cómodamente las diversas tareas dentro del cuarto oscuro que no estén destinadas directamente al procesamiento de la película radiográfica. Será en lo posible una luz indirecta.

La luz de seguridad debe reunir dos condiciones básicas, permitir cumplir con comodidad con todas las tareas concernientes al procesamiento de la película radiográfica y, al mismo tiempo, no provocar velo en la película radiográfica.

Tanto la carga como descarga de los chasis, como el revelado y fijado se harán bajo la protección de la luz de seguridad.

Se dispondrán luces de seguridad en el techo con fines de iluminación general, otra por encima del banco de carga y descarga de los chasis, y, una última, por encima del procesador de películas.

Los filtros de las luces de seguridad se componen de una hoja de gelatina de vidrio o de plástico, de color rojo o anaranjado, deben asegurar luz suficiente como para realizar cómodamente las tareas de manipulación de las placas y, al mismo tiempo, no deben producir velo en la película. El estándar de seguridad de estas lámparas debe ser tal que un film no expuesto pueda ser manipulado con seguridad a una distancia de 1 m durante 1 minuto sin producir velo. Se emplearán lamparillas eléctricas de 15 a 25 watts.

La luz de seguridad destinada a controlar el proceso de revelado no se colocará demasiado alta ni demasiado lejos del procesador. Lo mejor es

empotrarla en la pared, inmediatamente por encima del procesador de películas a una altura mínima de 80 cm. Es un error creer que se puede exponer una película a la luz de seguridad impunemente, porque no hay luz de seguridad absolutamente no actínica.

Las sustancias orgánicas que se emplean en la confección de los filtros se modifican con el tiempo como consecuencia de la temperatura y de la misma luz, por eso, los filtros deben controlarse cada 6 meses como mínimo.

La luz de seguridad para iluminar el banco de carga y descarga de chasis será colocada por encima de este a una altura mínima de 80 cm.

5.3 El mamógrafo [20] [22]

Ninguna región anatómica requiere una técnica radiográfica tan altamente especializada como la mama. Sus tejidos (glandular, conjuntivo, epitelial, graso, etc.) presentan muy pocas diferencias de absorción fotoeléctrica al haz de radiación; y el resto de las estructuras mamarias, como vasos sanguíneos o conductos galactóforos, son de muy pequeño tamaño. Ambas circunstancias obligan a extremar el control de calidad de todos los componentes del equipo para mamografía.

El estudio radiológico de la mama precisa desde el primer momento de un aparato de radiodiagnóstico especialmente dedicado a su estudio y que tiene unas características diferentes a la radiología convencional, este equipo especializado se denomina mamógrafo y tiene diferencias sustanciales en comparación a un equipo de radiografía convencional, como se observa en la fig. 19.

Los parámetros de funcionamiento que diferencian a un equipo de mamografía de otro equipo que utiliza rayos X para obtener imágenes médicas son los siguientes:

5.3.1 Generador

Al igual que en otros aparatos modernos de rayos X, el mamógrafo debe rectificar la corriente alterna de uso generalizado en corriente continua. Existen diferentes procedimientos para ello, desde la forma más sencilla de la auto rectificación de los aparatos dentales hasta los convertidores de alta frecuencia; con éstos últimos se consigue prácticamente una corriente continua y constante, lo que conlleva una falta de variación cíclica de voltaje, una menor dosis de radiación al paciente, una máxima homogeneidad de las longitudes de onda, el menor tiempo de exposición posible y, por tanto se

evita al máximo la borrosidad cinética, sobretodo los movimientos involuntarios de la mama izquierda producidos por el latido cardíaco. Hoy día todos los mamógrafos deben ser equipos con convertidores de alta frecuencia.

5.3.2 Corriente de tubo

Necesariamente es muy elevada. La borrosidad cinética de algunas mamografías comienza a hacerse manifiesta en la imagen cuando el tiempo de exposición excede de un segundo y esto es debido a una compresión insuficiente, a mamas de mayor tamaño, mamas menos compresibles, mamas más fibro glandulares y/o cuando se emplea parrilla antidifusora. Todo lo anterior implica la necesidad de utilizar una corriente de tubo elevada para disminuir el tiempo de exposición.

Por lo tanto, el generador ha de tener la potencia suficiente para poder disminuir el tiempo de exposición al mínimo posible, para así reducir el movimiento y la borrosidad cinética y acortar el tiempo durante el cual la paciente debe soportar la compresión. En definitiva, debe ser capaz de producir un elevado mili amperaje.

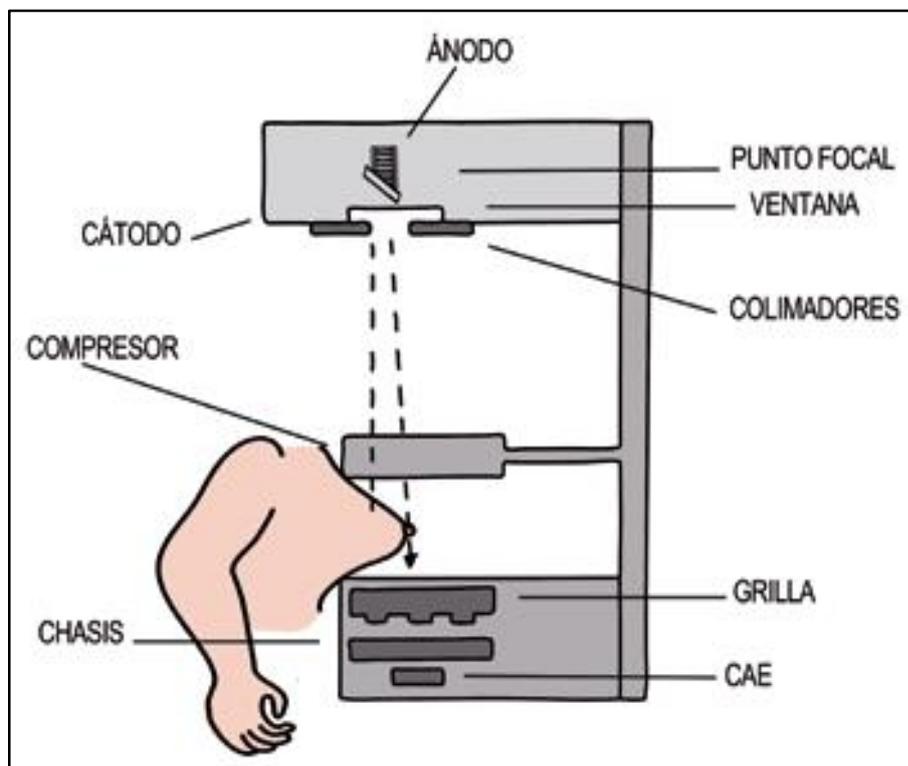


Fig. 14. Esquema de un mamógrafo. [14]

En los sistemas de rayos X de uso médico, el operador elige las características de la exposición de rayos X, denominadas factores técnicos, seleccionando el potencial del generador, la duración de la exposición y la corriente del tubo. Otros generadores convierten el tiempo de exposición y la corriente una sola magnitud conocida como carga de tubo cuya unidad es el mAs, el cual es el producto del tiempo de exposición y la corriente del tubo.

5.3.3 Tubo de Rayos

El tubo de rayos X es, sin duda, el factor limitante más importante en todos los mamógrafos. Diseñar y producir tubos de las especificaciones deseadas es un procedimiento altamente complejo. Es importante que el tubo de rayos X tenga buenas características de disipación de calor (la corriente electrónica se transforma en un 99% en calor y sólo un 1% en rayos X), para permitir una intensidad de corriente elevada y por tanto un tiempo corto de exposición. Si el mamógrafo se emplea para la detección precoz o "screening", la disipación térmica debe ser suficiente para radiografiar, al menos, diez pacientes por hora. Lo que para una sesión de 3 horas supone al menos 120 exposiciones.

El aspecto más importante en el diseño de un tubo de mamógrafo es el ánodo. El material habitualmente empleado es el Molibdeno por su radiación característica de pico a 27 kV (en el rango útil mamográfico), como contrapartida al amplio espectro de emisión del wolframio (empleado en la radiografía convencional).

El foco requerido depende entre la selección de mamografía normal y la magnificada. Se recomienda para la primera 0,3 a 0,5 mm, pero en el caso de la magnificación el tamaño del foco debe oscilar entre 0,1 a 0,15 mm.

Como material de ventana se utiliza el Berilio por su baja absorción en el rango de energía. La orientación del tubo debe aprovechar el efecto anódico, según el cual, la dosis de radiación o la cantidad de radiación va disminuyendo a medida que aumenta la distancia a la pared torácica si el cátodo está junto a ésta y el ánodo enfrentado al pezón.

5.3.4 Filtración

Se emplean láminas de Molibdeno de 0,3 mm de espesor. Recientemente se han incorporado filtros de tierras raras que reducen al 50% la dosis administrada a la paciente por eliminación de la porción espectral del haz no

válida para la mamografía. La utilización de estos filtros produce sin embargo una ligera disminución del contraste pero en un grado tal que resulta aceptable cuando se emplean combinaciones pantalla/películas contrastadas.

5.3.5 Colimación

La colimación es esencial para reducir la dosis de la paciente y del operador así como para reducir la radiación dispersa que empeora la imagen radiológica. El uso tradicional de la colimación consiste en limitar el haz de rayos al área estudiada. Sin embargo, en mamografía se mejora la percepción si la zona de la película que rodea a la mama está ennegrecida. En mamografía la colimación permite el ennegrecimiento de la porción de película no cubierta por la mama, salvo en la mamografía localizada. Por tanto, la colimación es fija y adecuada al tamaño de la película.

5.3.6 Compresión

La compresión del volumen orgánico irradiado es siempre importante en cualquier exploración ya que mejora de forma importante la imagen radiológica obtenida. En mamografía es imprescindible. La compresión de las mamas de más de 4,5 cm de espesor es un escalón fundamental en la obtención de una buena mamografía. Existen compresores de diferentes formas y tamaños, incluyendo los utilizados en las mamografías localizadas. Estos compresores deben ser rígidos y con esquinas y cantos redondeados y con lados suficientemente altos como para evitar la superposición de estructuras, como pueden ser la grasa supra mamaria en la proyección cráneo-caudal y la mama contra lateral en la proyección lateral u oblicua.

La compresión se aplica más adecuadamente empleando un sistema neumático o electromecánico controlado a través de un pedal. De esta forma el operador tiene las manos libres para la adecuada colocación de la mama. El valor de la compresión debe estar entre 150 y 200 N.

Desde el punto de vista radiológico, las ventajas de la compresión son:

- a) Reducción de la radiación dispersa (mejora el contraste)
- b) Reducción de la superposición de imágenes
- c) Reducción de la borrosidad geométrica
- d) Reducción de la borrosidad cinética
- e) Reducción de la dosis de radiación
- f) Homogeniza la densidad radiológica de la imagen

El compresor debe comprimir toda la mama por igual. El resultado de una mala compresión es radiográficamente evidente en la imagen obtenida.

5.3.7 Parrilla antidifusora

No es una exageración afirmar que la introducción de la parrilla anti difusora ha supuesto una revolución en la técnica mamográfica. La eliminación de la radiación dispersa con el uso de parrillas ha hecho posible la identificación de lesiones de pequeño tamaño y ha facilitado enormemente la detección de signos diagnósticos de cáncer precoz. Se ha descrito que comparado con los screening previos, ha habido un aumento en la tasa de detección de cáncer de un tercio desde la introducción de la parrilla anti difusora. Este aumento ha sido fundamentalmente para los cánceres de 6 a 10 mm; estos pequeños cánceres se diagnosticaron sobre la base de pequeñas masas espiculadas o alteraciones de la estructura del tejido mamario. Las parrillas móviles, se instalan como parte integral de los mamógrafos actuales.

5.3.8 Exposimetría automática

La exposimetría automática se utiliza en mamografía para ajustar automáticamente el tiempo de exposición a un ennegrecimiento determinado, prescindiendo del espesor de la mama. Consiste en un detector sensible a la radiación que, incorporado a un circuito, corta el disparo cuando se ha alcanzado la saturación previamente seleccionada.

La exposimetría automática se obtiene mediante una cámara de ionización. Es imprescindible, hoy día, disponer del control automático pues es imposible estimar por palpación la exposición requerida para obtener una imagen satisfactoria de la mama. Algunas mamas densas no se aprecian muy firmes o granulares, mientras que mamas percibidas a la palpación como tensas son relativamente radiotransparentes.

El exposímetro automático debe ser preciso para mantener las constantes de ennegrecimiento que le corresponden, dentro de un rango, para que se puedan obtener radiografías comparables de una misma mama en dos momentos diferentes de la vida de una mujer.

Las cámaras de ionización suelen ser tan sensibles que, para una misma mama, puede variar la exposición variando tan sólo la película, ya que las

diversas películas del mercado poseen diferentes absorciones. También es capaz de variar la exposición con una misma mama al cambiar la marca del chasis, por lo que la cámara debe siempre fijarse para una película y chasis determinados.

La exposimetría automática puede reducir el tiempo que dure una exploración, porque se obtendrán así la mayor parte de las mamografías sin necesidad de repetir la exploración. Pero resulta imprescindible para las mamografías de screening, en algunas de cuyas campañas no se procesan las mamografías hasta horas después de haberse marchado la mujer de la Sala de mamografía.

Los mamógrafos ofrecen la posibilidad del control automático de exposición, en los cuales el operador selecciona el potencial y un circuito electrónico finaliza la exposición cuando la película ha recibido una cantidad pre ajustada de radiación. Como la absorción de los rayos X varía según los pacientes (principalmente debido al grosor y densidad), esto proporciona un medio convenientemente de evitar radiografías sub o sobre expuestas (demasiado claras o demasiado oscuras respectivamente). Sistemas más sofisticados ofrecen la posibilidad de pre programar los factores técnicos para un examen, como usados para una relación de tórax de complejidad media o unos senos “densos” en mamografía.

5.3.9 La imagen radiográfica

En la radiografía convencional el contraste del sujeto es grande, debido a las grandes diferencias en densidad y número atómico efectivo entre huesos, músculos, grasa y tejido pulmonar. En la radiografía de tejidos blandos sólo intervienen músculos y grasa que tienen números atómicos muy similares y densidades parecidas. En estas radiografías las técnicas se orientan a incrementar la absorción diferencial entre las estructuras que son tan parecidas desde el punto de vista radiológico.

La mama normal está compuesta por tres tipos de tejidos fundamentalmente: fibroso, glandular y adiposo. Dado que la densidad y el número atómico efectivo de los tejidos blandos que forman la mama son muy similares, las técnicas radiográficas normales son completamente inútiles.

Para el rango comprendido entre los 70 kV y 100 kV el efecto Compton

predomina en el tejido blando, ya que la absorción diferencial entre los tejidos de composición similar es mínima. Se requieren técnicas de baja tensión para maximizar el efecto fotoeléctrico y mejorar así la absorción diferencial.

La absorción de rayos X por los tejidos se realiza por efecto Compton y fotoeléctrico. La absorción interesante en el radiodiagnóstico es el efecto fotoeléctrico que depende de la densidad y de la tercera potencia del número atómico de esas estructuras. Aún más, para radiaciones de baja energía, la absorción fotoeléctrica aumenta con más rapidez que la difusión Compton. Por ello se utilizan kilovoltajes bajos en mamografía, dentro del rango comprendido entre los 20 a 35kV.

Por consiguiente, en mamografía se deben utilizar técnicas de baja tensión. Sin embargo, al reducir la tensión se reduce también la capacidad de penetración del haz, lo que requiere un incremento de la corriente instantánea.

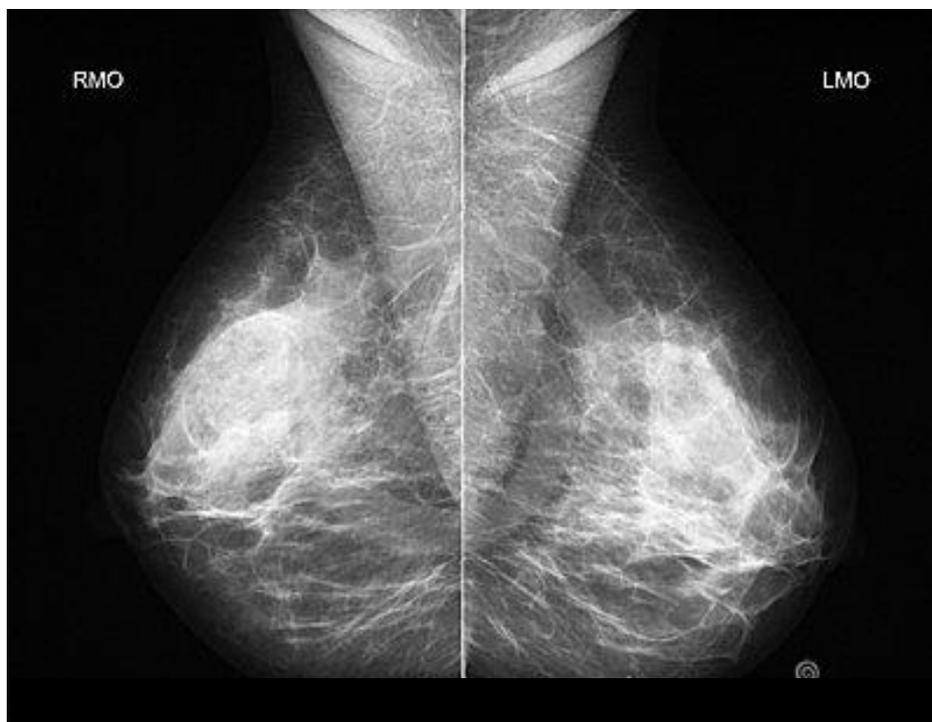


Fig. 15. Imagen mamográfica en proyección lateral. [15]

En definitiva, la imagen mamográfica es una imagen de alto contraste y alta resolución: alto contraste por utilizar un mA elevado con un kV bajo, aunque ello conlleve una dosis relativamente más elevada de radiación si se compara con la radiología convencional; alta resolución por utilizar un foco pequeño en un equipo y materiales concebidos para conseguir la mayor resolución de la imagen.

5.4 El procesador de películas radiográficas [19]

Una vez formada la imagen latente, la película debe procesarse para producir una imagen visible. El cuidado que se haya puesto en la colocación del paciente o en la selección de los factores técnicos para producir una imagen latente óptima no sustituye un procesado de baja calidad, que siempre producirá radiografías de baja calidad. Por tanto, es imprescindible entender los elementos básicos, en relación con esta importante etapa de la cadena de formación de imagen.



Fig. 16. Procesador de imágenes radiográficas. [16]

5.4.1 Procesado de una película

El procesado de la película se basa en una serie compleja de reacciones químicas, muchas de las cuales son simultáneas. Un proceso automático de película transporta la película expuesta a través de cuatro secciones de la máquina. En cada una de estas secciones, se combina una serie de condiciones específicas para efectuar los siguientes cuatro funciones:

- Revelado: convierte la imagen latente en una imagen visible compuesta de diminutas partículas de plata metálica.
- Fijado: elimina los halogenuros de plata no revelados de la emulsión y prepara la película para la siguiente etapa del ciclo de procesado.
- Lavado: elimina el exceso de productos químicos de la película procesada.
- Secado: prepara la película para ser visualizada y almacenada.

El sistema de transporte conduce la película través de las secciones de revelado, fijado, lavado y secado de la procesadora. Un procesado óptimo exige cada película permanezca exactamente el tiempo especificado en cada sección. La película se mueve a través de la procesadora mediante un sistema de rodillos accionados por un motor de velocidad constante.

El sistema de agua tiene dos funciones: lavar la película y ayudar a estabilizar la temperatura de las soluciones del procesado. Algunas procesadoras funciona utilizando agua caliente y fría; la temperatura es controlada por una válvula de mezclado. Otros procesadoras requieren solamente un suministro de agua fría y controlar la temperatura con elementos térmicos internos. El suministro de agua debe ser limpio y estar libre de contaminantes, sedimentos y otros depósitos que pueda interferir con un proceso óptimo.

El procesado de la película consume algunos de los componentes químicos. Por tanto es necesario un refuerzo exacto de las soluciones de revelado y fijado para mantener constante el procesado así como su alta calidad. La cantidad de refuerzo requerida depende del número de películas procesadas. Las tasas de refuerzo están determinadas por el área total de la superficie o por la longitud de la película procesada. Tanto un exceso como un defecto refuerzo conducen a una radiografía de baja calidad.

El revelado convierte la imagen latente de la película en una imagen visible, compuesta de diminutas partículas de plata. Los componentes básicos de un revelador son: disolvente, agentes reveladores, aceleradores o activadores, preservadores, retardadores y endurecedor.

Algunos componentes químicos se consumen durante el proceso de revelado. Una bomba refuerzo transfiere químicos frescos a un contenedor

externo al tanque de revelado para restablecer su actividad y volumen original. El refuerzo también restablece el alto pH de la solución de revelado.

Completando el ciclo de revelado la gelatina de la película tiene una considerable cantidad revelador. Los rodillos escurridores eliminan, mediante su acción, el exceso de revelador de la película mediante su acción. Esto evita que el alto pH del revelador reduzca el efecto del fijado.

La película que abandona el revelador por medio de los rodillos escurridores, contiene granos de plata metálica en los lugares donde los fotones rayos X de la imagen de radiación impresionaron la película. Con la excepción de una pequeña cantidad de velo químico, los cristales de halogenuro de plata sin exponer no son afectados por el revelador. Para completar el procesado, la película radiográfica debe ser limpiada de estos cristales sin revelar, antes de lavar para evitar una decoloración producida por el paso del tiempo o la exposición a la luz visible. Los revestimientos de gelatina deben también ser endurecidos de forma que la película resista la abrasión y el secado con aire caliente. Los componentes básicos de la solución de fijado son Disolvente, Agente de fijado, Preservador, Endurecedor, Acidificador y Tampón.



Fig.17 Imagen de los componentes del revelador (izquierda) y fijador (derecha). [17]

Debido a que algunos componentes químicos se consumen durante el proceso de fijado, una bomba de refuerzo transfiere químicos frescos desde

un contenedor externo al tanque de fijado de la procesadora. Esto restablece la actividad y el volumen original del fijador.

El lavado elimina los últimos residuos de químicos del procesado y evita la decoloración. Una de las características importantes de una radiografía procesada es la posibilidad de archivarla durante largo tiempo.

Un ventilador proporciona aire caliente a la sección de secado de la procesadora. La mayor parte del aire es recirculado mientras que el resto se expulsa para evitar que haya una excesiva humedad en el secado. La temperatura del secador deberá ajustarse, siempre que sea posible, a los niveles más bajos para que se consiga un secado completo. Nunca deberá exceder las recomendaciones del fabricante.

Las soluciones del procesado se preparan normalmente a partir de polvos a los que se les añade agua, o se obtienen diluyendo productos químicos líquidos y concentrados. Existe una gran facilidad de elección para estipular contratos de mantenimiento de las procesadoras y productos químicos. Cualquiera que sea la forma en que se preparen, los químicos de las procesadoras deben mezclarse y manipularse de acuerdo con las especificaciones del fabricante. Éstas incluyen un control cuidadoso sobre limpieza de los tanques, contaminación, temperatura y volumen de los químicos y del agua utilizada.

Un procesado óptimo significa lograrlas características sensitométricas deseadas (velocidad, contraste, niveles de velo, etc) en la imagen procesada, presentar una radiografía libre artefactos dentro de la escala de densidades ópticas requeridas para la interpretación de la misma, producir radiografías que hagan un uso eficaz del imagen de radiación, lo que conlleva a minimizar la exposición del paciente a la radiación y estabilidad día tras día en los resultados sensitométricos del procesado.

Con el fin de obtener el procesado óptimo deben seguirse las recomendaciones del fabricante referentes a: tiempo del ciclo de procesado, químicos apropiados, pantallas de refuerzo, temperaturas (de las soluciones y del secador), mantenimiento de la procesadora, control de calidad de la procesadora.

El ciclo de procesado puede definirse como el tiempo requerido por la película desde que entra la procesadora hasta que sale de la misma. Esto se conoce como tiempo de recorrido. La escala de ciclos de procesado moderno bases de 45 a 210 segundos, aunque la mayoría de las procesadoras automáticas operan a 90 segundos en el procesado estándar. Los fabricantes de películas determinan los regímenes óptimos de refuerzo y temperatura del revelador. Estos parámetros están basados en el sitio de procesado requerido para obtener las características sensitométricas deseadas para el tipo de película que se esté utilizando.

Aumentar el ciclo de procesado (ciclo extendido) puede ser ventajoso para algunas películas con emulsión por una sola cara (como en el caso de mamografía). Este método aumenta el tiempo que la película está en el revelador mientras se mantiene la temperatura sin cambios. Algunas películas emulsión por una sola cara, específicamente películas de mamografía, el contraste de la película y la velocidad se incrementan con un ciclo de procesado mayor sin afectar de forma significativa al velo. Este aumento de la velocidad permite una reducción de la dosis del paciente aproximadamente un 35%, cuando se compara con radiografías de densidad equivalente producidas utilizando la misma combinación de pantalla-película y un ciclo de procesado estándar. No se recomienda el ciclo extendido para película de doble emulsión.

Todos los fabricantes recomiendan químicos y condiciones (temperatura, tiempo de inmersión, regímenes de refuerzo) para procesar sus películas. Estos factores han sido probados por los fabricantes para proporcionar un procesado óptimo. Sin embargo, la velocidad de la película, el contraste y la base más velo pueden variar cuando se utilizan químicos diferentes.

Pueden ocurrir variaciones en los químicos de procesado debido a un cierto número de factores. Aunque la mayoría de los fabricantes usan químicos de procesado similares para el revelado y fijado, la concentración de los mismos puede variar tanto en los concentrados químicos producidos por el fabricante como en el producto final diluido por el personal usuario o los proveedores de servicios. Como resultado, las variaciones en la concentración pueden producir unas características sensitométricas inferiores a las óptimas en las imágenes procesadas.

Estas variaciones también pueden ser el resultado de un refuerzo inapropiado. El refuerzo es importante para mantener estable la actividad del revelador y fijador. Un refuerzo apropiado proporciona resultados sensitométricos estables, reduce al mínimo la aparición artefactos y mejora la calidad de almacenamiento de las radiografías procesadas. Los regímenes refuerzo se determina normalmente en función de la cantidad de película procesada por día (es decir, en función del área total de su superficie o de la longitud de la película).

Para procesados de ciclo extendido (mamografía) se requiere un control especialmente estricto del refuerzo. Se recomienda consultar con fabricantes de la película para ajustar correctamente el procesador y los regímenes de refuerzo requeridos, para obtener resultados óptimos y estables.

Cuando la temperatura del revelador es más baja que la recomendada, la velocidad de la película se reduce. Como resultado será necesario un aumento en la dosis de radiación, para producir radiografías de densidad óptica comparable. De la misma forma, se reduce el contraste de la película cuando la temperatura del reveladores más baja. Por el contrario, si la temperatura del revelador es más alta o el tiempo revelado es más largo que los recomendados, la velocidad de la película aumenta. Esto podría permitir una reducción en la dosis de radiación y, además, un aumento el contraste. Sin embargo estos cambios normalmente pueden aumentar el ruido radiográfico. El incremento de la temperatura del revelador puede producir un aumento en el velo de la película. Además, la estabilidad del revelador puede verse afectada de forma adversa cuando las temperaturas del revelador que se usan son más altas que las recomendadas.

Las procesadoras de películas son máquinas complejas que combinan sistemas químicos, mecánicos, térmicos, eléctricos y, con frecuencia, sistemas controlados por microprocesadores. Para mantener un rendimiento óptimo de la procesadora, todos estos sistemas deben funcionar con las tolerancias especificadas por el fabricante de la película. Desviaciones que pueden parecer insignificantes como un grado de variación en la temperatura del revelador, o una pequeña falta de uniformidad en un rodillo de transporte, pueden causar artefactos inaceptables en las imágenes procesadas.

Con el fin de mantener el rendimiento de la procesadora deben seguirse las recomendaciones del fabricante sobre mantenimiento preventivo. Además, los controles en la limpieza de la procesadora y el mantenimiento preventivo deben ser realizados por personal calificado que haya recibido entrenamiento en procedimientos para las pruebas y reparaciones de la procesadora.

Para obtener los valores óptimos de contraste y velocidad de la película en radiografías de imágenes médicas, es esencial tener en consideración la procesadora, el tipo de película y los químicos como un sistema integral. Siempre deben cumplirse las recomendaciones de los fabricantes, para cada tipo de película radiográfica y, lo que es imprescindible, confirme y mantenga el contraste y la velocidad la película, y los valores de base más velo como medio para el control de calidad de la procesadora.

5.5 El negatoscopio [19] [22]

El negatoscopio es un equipo que permite visualizar la imagen médica que la cadena de obtención de imagen ha producido. Este aparato destinado a la interpretación de radiografías, se clasifica como accesorio de radiología, pero no deja de ser un eslabón determinante de la cadena de calidad. La precisión del diagnóstico radiológico y la eficacia del radiólogo dependen de las condiciones de lectura de la película.



Fig. 18. Negatoscopio para mamografías. [18]

El negatoscopio, debido sin duda a su sencillez técnica en comparación con la extrema sofisticación del equipamiento radiológico, no suele ser objeto de la atención que merece. A pesar de los indiscutibles progresos técnicos realizados en materia de imágenes médicas, la calidad de las radiografías sólo puede explotarse si se interpretan con un aparato totalmente luminoso y homogéneo.

Se deben controlar tres características esenciales para asegurarse de la óptima calidad de un negatoscopio.

5.5.1 Temperatura de color de los tubos

El color de la luz de la superficie luminosa de un negatoscopio debe estar comprendido entre 4 500° y 6500° Kelvin. Los negatoscopios Ella están equipados con tubos de 6500 K de tipo "luz diurna".

5.5.2 Homogeneidad de la potencia luminosa

La homogeneidad debe ser tal que ninguna zona se encuentre insuficientemente iluminada hasta el punto de estorbar al médico en el ejercicio de sus funciones. La diferencia máxima tolerada es una variación del 30% entre el centro y los ángulos (a 8 cm de los bordes de la superficie luminosa).

5.5.3 Potencia luminosa

La potencia luminosa debe ser de 1 700 cd/m² como mínimo para un negatoscopio estándar y de 2 000 cd/m² para mamografía.

5.6 El receptor de imagen [19] [21]

Se denomina receptor de imagen al conjunto formado por la película radiográfica, el chasis y la pantalla intensificadora. Debido a la mutua dependencia las pantallas de refuerzo, película y chasis, es de poco valor especificar una sin la otra.

Hasta ahora, se ha tratado, de los factores que afectan la imagen de radiación, es decir a la distribución invisible de flujos de rayos X que emergen del objeto que está siendo radiografía. En la radiografía, el receptor de imagen, que consiste en pantallas de refuerzo y película radiográfica, convierte la información invisible de la imagen de radiación en un formato físico que puede ser visto e interpretado.

El objetivo del receptor de imagen es absorber los fotones rayos X de la imagen de radiación hasta convertir esta información en un formato visible y, frecuentemente, suministrar un registro para archivo permanente de información que resulte válido para exámenes posteriores. Algunas de las características importantes del receptor de imagen ideal incluyen:

- **Fidelidad espacial:** El receptor de imagen debe reproducir fielmente la información de la imagen de radiación a la que ha sido expuesto. Debe reproducir y demostrar bordes nítidos, curvas suaves y detalles finos, sin artefactos que distraiga la atención del experto.
- **Intensificación:** Un receptor debe incrementar la información de la imagen de radiación sin comprometer la fidelidad espacial. Una radiografía de alta calidad debe obtenerse utilizando la mínima cantidad exposición a la radiación, de acuerdo con los parámetros de calidad de imagen. Las pantallas de refuerzo han sustituido virtualmente a la técnica de exposición directa. La intensificación proporcionada por las pantallas da como resultado una dosis reducida y otras ventajas asociadas, sin perjuicio de la calidad general de la imagen.

Otras características importantes son:

- **Consideraciones logísticas:** un receptor de imagen ideal debe ser cómodo de manipular, visualizar, comparar con otros resultados de diagnóstico hechos a partir de otras modalidades de formación de imágenes y almacenar. Esas condiciones fundamentales con frecuencia son ignoradas en la evaluación de los receptores de imagen.
- **Precio:** se debe utilizar productos de calidad que no sobrecarguen al sistema de salud con costes excesivos.
- **Efectos ambientales:** todos los componentes que se involucran en el ciclo vital de un receptor de imagen deben producir un mínimo impacto negativo en el medio ambiente.

Los primeros receptores de imagen radiográfica médica consistían en una placa de cristal con revestimiento de halogenuro de plata. Dichas placas cubrían todas las funciones de un receptor de imagen. Al absorber información de la imagen de radiación, convertían la información de los rayos X en imagen visible, era presentada para su o manipulado, visualización y periódico almacenamiento.

Para la mejor formación de imágenes radiográficas médicas se realizaron sucesivos trabajos, encaminados a disgregar las funciones de un receptor de imagen en distintos componentes. La película estaba ya disponible y había sido diseñado sobre todo para absorber la luz visible y mostrar imágenes de alta calidad.

5.6.1 La Película Radiográfica

La película radiográfica consta de un soporte flexible o base, revestido de un adhesivo muy delgado que une la emulsión a la base. La emulsión es una capa de gelatina que contiene un compuesto de plata. La emulsión reviste normalmente ambas caras de la base (película doble emulsión) o en una cara de la base (películas para mamografía) con una capa de 3 a 5 μm de grosor.

Cuando los micro cristales de esta emulsión sensible, absorben energía de los rayos X, tiene lugar un cambio físico para formar lo que llamamos la imagen latente. Esta imagen se llama latente porque no puede ser detectada por los métodos físicos ordinarios. Sin embargo, cuando la película expuesta es procesada en una solución llamada revelador, tiene lugar una reacción química llamada reducción. La reducción de los micro cristales de componentes de plata expuestos, hace que se forme una diminuta masa de plata metálica negra, dejando los cristales sin exponer prácticamente inalterados. La plata sin exponer se elimina de la base la película como parte el proceso de fijado.

Después del procesado, cada grano de plata metálica absorbe algo de la luz del negatoscopio, produciendo las numerosas densidades ópticas o tonos de grises en la imagen, que van desde el gris claro al negro, inversamente, las áreas donde la plata sin exponerse eliminó se visualizan como en áreas claras en las radiografías. Esto permite a las áreas claras aparecer blancas cuando la luz del negatoscopio alcanza la vista del observador.

5.6.2 La pantalla Intensificadora

La película radiográfica es mucho más sensible la luz visible que a la radiación X. La finalidad de las pantallas de refuerzo es absorber con eficacia la energía de los rayos X y convertirlos en luz visible manteniendo, al mismo tiempo, la información que se retiene en la imagen de radiación.

La pantalla de intensificadora o pantalla de refuerzo fue diseñada para mejorar al máximo la absorción de la radiación X y convertir esa energía en

luz visible, la cual, ulteriormente sería absorbida por la película. La introducción de las pantallas de refuerzo fluorescentes altera de forma significativa el curso de la formación de imágenes radiográficas médicas. Esto condujo al revestimiento de emulsiones fotosensibles en ambos lados de la película radiográfica, duplicando la absorción de la luz.

La imagen de radiación que sale del paciente es fugaz, y permanece tan sólo lo que dura la exposición de rayos X; habitualmente una fracción de segundo. Las pantallas de refuerzo convierten esa imagen fugaz de rayos X en una imagen de luz visible de la misma duración. Para producir una imagen de mayor permanencia, que pueda ser estudiada cuidadosa y repetidamente, la imagen de luz de la pantalla se transfiere a otro tipo receptor de imagen, una película radiográfica. La imagen latente se forma cuando los micro cristales de halogenuro de plata de la película son expuestos a la luz que emiten las pantallas de refuerzo, esta película, procesada de forma similar a las fotografías en blanco y negro convirtiéndose en una radiografía; en cuál es el registro permanente o archivo de la imagen de rayos X.

Cuando los fotones rayos X, de alta energía, penetran cualquier sustancia puede absorberse, dispersarse otra vez sin hacer sufrir cambios. Los elementos llamados fósforos pueden absorber fotones rayos X de alta energía y devolver esta energía como fotones de luz. Este proceso, conocido como fluorescencia, ocurre en una pantalla de refuerzo cuando cada fotón de rayos X de alta energía es convertido por la pantalla fluorescente en miles de fotones del espectro de la luz visible. De esta forma, la pantalla actúa como un amplificador de imagen, convirtiendo la imagen de radiación, compuesto relativamente de pocos fotones rayos X, en una imagen compuesta por varios miles de fotones de luz.

La película es extremadamente sensible a la luz visible y relativamente insensible a los rayos X. Las pantallas de refuerzo optimizan la absorción de los rayos X y convierten la energía de rayos X en luz, mientras que mantiene la fidelidad espacial (reproducción fiel de la información de la imagen de radiación).

El material adecuado para ser utilizado en pantallas de refuerzo debe cubrir ciertos requisitos como: alta absorción de los rayos X, alto rendimiento a la conversión de los fotones rayos X en fotones de luz, un espectro de emisión

de luz que coincida con la sensibilidad espectral de la película, tolerancia a una variedad de condiciones ambientales, como el calor y la humedad y debe estar libre de fosforescencia y de demora en la acumulación de fluorescencia.

Las pantallas deben ser inspeccionadas y limpiadas con periodicidad, para que se mantengan libres de suciedad y de materiales extraños. Dichos materiales pueden interferir en un diagnóstico correcto, al producir sombras no deseadas (artefactos) que degradan la imagen, o provocando que el contacto de la pantalla y película no sea el debido, lo que puede dar como resultado un aumento de la borrosidad de la imagen. De la misma forma, el polvo o los materiales extraños puede arañar o estropear las pantallas, causa por la que se hace precisa su sustitución.

Para evitar los problemas asociados con las partículas de polvo o materiales extraños, es esencial mantener perfectamente limpias las áreas del cuarto oscuro y descarga de películas. En este ambiente debe estar prohibida la ingestión de alimentos, bebidas y fumar. La presencia de polvo u otros materiales sobre las pantallas puede ser detectada examinando la pantalla con una fuente radiación ultravioleta.

Se exige que las pantallas se limpien de acuerdo con las instrucciones del fabricante para no dañar la superficie de las mismas, Las recomendaciones de los fabricantes de pantallas sobre productos y procedimientos de limpieza deben seguirse al pie de la letra.

Es preciso actuar con mucho cuidado para mantener la superficie de la pantalla totalmente seca y evitar cualquier tipo de manchas que dañan de forma permanente la pantalla por lo que también hay que evitar rozarlas. Las fuentes comunes de los artefactos incluyen ciertos medicamentos, como sprays nasales, manchas de tinta o lápiz, cenizas de cigarrillos, lápiz de labios, laca de uñas o salpicaduras de soluciones del procesado.

La electricidad estática puede atraer partículas de polvo a la pantalla, bloqueando la luz que debe exponer la película. Asimismo puede causar artefactos en forma de "arbolitos" negros. Algunas soluciones para la limpieza de las pantallas contienen componentes antiestáticos. Una humedad relativa baja agrava el problema de electricidad estática, lo que exige colocar un humidificador en el área de carga de la película durante los períodos secos.

Un contacto inapropiado entre la pantalla y la película surte un efecto perjudicial en la imagen radiográfica. Si hay un espacio entre la pantalla y la película, la luz de la pantalla debe viajar más lejos antes de alcanzar la película que en áreas donde la pantalla y la película están en estrecho contacto. Cuanto más lejos de la fuente la luz, más se diverge lateralmente, tendiendo a producir borrosidad en la imagen. Consecuentemente, una exposición puede ser hecha teniendo el cuidado de reducir al mínimo la borrosidad de la imagen debida al movimiento del paciente, tamaño del punto focal, distancia foco-película y difusión de la luz en las pantallas, y ver anulados todos estos esfuerzos por un mal contacto entre pantalla y película.

En resumen, un contacto inapropiado entre pantalla-película puede ser causado por varios factores, incluyendo: aire entre la pantalla película, materiales extraños en la pantalla y bisagras o chasis deteriorados.

5.6.3 El chasis

El chasis es un contenedor, hermético a la luz, que mantiene el contacto entre la película y la pantalla. Además, el chasis no introduce artefactos u objetos extraños en la imagen, y no absorbe en forma significativa la radiación X de la imagen de radiación.

Los chasis para mamografía deben ser sólidos de material de escasa absorción y la fibra de carbono cumple estos requisitos. Además, los espesores de los chasis deben ser uniformes no sólo entre sí, sino también unos con otros, para evitar que la exposimetría automática dé lugar a diferencias de exposición para mamas de similar composición y espesor, originando entonces mamografías sobre o subexpuestas.

Los chasis se mantendrán cerrados siempre que no se utilicen, con esto se evitará la acumulación de polvo o suciedad en las pantallas. Igualmente, hay que prevenir las ralladuras en la pantalla cuando se carga o descarga la película.

Las superficies exteriores del chasis deberán mantenerse limpias de materiales extraños, como son los medios de contraste que pueden producir sombras confusas en la radiografía.

La mayoría de los chasis son contenedores con bisagras hechos de metal o plástico. Tradicionalmente, su construcción es rígida y la presión proporcionada por las presillas del muelle ayuda a mantener la emulsión de ambos lados de la película en estrecho contacto con superficies emisoras de luz de las pantallas. Sin embargo, un problema que ocurre en los chasis tradicionales es el deficiente contacto de la pantalla-película que origina bolsas de aire, entre la pantalla y la película, al cerrar el chasis. En ocasiones, en estas bolsas de aire surgen de irregularidades en las pantallas y chasis o pueden ser resultado del deterioro motivado por el uso.

Los chasis no deben golpearse o manejarse bruscamente. Las hendiduras o deficiencias en el alineamiento entre la tapa y el respaldo afectan al contacto entre las pantallas y la película.

El perfeccionamiento introducido en el diseño de los chasis (paneles anterior y posterior curvados) ha reducido la probabilidad de bolsas de aire entre las pantallas y la película. Al cerrar el chasis, el aire es expulsado mediante la acción de rodillo de las superficies de las pantallas al juntarse, mejorando así el contacto entre la pantalla y la película.



Fig. 19. Chasis de diferentes tamaños mostrando sus pantallas intensificadoras. [19]

El deterioro que se produce en el contacto pantalla-película en un chasis determinado puede ser gradual, y no descubrirlo hasta que llegue a ser importante. Esta causa obliga a una verificación regular de este contacto. Una prueba sencilla es radiografiar una tela metálica colocada en el chasis. La radiografía resultante se visualiza desde una distancia de unos 2 ó 3 m. Cualquier área donde el contacto no sea perfecto aparecerá como regiones oscuras. En un examen más de cerca, estas áreas aparecerán borrosas.

La formación de imágenes mamográficas requiere una prueba más exhaustiva en este contacto. Deben utilizarse pruebas especializadas como son las pantallas de tela metálica muy fina (unos 15 hilos de cobre por centímetro) para demostrar los efectos que pudieran escaparse al examen utilizando la prueba estándar, que sería la adecuada para comprobar chasis radiográficos de uso general.

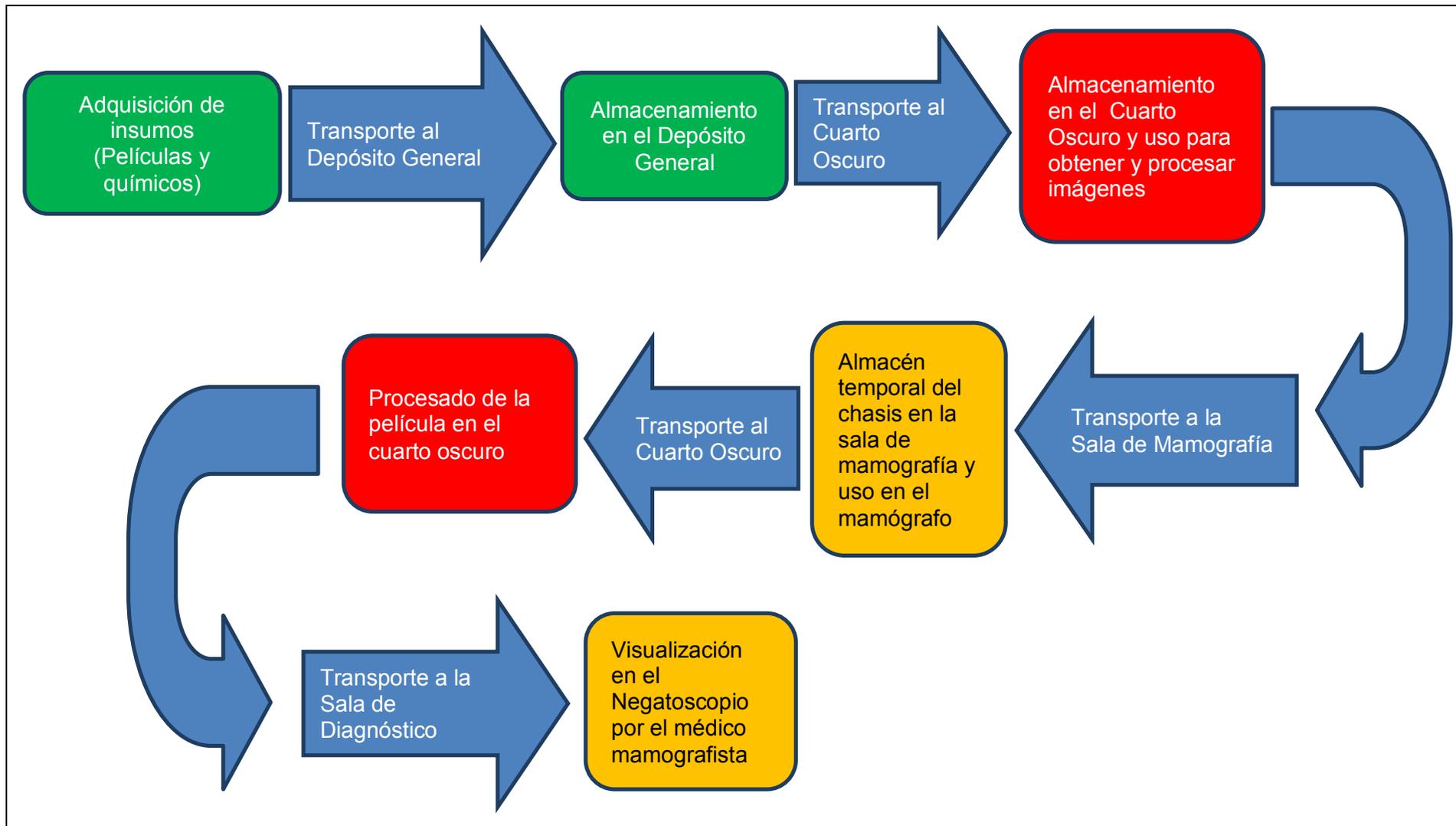


Fig. 20 Cadena de generación de la imagen mamográfica. [20]

CAPITULO 6: CONTROL DE CALIDAD DE UN SERVICIO DE MAMOGRAFÍA

6.1 Definición [10] [23] [24]

El Control de Calidad consiste en una serie de pruebas que determinan el correcto funcionamiento de un equipo, que cumple con los parámetros especificados y requeridos y que existe una correspondencia entre los valores indicados, medidos y esperados.

La definición que da la OMS (1984) es “El control de calidad aplicado al radiodiagnóstico comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse”

Para realizar un Control de Calidad a un servicio se debe utilizar un Protocolo validado, el cual especifica las condiciones para realizar las pruebas indicadas, estas condiciones son ¿Qué, cómo y cuándo se deben realizar las mediciones?, los equipos necesarios para estas mediciones, las tolerancias permitidas y las acciones a seguir en caso de inconformidades.

El Control de Calidad se utiliza para verificar el estado de una instalación, equipo o insumo en la cadena de formación de imagen de un servicio de radiodiagnóstico y que los parámetros utilizados se encuentran dentro de las tolerancias para su funcionamiento y/o operación.

Con el Control de Calidad se logra: disminuir la repetición de pruebas, evitar la sobreexposición del paciente y del operador por repetición de pruebas, determinar la mala calibración un equipo, determinar el mal funcionamiento de un equipo, instalación y/o insumo, mejorar la imagen para una mayor facilidad en el diagnóstico, no desperdiciar insumos, ahorro de dinero, cumplir con la Normativa Nacional Ley 28028 y evitar radiolesiones en procedimientos intervencionistas y reducir la probabilidad de efectos estocásticos.

Las pruebas que se proponen en este trabajo de Tesis de Investigación están dirigidas a comprobar la estabilidad en el funcionamiento de las distintas instalaciones, equipos y/o insumos, que intervienen en la cadena de obtención de

imágenes mamográficas. Se han clasificado en dos tipos Esenciales y Deseables, en función de su importancia en la calidad de la imagen y la dosis; muchas de las pruebas son de frecuencia semanal o diaria y por ello se propone como responsables de su realización al personal local está presente en forma cotidiana en la instalación (tecnólogos médicos). Las pruebas de menor frecuencia se han asignado en la mayoría de los casos físicos médicos y médicos radiólogos. Junto con las pruebas, se indican los valores de las tolerancias que han de cumplirse. Cuando no se cuente con los medios materiales y humanos necesarios, la evaluación de los tres indicadores globales de la calidad (tasa de rechazo de placas, calidad de la imagen y dosis de radiación) proporciona información suficiente sobre el funcionamiento de la instalación mamográfica aunque, en la mayoría de los casos, no posibilite conocer el origen concreto de los fallos detectados. El protocolo de control de calidad utilizado en este trabajo de tesis de investigación es el TECDOC 1517 del OIEA.

El control de calidad en un servicio de diagnóstico por imagen establece las pruebas de calidad en equipos de diagnóstico por imagen así como criterios para que su utilización se haga de forma eficiente posibilitando la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible al paciente y al personal de operación, definiendo su ámbito de aplicación, su modo de utilización introduciendo conceptos generales relacionados con el tipo y carácter de las pruebas de calidad, el personal encargado de realizarlas y sus implicaciones en la calidad del producto final.

Se introducen y detallan procedimientos para establecer indicadores de calidad directamente relacionados con los procedimientos y protocolos clínicos aplicados. Los indicadores de calidad incluidos en control de calidad son la tasa de rechazo de imágenes, calidad de imagen clínica y dosimetría al paciente.

El resultado de estos controles permite obtener información sobre la práctica clínica, evaluar la eficacia del propio control de calidad de los parámetros técnicos y obtener información para adecuar los controles de calidad a la práctica clínica real y también trata sobre los criterios clínicos de la calidad de la imagen y la perspectiva del radiólogo en el ámbito de la protección radiológica.

Una actuación radiológica de calidad, desde el punto de vista clínico, se fundamenta en el conjunto de criterios o atributos que deben concurrir en el proceso radiológico para que el resultado final cumpla los criterios homologados de calidad, los cuales se sustentan sobre cinco grandes pilares: el diagnóstico útil, la calidad de

imagen, la seguridad del paciente, el tiempo de respuesta y la satisfacción del usuario.

En los controles de calidad se describen las pruebas a las que se somete el equipamiento. Estas pruebas se agrupan en: equipos de grafía, sistemas de registro no integrados y sistemas de visualización.

En la información técnica se detalla la relación de pruebas, las tolerancias admisibles y la frecuencia recomendada para su medida. Las tolerancias se establecen en función del impacto que tienen los cambios de los distintos parámetros en la imagen final, que ha de tener un determinado contenido diagnóstico (calidad de imagen) compatible con el mínimo riesgo al paciente. Las tolerancias indicadas no deben considerarse con carácter limitativo, además se detalla lo siguiente, el material necesario para realizar cada prueba a la vez que orienta sobre el procedimiento a realizar. Es importante destacar la especial trascendencia de contar con equipos de medida bien calibrados y de respuesta fiable y el tiempo estimado para la realización de la prueba.

En las pruebas de control de calidad, se detallan las necesidades de personal imprescindibles para aplicar cada prueba. Todo personal a cargo de realizar una determinada prueba deberá estar siempre supervisado por un especialista en Física Médica.

Desde que se decide obtener una imagen hasta que se realiza el diagnóstico sobre dicha imagen, se realiza una compleja actividad en la que están implicados diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos cabe asociar un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis de radiación o de la cantidad de energía que recibe el paciente, o ambos efectos.

El control de calidad una instalación de diagnóstico por la imagen tiene como objetivo asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada para permitir obtener la información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a la fuente de radiación. Desde un punto de vista amplio, un programa de garantía de calidad debería incidir en cada una de las fases del proceso del diagnóstico por imagen: solicitud de las exploraciones, realización de las mismas, interpretación de la información obtenida y su transmisión al médico prescriptor.

6.2 Pruebas que comprende un programa de garantía de la calidad en mamografía [24]

Prueba	Importancia	Frecuencia	Responsable		Tolerancia
			De realizar	De evaluar	
Zona del Almacén					
Temperatura	Esencial	Semanal	TM	TM	[20 – 25] °C
Humedad	Esencial	Semanal	TM	TM	[40 – 60] %
Posicionado de cajas y chasis	Esencial	Semanal	TM	TM	Vertical
Inventarios	Deseable	Semanal	TM	TM	< 3 meses
Nivel de radiación	Esencial	Anual	FM	FM	< 20 µGy/sem
Zona del Cuarto Oscuro					
Limpieza	Esencial	Diario	TM	TM	-
Temperatura	Esencial	Mensual	TM	TM	[20 – 25] °C
Humedad	Esencial	Mensual	TM	TM	[40 – 60] %
Ventilación	Deseable	Mensual	TM	FM	-
Nivel de radiación	Esencial	Anual	FM	FM	< 20 µGy/sem
Filtración de luz	Esencial	Mensual	FM	FM	Ninguna
Luz de seguridad	Esencial	Mensual	FM	FM	<15 W VLS< 0,05 DO en 120 s a 1,2 m
Temperatura de los químicos	Esencial	Diario	TM	FM	+ - 0,3 °C respecto al fabricante
Sensitometría	Esencial	Diario	FM	FM	F+V < recomendado por el fabricante DF+V<NOI+0,03 D(DM,DD): NOI+ -0,15
pH de los químicos	Esencial	Semanal	TM	TM	+ - 0,5 °C respecto al fabricante
Razón de reabastecimiento	Deseable	Semanal	TM	TM	+ - 10% respecto al fabricante
Tiempo de procesado	Esencial	Semanal	TM	TM	+ - 0,3 °C respecto al fabricante
Detección de artefactos	Esencial	Semanal	TM	FM	Sin artefactos
Limpieza de pantallas	Esencial	Semanal	TM	TM	-
Contacto pantalla-película	Esencial	Semanal	FM	FM	Manchas pequeñas y tenues < 1 cm
Hermeticidad de chasis	Esencial	Anual	TM	FM	Manchas < 0,5 cm
Uniformidad entre pantallas	Esencial	Anual	TM	FM	Dmax<0,30DO
Uniformidad entre chasis	Esencial	Anual	TM	FM	Dmax<=5%
Zona de visualización					
Iluminación de la sala	Esencial	Semestral	FM	FM	<= 50 LUX
Luminancia de los negatoscopios	Esencial	Semestral	FM	FM	> = 3 000 nit
Homogeneidad de los negatoscopios	Esencial	Semestral	FM	FM	< 30% en uno < 15% entre varios
Densidad óptica de fondo	Esencial	Semanal	TM	FM	[1,5 – 1,9] DO
Diferencia de densidades ópticas	Esencial	Semanal	TM	FM	0,40 +- 0,05 DO
Evaluación de la calidad de imagen del maniquí de acreditación	Esencial	Semanal	RA	FM	Fibras >=4 µCalcif>= 3 Masas >= 3
Calidad de imagen de pacientes	Esencial	Semestral	RA	RA	-

Estudio de la tasa de rechazo de imágenes	Esencial	Mensual	FM	FM	< 10% ideal [10 – 15]% bueno < 15% inaceptable
Resolución espacial	Esencial	Anual	FM	FM	>= 10 pl/mm
Zona de mamógrafo					
Inspección del mamógrafo	Esencial	Anual	TM	FM	
Radiación de fuga	Deseable	Tras cambios	FM	FM	< 1mSv/h a 1 m
Exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo	Esencial	Semestral	FM	FM	Exactitud < 5% Repetibilidad < 2%
Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición	Esencial	Semestral	FM	FM	Exactitud < 10% Repetibilidad < 10%
Espesor hemirreductor	Esencial	Anual	FM	FM	[0,30 – 0,40] mmAl
Repetibilidad y linealidad del rendimiento	Esencial	Anual	FM	FM	Repetibilidad < 10% Linealidad < 10%
Valor del rendimiento	Deseable	Anual	FM	FM	> 30 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{mAs}$
Fuerza de compresión	Esencial	Semestral	FM	FM	[150 – 200] N
Dosis en aire en la superficie de entrada	Esencial	Anual	FM	FM	< 10 mGy
Dosis glandular promedio	Esencial	Anual	FM	FM	< 3 mGy
Repetibilidad del CAE	Esencial	Anual	FM	FM	Repetibilidad < 5%
Compensación del CAE	Esencial	Semanal	FM	FM	0,2 DO
Incremento de DO por paso del selector	Esencial	Anual	FM	FM	[0,1 – 0,2] DO
Distancia foco – película (DFP)	Deseable	Tras cambios	FM	FM	> 60 cm Indicador +- 2%
Coincidencia campo de radiación con el receptor de imagen	Esencial	Anual	FM	FM	+ - 5mm pared torácica < 2% del DFP para otros lados
Coincidencia campo luminoso con el de radiación	Deseable	Anual	FM	FM	+ - 2% del DFP
Alineación del compresor con el soporte de mama	Esencial	Anual	FM	FM	<= 1% DFP

Tabla 2 Compendio de las pruebas a realizar en la cadena de obtención de imagen de un servicio de mamografía.

FM: Físico Médico
 TM: Tecnólogo Médico
 MR: Médico Radiólogo
 DM: Densidad Óptica media
 Fuente: OIEA TECDOC 1517

VLS: Velo por la luz de seguridad
 DO: Densidad Óptica
 NOI: Nivel Operativo Inicial
 DD: Diferencia de Densidades

CAPITULO 7: NUEVA CLASIFICACIÓN DE FALLAS EN UNA CADENA DE FORMACIÓN DE IMAGEN Y NUEVO PROCEDIMIENTO DE ELABORACIÓN DE LA TASA DE IMÁGENES RECHAZADAS

(PLANTEADA Y EJECUTADA POR EL TESISISTA)

En los trabajos que se ha utilizado para evaluar la cadena de formación de imagen de un servicio de radiodiagnóstico, las imágenes rechazadas se clasifican como: sin nitidez (problema de imagen), blandas o quemadas (problema de técnica radiográfica) y mala colocación (problema de personal). Este tipo de clasificación, aislado, sin mostrar los vínculos en la cadena de formación de imagen, donde se unen varias causas de falla en la cadena de formación de imagen en una sola, indica el estado de la imagen pero no el lugar de la cadena de formación de imagen en donde ocurrió la falla.

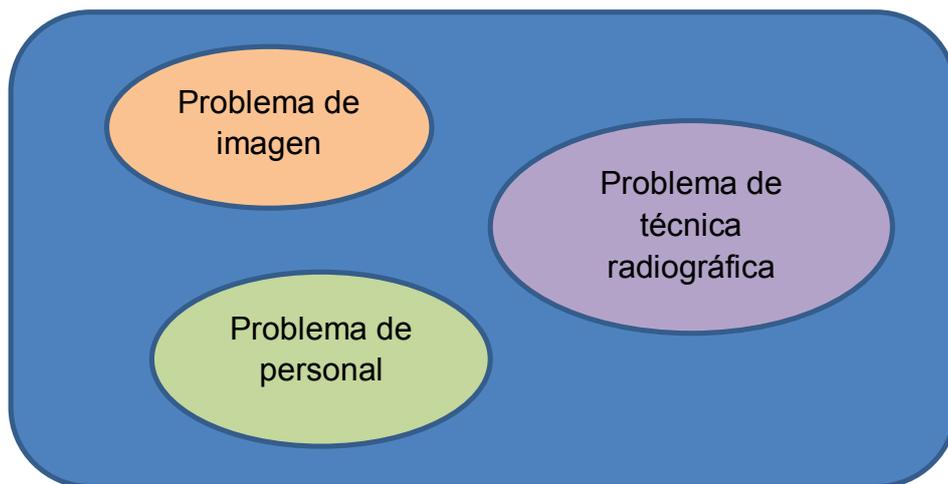


Fig. 21. Forma clásica de clasificar las imágenes rechazadas. [21]

En este trabajo se elaboró una nueva clasificación la cual nos permite encontrar el lugar de la cadena de formación de imagen donde se produce la falla, para realizar el mantenimiento correctivo apropiado. Esta nueva clasificación, por una parte, es mucho más laborioso que el anterior, porque, el Físico Médico, debe estar pendiente de las imágenes rechazadas, pero permite encontrar la falla en la cadena de formación de imagen para corregirla inmediatamente si es posible o realizar las variaciones necesarias hasta que sea corregido. Asimismo, la nueva clasificación da mayor participación en la sala de radiodiagnóstico al Físico Médico.

La nueva clasificación presentada en este trabajo, toma las fallas por grupos que se han denominado de la siguiente manera:

- **Grupo Instalaciones:** En este grupo se incluyen todos los ambientes que son utilizados para elaboración de la imagen mamográfica y su análisis, como son el cuarto oscuro, y la sala de análisis de las mamografías.
- **Grupo Insumos:** En este grupo se incluyen todos los elementos fungibles y no permanentes del proceso de la formación de la imagen mamográfica, como son las placas, los chasis, los químicos utilizados para el procesamiento de las placas y obtener la imagen.)
- **Grupo Equipos:** En este grupo se incluyen todos los equipos electrónicos, mecánicos y electromecánicos se utilizan para obtener la imagen mamográfica y su análisis, como el procesador de placas, el equipo mamográfico y el negatoscopio.
- **Grupo Personal:** En este grupo colocamos al personal encargado de rechazar las imágenes obtenidas, como los tecnólogos y médicos radiólogos.
- **Grupo mantenimiento:** En este grupo se colocó al personal que realiza el mantenimiento de los equipos e instrumentos pertenecientes a la misma institución y externos
- **Grupo administrativo:** En este grupo se colocó a la parte administrativa de cada institución, como adquisiciones, almacén y recursos humanos.

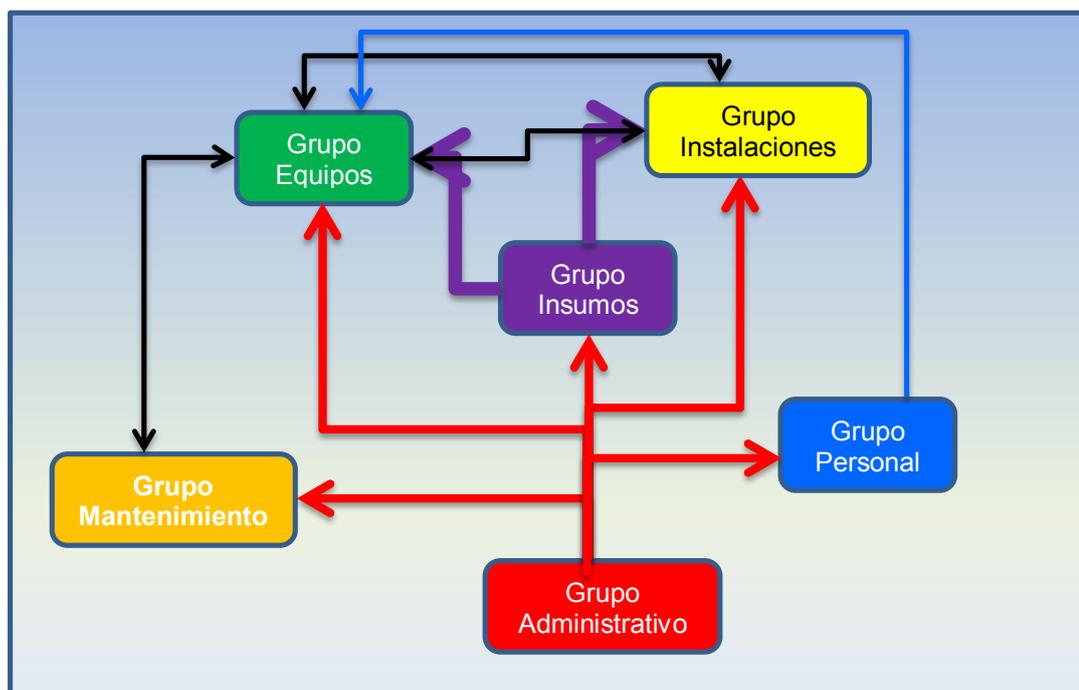


Fig. 22. Nueva clasificación de las fallas en la cadena de formación de imagen. [22]

Así mismo, se diseñó un procedimiento para la elaboración de la tasa de rechazo de imágenes, el cual se detalla a continuación:

1. El Físico Médico, estará atento ante el rechazo de una imagen mamográfica.
2. Una vez que una imagen mamográfica sea rechazada, consultará con quien realizó el rechazo sobre el problema en la imagen que originó el rechazo.
3. Luego de conocer el problema del rechazo, analizará inmediatamente, la parte de la cadena de obtención de imagen donde pudo producirse la falla.
4. Una vez encontrado la parte en la cadena de obtención de imagen, si está en su capacidad corregirá la falla, si no es posible, llamará al especialista para su mantenimiento correctivo.
5. Si no puede repararse inmediatamente la falla, el Físico Médico elaborará un plan de contingencia para proseguir con la obtención de imágenes mamográficas sin contar con la parte de la cadena de obtención de imagen que se encuentra fallando.
6. Si es necesario detendrá nuevas adquisiciones de imágenes hasta su corrección y así evitar más imágenes rechazadas.
7. Una vez reparada la parte de la cadena de obtención de imagen el Físico Médico realizará los controles de calidad necesarios para asegurarse que se encuentra en óptimas condiciones de funcionamiento.
8. El Físico Médico, debe mantener la cadena de obtención de imagen operativa en el tiempo y prever mantenimientos preventivos y correctivos futuros.

CAPÍTULO 8: ANÁLISIS DE DATOS Y RESULTADOS

Para el análisis de los datos y obtener los resultados, el presente trabajo se separó en dos partes: la correspondiente a la tasa de rechazo de imágenes y la correspondiente a la dosis colectiva impartida.

8.1 Tasa de rechazo de imágenes [19] [20] [21] [22] [23]

Para el análisis de la tasa de rechazo de imágenes, se definen las siguientes variables:

Imágenes realizadas (IT): Es el número de exposiciones a las radiaciones ionizantes (rayos X) en con el mamógrafo, obteniéndose imágenes de buena calidad y rechazadas.

Imágenes rechazadas (IR): Es el número de exposiciones a las radiaciones ionizantes (rayos X) que por una falla en la cadena de obtención de imagen dieron imágenes de mala calidad radiográfica y por lo tanto fueron desechadas.

Imágenes de calidad (IC): Es el número de exposiciones a las radiaciones ionizantes (rayos X) en las que se obtuvieron imágenes de buena calidad radiodiagnóstica.

Tasa de Rechazo de Imágenes (TR): Se define como la relación entre el número de imágenes rechazadas y el número total de imágenes realizadas.

Para determinar la causa de rechazo de la imagen se procedió de la siguiente manera:

1. Cada imagen radiográfica era evaluada inmediatamente al ser obtenida.
2. Si esta imagen era rechazada, se consultaba la causa del rechazo.
3. Se evaluaba investigaba inmediatamente en el servicio la zona de la cadena de formación de imagen donde ocurrió la falla.
4. Se anotaba la causa y se lleva una estadística.

En la Tabla 3 se muestra la variación en el tiempo del número de imágenes realizadas, rechazadas y de calidad que se obtuvieron durante este Trabajo de Tesis de Investigación. Nótese que el número de imágenes realizadas y el número de imágenes rechazadas disminuye en el tiempo, esto debido a las correcciones que se realizaban en la cadena de formación de imagen, mientras que el número de imágenes de calidad se mantiene aproximadamente constante (con una variación de 10 imágenes en todo el trabajo), esto debido a que representa el número de imágenes que idealmente se debería tener (sin fallas) y es proporcional al número de pacientes atendidos.

	Número de Imágenes Realizadas	Número de Imágenes Rechazadas	Número de Imágenes de Calidad
Inicial	4713	1230	3483
1er Control	4275	799	3473
2do Control	4050	567	3483
3er Control	3953	472	3481
4to Control	3949	466	3483

Tabla 3. Variación en el tiempo del número de imágenes realizadas, rechazadas y de calidad.

En la Tabla 4 se muestra la tasa de imágenes rechazadas y la tasa de imágenes de calidad que se obtuvieron durante este Trabajo de Tesis de Investigación. Nótese que la tasa de imágenes rechazadas disminuye en el tiempo mientras que la tasa de imágenes de calidad aumenta en este mismo período de tiempo.

	Tasa de Imágenes Rechazadas	Tasa de Imágenes de Calidad
Inicial	26,1 %	73,9 %
1er Control	18,7 %	81,2 %
2do Control	14,0 %	86,0 %
3er Control	11,9 %	88,1 %
4to Control	11,8 %	88,2 %

Tabla 4. Tasa de imágenes rechazadas y de calidad durante el trabajo de investigación.

En las fig. 23 y fig. 24 se muestra lo indicado en la tabla 4, la tasa de rechazo de películas y tasa de aceptación de películas y su evolución en el tiempo que duró el trabajo. Nótese que la tasa de rechazo fue siempre decreciendo hasta que llegó a un límite de 12% aproximadamente, mientras que la tasa de imágenes de calidad fue siempre en aumento hasta el límite de 88% aproximadamente.

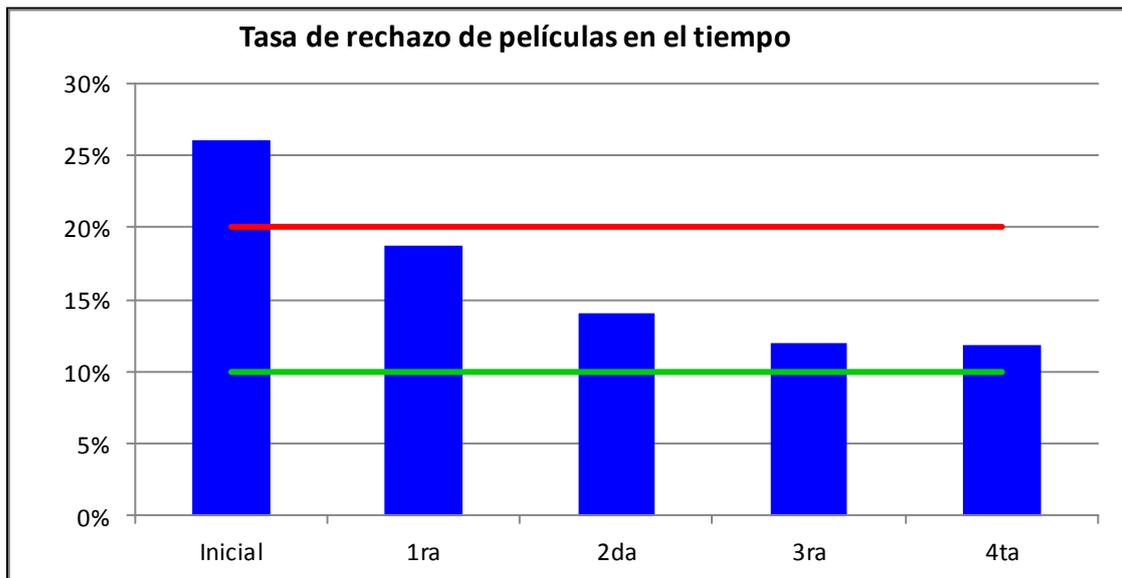


Fig. 23. Tasa de rechazo de imágenes y su evolución en el tiempo que duró el trabajo. La línea roja muestra la tasa de rechazo de películas máxima permitida según el OIEA. La línea verde muestra la tasa de rechazo óptima según el OMS. [23]

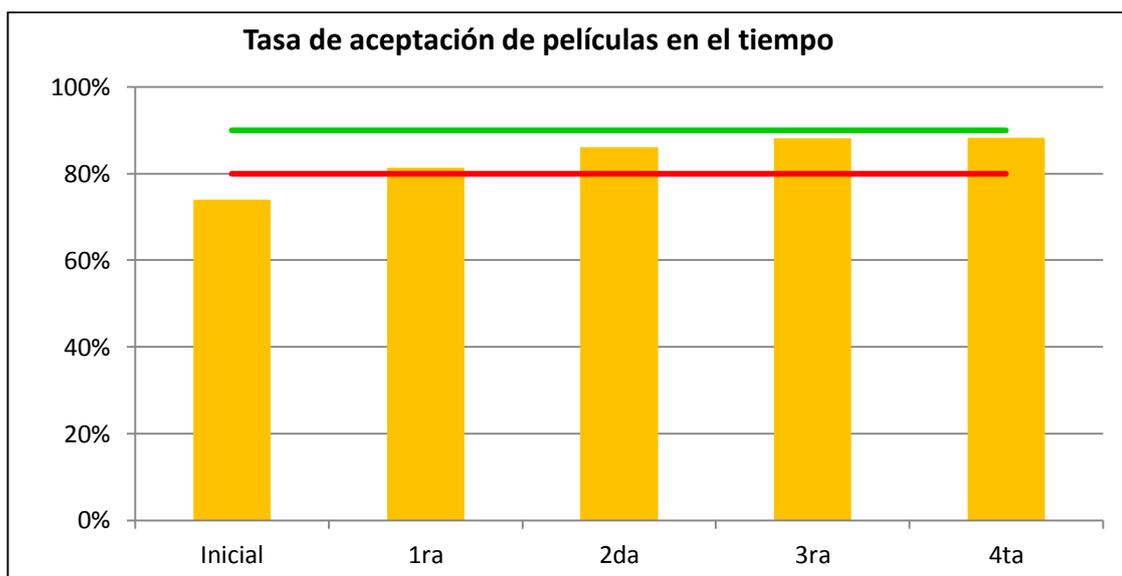


Fig. 24. Tasa de aceptación de películas y su evolución en el tiempo que duró el trabajo. La línea roja muestra la tasa de imágenes de calidad mínima permitida según el OIEA. La línea verde muestra la tasa de imágenes de calidad óptima según el OMS. [24]

La fig. 25 y la fig. 26 muestran la tasa de rechazo de películas con respecto al tipo de falla en la cadena de generación de imagen cuando se inició y cuando se culminó el trabajo, respectivamente. Nótese que en todos los ítems la reducción fue mayor al 50% a excepción del ítem personal y administrativo que fueron del 25% y del 20% respectivamente.

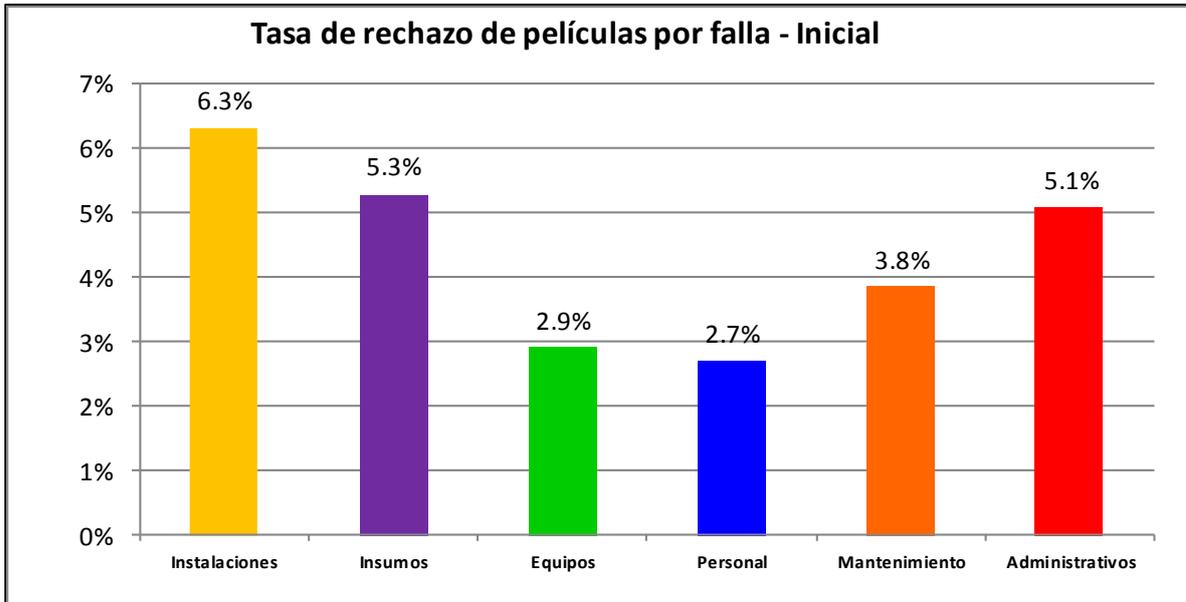


Fig. 25. Tasa de rechazo de películas por ítem analizado con respecto al tipo de falla al inicio del trabajo. [25]

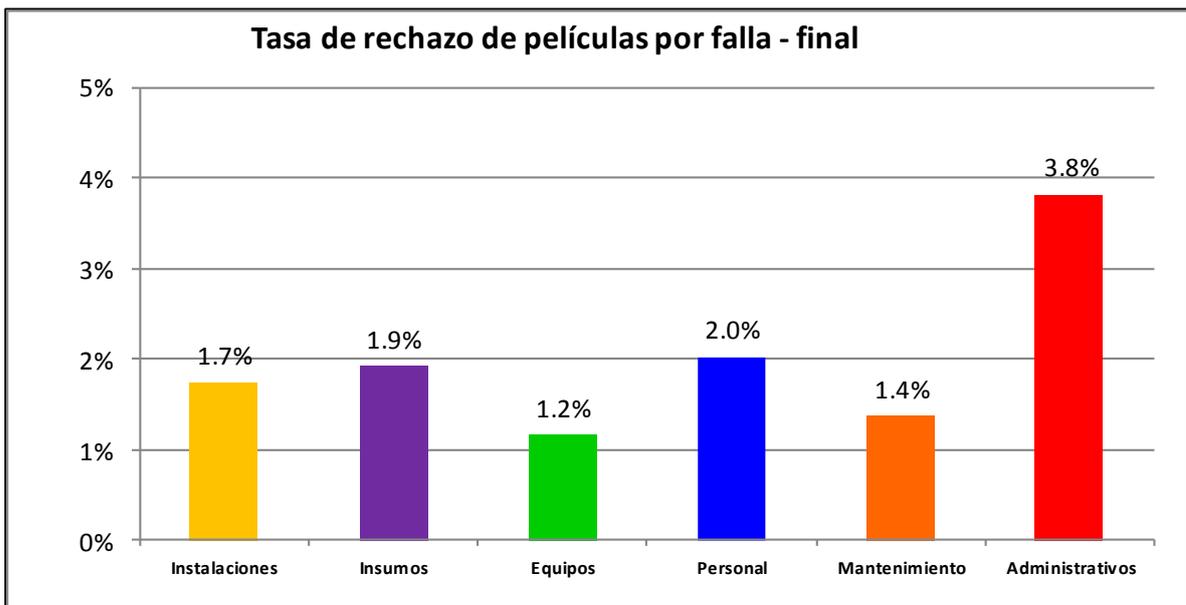


Fig. 26. Tasa de rechazo de películas por ítem analizado con respecto al tipo de falla al final del trabajo. [26]

La fig. 27 muestra la tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Instalaciones con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo.

Nótese que la disminución es alta (aproximadamente la mitad) en el primer control y luego la disminución es pequeña 1% o menos en los siguientes controles, esto se debe a que en el grupo instalaciones es más fácil observar las fallas y realizar los mantenimientos correctivos necesarios para lograr su funcionamiento óptimo.

En este trabajo las correcciones realizadas fueron disminuir las filtraciones de luz en el cuarto oscuro, vigilar la correcta utilización del cuarto oscuro, colocar luz de seguridad en el cuarto oscuro, corregir la luz del ambiente de la sala donde se obtiene la mamografía y de la sala donde se realiza el diagnóstico de la mamografía. Asimismo, se corrigió el lugar de almacenaje de las películas y reactivos.

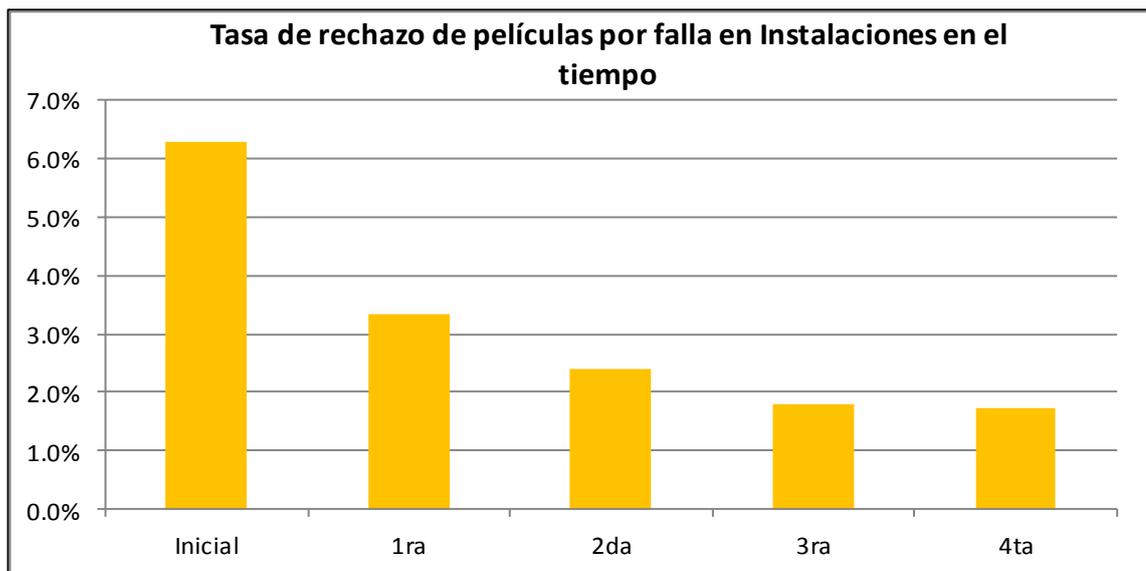


Fig. 27. Tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Instalaciones con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo. [27]

La fig.28 muestra la tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Insumos con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo.

Nótese que la disminución es alta (aproximadamente la mitad) en el primer control y luego la disminución es pequeña 1% o menos en los siguientes controles, esto se debe a que las Insumos es fácil de observar y realizar los mantenimientos correctivos necesarios para lograr su funcionamiento óptimo.

En este trabajo las correcciones realizadas fueron verificar el grado de acidez o alcalinidad de los líquidos revelador y fijador, respectivamente, anular el reciclaje de químicos, eliminar chasis con daños como abolladuras, entradas de luz y cuyas pantallas intensificadoras se encuentren deterioradas por el uso y no tengan buen contacto con la película, cambio de fluorescentes en los negatoscopios por unos que sean para el uso en estos equipos, cambio de luces en los ambientes del mamógrafo y de la sala de diagnóstico y cambio de la luz de seguridad del cuarto oscuro.

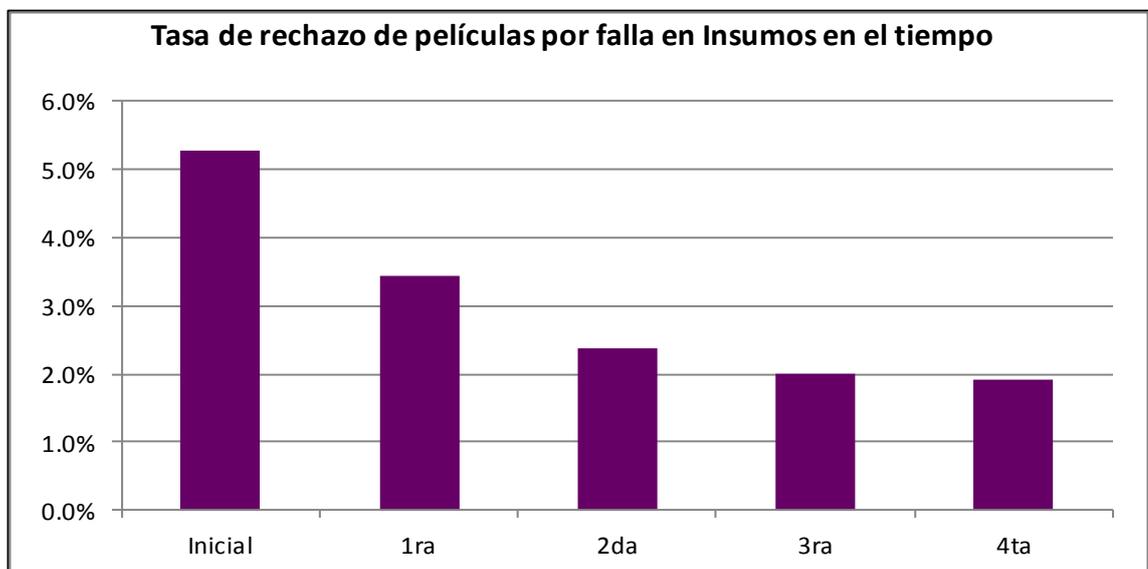


Fig. 28. Tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Insumos con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo. [28]

La fig. 29 muestra la tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Equipos con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo.

Nótese que la disminución es alta luego del segundo control, luego la disminución es pequeña 1% o menos en los siguientes controles, esto se debe a que para la evaluación de los equipos es necesario instrumentación especializada como medidores de tensión, Kerma en aire o de densidad óptica, así como maniqués que simulen la mama femenina, asimismo, las pruebas que se pudieron realizar sin estos equipos, como la verificación del sistema de colimación, compresión y mecanismos de mamógrafo, muestran la disminución en el primer control.

En este trabajo las correcciones realizadas fueron para varios equipos de la cadena de obtención de imagen, así se tiene: en el procesador de placas mamográficas: tiempo de procesado, tasa de recambio y pH de químicos, filtraciones de luz, temperatura del revelador, en el equipo mamográfico, un test total de tensión, tiempo y Kerma en aire y en los negatoscopios que los fluorescentes no sean circulares y que cumplan las normas internacionales de luminancia para este tipo de equipos.

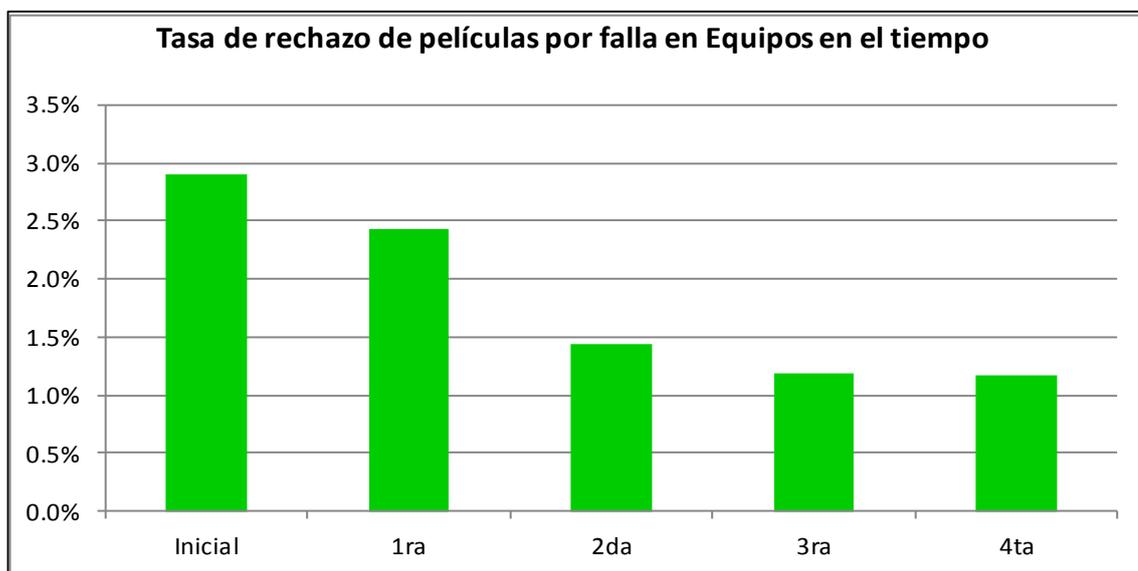


Fig. 29 Tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Equipos con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo. [29]

La fig. 30 muestra la tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Personal con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo.

Nótese que la disminución es lenta en el tiempo debido a que en este ítem, se tuvo que conversar con el personal para que la evaluación de las imágenes mamográfica las haga el personal médico y no el tecnólogo, ya que este personal era el que determinaba inicialmente si la imagen tenía la calidad radiográfica requerida o no, dando lugar a muchas imágenes rechazadas que no debieron serlo, además debemos tener en cuenta que no tienen la especialización adecuada y que los negatoscopios donde revisaban las mamografías no contaba con la calidad requerida y la luz ambiental no era la adecuada para este tipo de análisis.

Se realizó cursos de capacitación en el personal médico debido a que se encontraron imágenes rechazadas, por falta de experiencia en la lectura de estas imágenes (la mayoría de médicos son radiólogos sin la especialización en mamografía) y que no debieron rechazarse.

No existe la designación de un Físico Médico para el Departamento de Radiodiagnóstico, el tecnólogo médico toma este rol pero no se encuentra capacitado para tal fin. En este ítem también se evaluó al personal de mantenimiento para verificar su capacitación en el mantenimiento de estos equipos. Asimismo, se capacitó al personal para que obtenga su licencia personal del IPEN en Protección Radiológica.

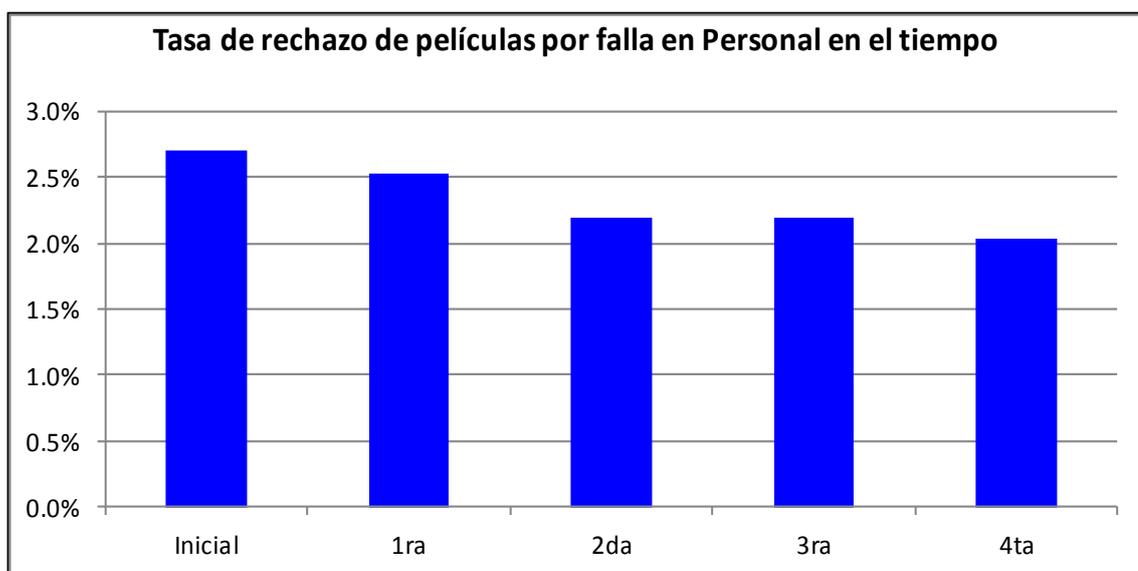


Fig. 30 Tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Personal con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo. [30]

La fig. 31 muestra la tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Mantenimiento con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo.

Nótese que la disminución es rápida en el primer y segundo control, debido a que en este ítem, se evaluaron los equipos luego de que se realizaron los mantenimientos preventivo y correctivo, respectivamente. Inicialmente se encontró que el mantenimiento realizado era deficiente y mediante las evaluaciones que indica el TECDOC 1517 del OIEA se pudo determinar la deficiencia del servicio, corrigiéndose y obteniendo un servicio de mantenimiento de mejor calidad, idóneo para el trabajo que se realiza.

En esta caso se corrigió el mantenimiento del equipo procesador de placas que lo realizaba el mismo personal los fines de semana, el cual no utilizaba las sustancias correctas para este trabajo, el mantenimiento del equipo mamográfico, que lo realizaba una compañía especializada una vez al mes, donde encontramos algunas deficiencias porque luego del mantenimiento no realizaban pruebas de control de calidad, debido a que no contaban con la instrumentación ni la capacitación para este tipo de pruebas.

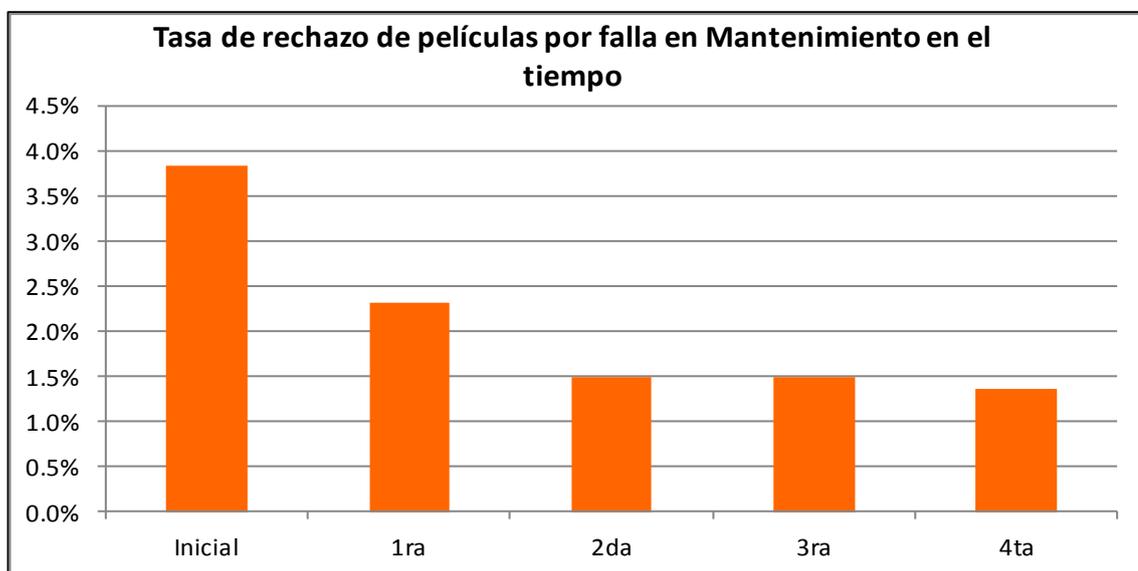


Fig. 31 Tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Mantenimiento con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo. [31]

La fig. 32 muestra la tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Administrativos con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo.

Nótese que la disminución es pequeña durante todo este trabajo. Esto es debido a que este ítem, es muy difícil de trabajar, la adquisición de insumos es por licitación pública y se solicitaban especificaciones técnicas mínimas de los productos a adquirir.

En este trabajo se mejoró y aumento las especificaciones técnicas de los productos a adquirir, sea insumos, equipos o servicios, lo que mejoró el servicio disminuyendo la tasa de rechazo de películas.

Este ítem disminuye lentamente y en relación a los otros ítems en muy poca cantidad, debido a que para cambiar un parámetro en la adquisición de productos se deben cambiar los procedimientos del Área de Abastecimientos del INEN. Las mejoras que se realizaron fueron netamente en aumentar las especificaciones técnicas de los insumos, equipos o servicios que se va a adquirir.



Fig. 32 Tasa de rechazo de películas por falla en el ítem Administrativos con respecto al total de películas utilizadas en el tiempo que duro el trabajo. [32]

Prueba de Ingreso								
Semana	Total	Rechazadas	Instalaciones	Insumos	Equipos	Personal	Mantenimiento	Administrativos
1	469	120	29	24	13	12	18	24
2	472	125	30	25	14	12	19	25
3	474	121	29	25	13	13	19	22
4	468	124	31	26	13	14	18	22
5	474	122	30	24	15	12	17	24
6	473	126	29	24	13	13	19	28
7	468	124	30	25	14	13	17	25
8	472	121	30	26	13	12	18	22
9	475	123	29	25	14	14	19	22
10	468	124	30	25	15	12	17	25
Total	4713	1230	297	249	137	127	181	239
Promedio	471.3	123	29.7	24.9	13.7	12.7	18.1	23.9
	%	26.1%	6.3%	5.3%	2.9%	2.7%	3.8%	5.1%
	3483	Buenas						

Tabla 5. Datos obtenidos en la prueba de ingreso, se observa la semana de adquisición de datos, el total y los porcentajes de imágenes realizadas, de imágenes de buena calidad, de imágenes rechazadas y las causas por las que fueron rechazadas con la nueva clasificación de fallas planteada en este trabajo de tesis de investigación.

Primera Evaluación								
Semana	Total	Rechazadas	Instalaciones	Insumos	Equipos	Personal	Mantenimiento	Administrativos
1	430	78	15	17	10	12	11	21
2	428	81	16	14	11	10	9	18
3	423	83	14	15	10	12	9	20
4	429	80	16	15	10	11	11	19
5	425	78	13	17	11	10	10	21
6	427	81	13	14	11	10	9	19
7	430	79	15	13	10	12	10	20
8	428	78	12	14	10	11	11	22
9	426	81	14	13	11	10	10	19
10	429	80	15	15	10	10	9	22
Total	4275	799	143	147	104	108	99	201
Promedio	427.5	79.9	14.3	14.7	10.4	10.8	9.9	20.1
	%	18.7%	3.3%	3.4%	2.4%	2.5%	2.3%	4.7%
	3476	Buenas						

Tabla 6. Datos obtenidos en la primera prueba de control, luego de la primera serie de mantenimientos correctivos del sistema de obtención de imagen, se observa la semana de adquisición de datos, el total y los porcentajes de imágenes realizadas, de imágenes de buena calidad, de imágenes rechazadas y las causas por las que fueron rechazadas con la nueva clasificación de fallas planteada en este trabajo de tesis de investigación.

Segunda Evaluación								
Semana	Total	Rechazadas	Instalaciones	Insumos	Equipos	Personal	Mantenimiento	Administrativos
1	407	56	10	11	6	8	6	18
2	403	57	10	9	7	9	4	18
3	405	57	9	9	5	7	7	16
4	402	56	9	8	4	10	5	15
5	406	58	11	10	6	8	8	17
6	405	55	9	10	7	7	7	18
7	406	58	8	9	7	11	5	16
8	407	55	11	8	5	8	6	18
9	404	57	11	11	7	10	7	15
10	405	58	9	11	4	11	5	18
Total	4050	567	97	96	58	89	60	169
Promedio	405.0	56.7	9.7	9.6	5.8	8.9	6.0	16.9
	%	14.0%	2.4%	2.4%	1.4%	2.2%	1.5%	4.2%
	3483	Buenas						

Tabla 7. Datos obtenidos en la segunda prueba de control, luego de la segunda serie de mantenimientos correctivos del sistema de obtención de imagen, se observa la semana de adquisición de datos, el total y los porcentajes de imágenes realizadas, de imágenes de buena calidad, de imágenes rechazadas y las causas por las que fueron rechazadas con la nueva clasificación de fallas planteada en este trabajo de tesis de investigación.

Tercera Evaluación								
Semana	Total	Rechazadas	Instalaciones	Insumos	Equipos	Personal	Mantenimiento	Administrativos
1	395	49	7	8	4	7	5	15
2	399	49	8	9	5	8	6	14
3	392	47	7	7	4	9	5	14
4	397	46	7	9	5	7	5	16
5	395	48	6	7	6	9	6	14
6	394	45	8	7	4	8	6	16
7	398	45	8	7	6	9	6	16
8	396	46	6	8	5	8	5	16
9	393	48	7	9	4	7	6	15
10	394	49	7	8	4	9	5	16
Total	3953	472	71	79	47	81	55	152
Promedio	395.3	47.2	7.1	7.9	4.7	8.1	5.5	15.2
	%	11.9%	1.8%	2.0%	1.2%	2.0%	1.4%	3.8%
	3481	Buenas						

Tabla 8. Datos obtenidos en la tercera prueba de control, luego de la tercera serie de mantenimientos correctivos del sistema de obtención de imagen, se observa la semana de adquisición de datos, el total y los porcentajes de imágenes realizadas, de imágenes de buena calidad, de imágenes rechazadas y las causas por las que fueron rechazadas con la nueva clasificación de fallas planteada en este trabajo de tesis de investigación.

Cuarta Evaluación								
Semana	Total	Rechazadas	Instalaciones	Insumos	Equipos	Personal	Mantenimiento	Administrativos
1	395	47	7	8	4	9	6	14
2	397	48	6	8	4	7	5	15
3	392	46	7	7	5	6	5	16
4	397	46	7	8	4	9	6	16
5	394	48	8	8	4	9	5	15
6	394	46	7	7	5	8	5	14
7	393	47	6	8	5	7	6	14
8	396	45	7	7	4	8	6	15
9	395	45	7	7	5	9	5	16
10	396	48	7	8	6	8	5	16
Total	3949	466	69	76	46	80	54	151
Promedio	394.9	46.6	6.9	7.6	4.6	8	5.4	15.1
	%	11.8%	1.7%	1.9%	1.2%	2.0%	1.4%	3.8%
	3483	Buenas						

Tabla 9. Datos obtenidos en la cuarta prueba de control, luego de la cuarta serie de mantenimientos correctivos del sistema de obtención de imagen, se observa la semana de adquisición de datos, el total y los porcentajes de imágenes realizadas, de imágenes de buena calidad, de imágenes rechazadas y las causas por las que fueron rechazadas con la nueva clasificación de fallas planteada en este trabajo de tesis de investigación.

8.2 Dosis Colectiva impartida [12] [13] [14] [16] [17] [23] [25]

Para el cálculo de la dosis colectiva, se procedió de la siguiente manera:

1. La dosis colectiva total se obtuvo multiplicando el número de imágenes realizadas por el equivalente de dosis que se obtiene de una irradiación en el mamógrafo por su probabilidad de ocurrencia (tamaño y estructura de la mama).

$$Dosis\ Colectiva = (IT) \times \sum_{i=1}^{n=IT} H_i P_i$$

2. La dosis en exceso se obtuvo multiplicando el número de imágenes rechazadas por el equivalente de dosis que se obtiene de una irradiación en el mamógrafo por su probabilidad de ocurrencia (tamaño de mama).

$$Dosis\ en\ Exceso = (IR) \times \sum_{i=1}^{n=IR} H_i P_i$$

3. La dosis útil se obtuvo del número de imágenes de buena calidad multiplicada por la dosis que se obtiene de una irradiación en el mamógrafo por su probabilidad de ocurrencia (tamaño de mama).

$$Dosis\ Util = (IB) \times \sum_{i=1}^{n=IC} H_i P_i$$

4. La dosis colectiva extra se obtiene dividiendo la Dosis en exceso entre el número de imágenes de buena calidad (las que son las únicas que se debieron tomar).

$$Dosis\ Colectiva\ Extra = \frac{Dosis\ en\ Exceso}{Imágenes\ de\ Calidad}$$

5. La dosis promedio por examen, se obtiene dividiendo la dosis colectiva entre el número de imágenes de calidad.

$$Dosis\ Promedio\ por\ examen = \frac{Dosis\ Colectiva}{Imágenes\ de\ Calidad}$$

6. Los tipos de mama (tamaño y contextura) se dividen en la siguiente clasificación:
- Pequeñas, con un espesor entre 2 a 3,5 cm comprimida y con una probabilidad de ocurrencia del 25%.
 - Medianas, con un espesor de 3,5 a 5 cm comprimida y con una probabilidad de ocurrencia del 70%.
 - Grandes, con un espesor de 5 a 6 cm comprimida y con una probabilidad de ocurrencia del 5%

En todos los casos se considera una mama con tejido 50% glandular y 50% graso.

La dosis útil es proporcional al número de pacientes y es el valor de la dosis colectiva ideal, es decir, si todas las imágenes se obtuviesen sin fallas en el sistema de obtención de imágenes, la dosis colectiva sería igual a la dosis útil, mientras que la dosis en exceso es la dosis colectiva producida por la repetición de imágenes debido a que no tienen la calidad radio diagnóstica requerida para el análisis.

La Tabla 10 muestra la variación en el tiempo de la dosis colectiva, dosis en exceso y dosis útil. Nótese la disminución de la dosis colectiva y dosis en exceso y como la dosis útil se mantiene constante.

	Dosis Colectiva (Sv)	Dosis en Exceso (Sv)	Dosis Útil (Sv)
Inicial	39,9	10,4	29,4
1er Control	36,1	6,75	29,4
2do Control	34,2	4,79	29,4
3er Control	33,4	3,99	29,4
4to Control	33,4	3,93	29,4

Tabla 10. Variación de la dosis colectiva, en exceso y útil en el tiempo.

La Fig. 33 muestra la relación de la Dosis Colectiva como suma de la dosis útil y en exceso. Se observa que durante el transcurso del trabajo, la dosis útil no varió de forma apreciable, mientras que la dosis en exceso se mantuvo en disminución, hasta que llegó a un mínimo, luego del cual se mantuvo prácticamente constante.

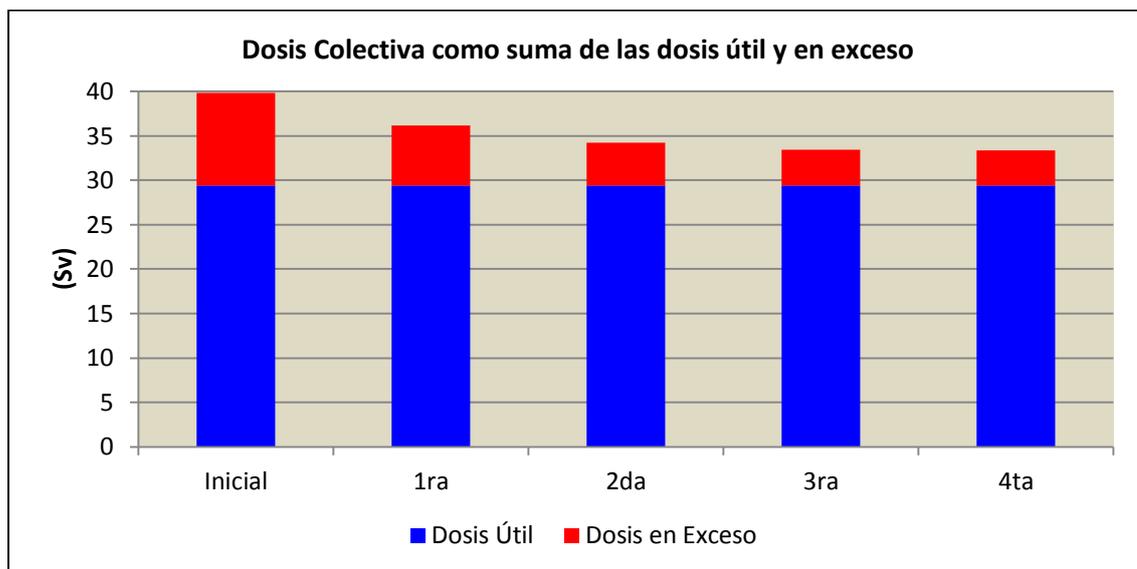


Fig. 33 Dosis colectiva como suma de la dosis útil y en exceso. [33]

Podemos observar que en el tiempo que duró el trabajo la dosis colectiva y en exceso disminuyeron en el tiempo. La dosis útil se mantiene prácticamente constante debido al número casi constante de pacientes en un mismo período de tiempo.

Idealmente si todo el proceso de generación de imagen no tuviese errores y no se repitieran imágenes, la columna que representa la dosis en exceso tendría en valor cero y la dosis colectiva sería igual a la dosis útil.

Se observa que la dosis en exceso se mantiene decreciendo hasta el segundo control, luego del cual se mantiene prácticamente constante, esto es debido en mayor proporción a las fallas en el sistema de obtención de imagen producidas por el grupo administrativo, el cual es el que más dificultades se tuvo para mejorar y en el que menos mejoras se pudieron hacer (fig. 32 y 33).

La tabla 11 muestra la variación de la dosis promedio por exposición y la dosis en exceso por exposición. Es importante destacar que la dosis promedio por cada exposición era de 11,4 mSv, la cual sobrepasaba la dosis máxima permisible por

mamografía indicada por el OIEA de 10 mSv y al finalizar el trabajo la dosis promedio por cada exposición está por debajo de este nivel, obteniéndose una dosis promedio por exposición de 9,6 mSv, asimismo, la dosis en exceso promedio por exposición disminuyó desde 3 mSv hasta 1,1 mSv.

	Dosis promedio por exposición (mSv)	Dosis en exceso promedio por exposición (mSv)
Inicial	11,4	3,0
1er Control	10,4	1,9
2do Control	9,8	1,4
3er Control	9,6	1,1
4to Control	9,6	1,1

Tabla 11 Variación de la dosis promedio por exposición y la dosis en exceso promedio por exposición en el tiempo.

La Fig. 34 muestra la Dosis por exposición en el tiempo, nótese que al inicio del trabajo la dosis personal sobrepasaba los 11,4 mSv, superando en 14% a la dosis máxima permisible indicada por el OIEA de 10 mSv. Al final del trabajo la Dosis personal Promedio era de 9,6 mSv, reduciéndose en un 15,6 % y cumpliendo la normativa del OIEA sobre la dosis máxima permisible para un examen de mamografía.



Fig. 34. Dosis absorbida por exposición en el tiempo, se observa que al inicio del trabajo la dosis 11,4 mSv y al final del trabajo 9,6 mSv. [34]

La Fig. 35 muestra la Dosis extra por exposición en el tiempo, nótese que al inicio del trabajo esta dosis era de 3,0 mSv y al final del trabajo era de 1,1 mSv, reduciéndose en un 63,3 %.

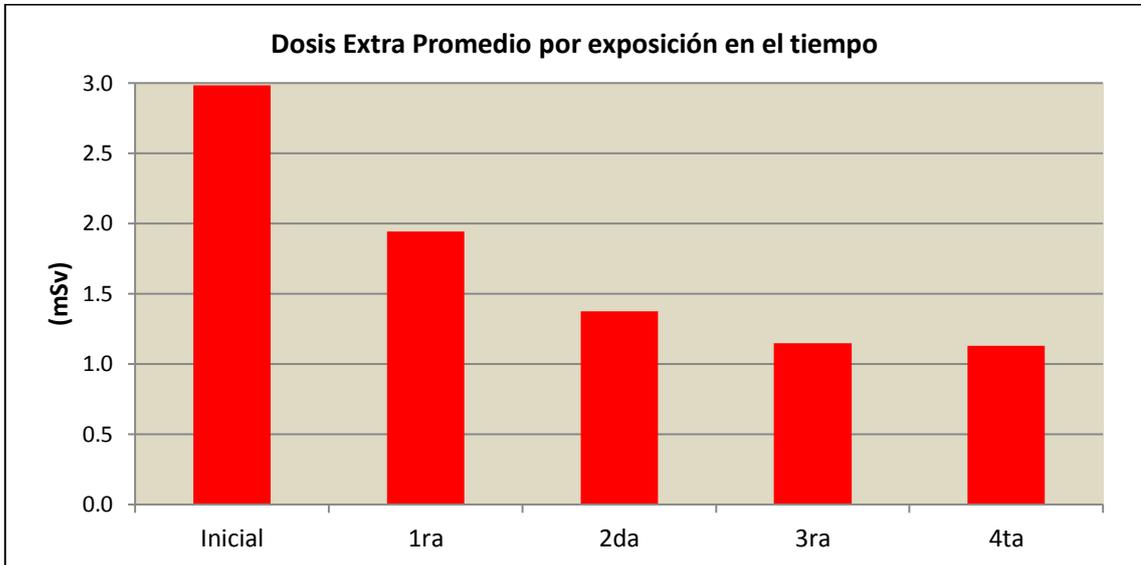


Fig. 35. Dosis extra por exposición en el tiempo, se observa que inicialmente la dosis extra era de 3,0 mSv y finalmente es de 1,1 mSv [35]

La figura 36 muestra la Dosis Colectiva en el tiempo. Nótese que desde que se inició el trabajo se pudo reducir la dosis colectiva en exámenes de Mamografía en el INEN en 16,2%, que representa aproximadamente 6,5 Sv de dosis que no se entregan a los pacientes.

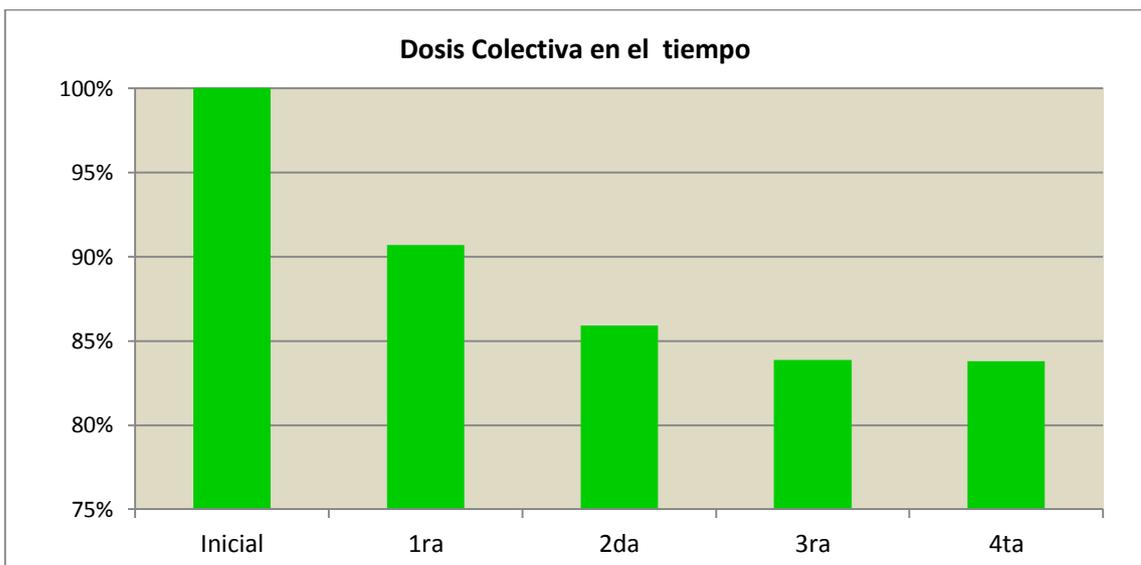


Fig. 36. Reducción de dosis colectiva en el tiempo, se puede observar que desde que se inició el trabajo hasta su culminación la dosis colectiva disminuyó en más del 15%. [36]

	Cantidad de exposiciones		Dosis útil promedio por exposición (mSv)	Dosis extra promedio por exposición (mSv)	Dosis promedio por exposición (mSv)
Ingreso	Util	3483	8,5	3,0	11,4
	Extra	1230			
	Total	4713			
1er control	Util	3476	8,5	1,9	10,4
	Extra	799			
	Total	4275			
2do control	Util	3483	8,5	1,4	9,8
	Extra	567			
	Total	4050			
3er control	Util	3481	8,5	1,1	9,6
	Extra	472			
	Total	3953			
4to control	Util	3483	8,5	1,1	9,6
	Extra	466			
	Total	3949			

Tabla 12 Cálculo de la dosis por exposición

	Cantidad de exposiciones		Dosis colectiva útil (Sv)	Dosis Colectiva extra (Sv)	Dosis Colectiva (Sv)
Ingreso	Util	3483	29,4	10,4	39,8
	Extra	1230			
	Total	4713			
1er control	Util	3476	29,4	6,8	36,1
	Extra	799			
	Total	4275			
2do control	Util	3483	29,4	4,8	34,2
	Extra	567			
	Total	4050			
3er control	Util	3481	29,4	4,0	33,4
	Extra	472			
	Total	3953			
4to control	Util	3483	29,4	3,9	33,4
	Extra	466			
	Total	3949			

Tabla 13 Cálculo de la Dosis Colectiva

8.3 Condiciones iniciales, tratamiento y condiciones finales de la cadena de obtención de imagen

A continuación se muestran tablas con las condiciones iniciales, las acciones que se tomaron y las condiciones finales de los diferentes grupos de la cadena de formación de imagen del servicio de mamografía del INEN durante la realización de este trabajo de tesis de investigación.

CONDICIONES INICIALES	ACCIONES	CONDICIONES FINALES
<p>Almacén:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Alto grado de humedad, >75% en verano y >90% en invierno. 2. Almacenamiento de los insumos apilados sin orden cronológico. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Adquisición y ubicación de deshumidificador en depósito. 2. Se indicó la forma como se debe almacenar con orden y fechado cronológicamente. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Humedad controlada, entre 70% y 90% todo el año. 2. Se almacena en estantes indicando la fecha de ingreso de los insumos.
<p>Sala de diagnóstico:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Luz ambiental elevada. 2. Negatoscopios inapropiados. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Cambio de luces por otras de menor potencia. 2. Adquisición de negatoscopios exclusivos y con características para mamografía. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Reducción de la luz ambiental a niveles adecuados para el diagnóstico por imágenes de mamografía. 2. Sala con negatoscopios para radiodiagnóstico convencional y para mamografía.

<p>Sala de Mamografía:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Luz ambiental baja, por fluorescentes dañados. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Cambio de luces no operativas. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Luz ambiental con potencia ideal.
<p>Cuarto Oscuro:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Filtración de luz por los bordes de la puerta de ingreso. 2. Almacenamiento de chasis en forma no apropiada. 3. Existen estanterías que almacenan polvo. 4. Luz de seguridad inapropiada. 5. Utilizado para almacenar otros objetos (ropa, calzado, etc). 6. Utilizado como cafetería improvisada. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sellado de rendijas alrededor de la puerta de ingreso. 2. Se indicó que los chasis se deben almacenar de forma vertical y no horizontal. 3. Retiro de estanterías. 4. Adquisición de luz de seguridad apropiada con filtro. 5. Se indicó que el cuarto oscuro no debe almacenar materiales que no sean de su propio uso. 6. Se eliminó la cafetería improvisada. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sin filtración de luz por los bordes de la puerta de ingreso. 2. Almacenamiento de chasis en forma vertical no horizontal. 3. Se eliminó el 30% del total de las estanterías, principalmente en la zona de carga y descarga de los chasis. 4. Luz de seguridad apropiada. 5. Solo se almacenan objetos relacionados con el cuarto oscuro y elaboración de químicos. 6. Sin cafetería improvisada.

Tabla 14. Condiciones iniciales, acciones y condiciones finales del grupo Instalaciones

CONDICIONES INICIALES	ACCIÓN	CONDICIONES FINALES
<p>Procesador de Películas:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. No cuenta con un control de calidad adecuado. 2. El mantenimiento preventivo lo realiza el personal de la institución. 3. No es únicamente para mamografía. 4. No tiene los parámetros requeridos para procesado de películas mamográficas. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se elaboró y puso en práctica varias pruebas de calidad. 2. Se contactó con una casa especializada en mantenimiento del equipo. 3. Se separó un equipo sólo para el uso de revelado de mamografías. 4. Se calibró el equipo con los parámetros requeridos para el procesado de películas mamográficas. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se realizan pruebas de sensitometría pero aún no cuenta con un control de calidad. 2. El mantenimiento preventivo lo realiza personal especializado. 3. Existe un procesador de películas exclusivo para mamografía. 4. El equipo trabaja con los parámetros de procesado para películas mamográficas.
<p>Mamógrafo:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. El mamógrafo no cuenta con control de calidad. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se contactó con el IPEN para que realice el control de calidad del mamógrafo 	<ol style="list-style-type: none"> 1. El mamógrafo cuenta con control de calidad anual y tras reparaciones.
<p>Negatoscopios:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. No son los adecuados para visualizar mamografías. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Adquisición de negatoscopios con las características técnicas para evaluar mamografías. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se cuenta con negatoscopios con característica técnicas para el análisis de mamografías.

Tabla 15. Condiciones iniciales, acciones y condiciones finales del grupo Equipos.

CONDICIONES INICIALES	ACCIÓN	CONDICIONES FINALES
<p>Químicos:</p> <p>1. Ocasionalmente se reciclan los químicos del procesador de placas.</p>	<p>1. Se prohibió el reciclaje de químicos.</p>	<p>1. No se utilizan químicos reciclados.</p>
<p>Luces</p> <p>1. La luz de seguridad del cuarto oscuro es un foco de 100 W.</p> <p>2. El filtro de la luz de seguridad del cuarto oscuro en ocasiones en un papel color rojo y en otras una película radiográfica desechada</p> <p>3. La luz de la sala de mamografía es baja por luces en mal estado.</p> <p>4. La luz de la sala de diagnóstico es muy potentes.</p> <p>5. Los fluorescentes de los negatoscopios no son los adecuados.</p>	<p>1. Se cambió por un foco de 25 W.</p> <p>2. Se adquirió el filtro adecuado para la luz de seguridad del cuarto oscuro.</p> <p>3. Cambio de luces.</p> <p>4. Cambio de luces por las adecuadas.</p> <p>5. Cambio de los fluorescentes de los negatoscopios por los adecuados.</p>	<p>1. El cuarto oscuro cuenta con luz de potencia adecuada.</p> <p>2. El cuarto oscuro cuenta con filtro adecuado para el trabajo requerido.</p> <p>3. Luz de la sala de mamografía con la potencia adecuada.</p> <p>4. Luz de la sala de diagnóstico con la potencia adecuada.</p> <p>5. Luz de los negatoscopios con la potencia, color y brillo adecuados.</p>
<p>Chasis–Pantalla–Película</p> <p>1. Se utilizan algunos chasis dañados y defectuosos.</p>	<p>1. Adquisición de nuevos chasis y retiro de los dañados y defectuosos.</p>	<p>1. Se utilizan chasis a los que se les hace el control de calidad.</p>

Tabla 16. Condiciones iniciales, acciones y condiciones finales del grupo Insumos

CONDICIONES INICIALES	ACCIÓN	CONDICIONES FINALES
<p>Tecnólogos Médicos:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. No contaban con licencia del IPEN. 2. Evaluaban la calidad de la imagen no el médico. 3. Realizaban el mantenimiento semanal de la procesadora. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. El Físico Médico realizó el curso de Protección Radiológica para Tecnólogos Médicos. 2. Se indicó que además del tecnólogo un médico residente debe revisar la imagen. 3. El personal de mantenimiento de la compañía encargada de la procesadora dictó una charla para la limpieza del equipo. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Los tecnólogos médicos cuentan con licencia del IPEN. 2. Los tecnólogos y un médico residente evalúan la calidad de la imagen. 3. El mantenimiento semanal (solo limpieza) de la procesadora de placas lo realiza el personal Tecnólogo médico.
<p>Médicos:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Los médicos que analizaban las imágenes no tenían la especialidad de mamografistas. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se indicó que solo mamografistas analicen las mamografías. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Los médicos con especialidad en mamografía resuelven los casos difíciles. Los casos clásicos los siguen resolviendo los médicos radiólogos.
<p>Físico - Médico:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. No se tiene en cuenta al Físico Médico en radiodiagnóstico y los aportes que puede dar. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se incentivo a la participación del Físico Médico en Radiodiagnóstico. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. El Físico Médico fue bien recibido y sus aportes tomados en cuenta.

Tabla 17. Condiciones iniciales, acciones y condiciones finales del grupo Personal

CONDICIONES INICIALES	ACCIÓN	CONDICIONES FINALES
<p>1. Para el procesador de placas y/o mamógrafo solo tiene personal especializado cuando los equipos dejan de funcionar y para un mantenimiento anual.</p>	<p>1. Se adquirió un nuevo sistema de mantenimiento, más eficiente.</p>	<p>1. El mantenimiento del procesador y mamógrafo es más eficiente.</p>
<p>2. Para el mamógrafo, el personal no cuenta con licencia del IPEN.</p>	<p>2. Se verificó que el personal que da el mantenimiento al mamógrafo cuenta con licencia del IPEN.</p>	<p>2. No se acepta que el personal que da mantenimiento al negatoscopio no tenga licencia del IPEN.</p>
<p>3. Para el mamógrafo, el personal no se encontraba actualizado en conocimientos ni instrumentación.</p>	<p>3. Se verificó la capacidad técnica del personal y de la instrumentación para el mantenimiento.</p>	<p>3. El personal que da mantenimiento a los equipos tienen capacidad técnica e instrumentación actualizada.</p>
<p>4. No existe personal de mantenimiento especializado para los negatoscopios ni luces de seguridad.</p>	<p>4. Se capacitó al personal para el mantenimiento de los negatoscopios y luces de seguridad.</p>	<p>4. Se cuenta con personal capacitado en el mantenimiento de negatoscopios y luces de seguridad.</p>

Tabla 18. Condiciones iniciales, acciones y condiciones finales del grupo Personal Mantenimiento

CONDICIONES INICIALES	ACCIÓN	CONDICIONES FINALES
<p>1. Realiza la adquisición de bienes y servicios por licitación con mínimas especificaciones técnicas.</p> <p>2. Como la adquisición de bienes y servicios es por licitación realiza los contratos con el que presente la mejor oferta.</p>	<p>1. Se conversó con las oficinas administrativas para que adquirieran los bienes y servicios según las especificaciones técnicas solicitadas.</p> <p>2. Se acepta la mejor oferta si cumple lo requerido.</p>	<p>1. Se elaboró una serie de especificaciones técnicas para la adquisición de bienes y servicios.</p> <p>2. No se ha podido cambiar el procedimiento administrativo para la adquisición de bienes y servicios pero se ha mejorado en gran forma.</p>

Tabla 19. Condiciones iniciales, acciones y condiciones finales del grupo Personal Administrativo

8.4 Otros resultados relevantes

1. Hay disminución en el uso de reactivos y menor contaminación ambiental por el desecho de estos productos.
2. Hay disminución en la dosis de radiación impartida al personal ocupacionalmente expuesto debido a la disminución de repetición de exámenes.
3. Se ven reducidos los falsos positivos y falsos negativos, los que son muy perjudiciales al paciente, así como, han aumentado los verdaderos positivos y verdaderos negativos contribuyendo a la salud de la paciente.
4. Falta una cultura de calidad en los servicios de radiodiagnóstico, no hay criterios de evaluación y no se le da la importancia debida.
5. Al físico médico en un servicio de radiodiagnóstico en nuestro país no se le da la importancia debida y solo es requerido en los servicios de radioterapia.
6. Se observó que algunos servicios de mantenimiento no cumplen con la instalación adecuada, en la calibración de los equipos, debido a que no cuentan con instrumentación moderna.

CAPITULO 9: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

9.1 Conclusiones

- 9.1.1 Es factible en nuestro país la implementación de un Programa de Análisis de la Cadena de Formación de Imagen mediante el criterio de la imagen rechazada, con resultados observables a corto plazo, los que se manifiestan en la mejora de la calidad de la imagen, una menor tasa de repetición de exámenes lo que conlleva a una menor dosis de radiación en la paciente y disminución de dosis de radiación colectiva, disminución de falsos positivos y negativos y aumento de verdaderos positivos y negativos, lo que conlleva a un mejor diagnóstico, tratamiento y aumento de la probabilidad de cura de la paciente.
- 9.1.2 Es necesario que todo centro mamográfico cuente con el asesoramiento de un Físico Médico especializado en Radiodiagnóstico para que sea el responsable y supervisor del cumplimiento de los Protocolos de Control de Calidad y éste ser un requisito indispensable exigido por el IPEN-OTAN para entregar la licencia de funcionamiento.
- 9.1.3 Con este trabajo se ha validado el parámetro de la Placa Rechazada como parámetro para evaluar el progreso en la mejora de la calidad de imagen en un centro mamográfico.
- 9.1.4 Este nuevo procedimiento permite obtener la calidad de la cadena de obtención de imágenes sin costo para el Servicio de Mamografía, ni de materiales o tiempo, debido a que se utilizan las imágenes rechazadas para su evaluación. Otros procedimientos son onerosos, consumen tiempo de trabajo del personal y recursos del servicio.

9.2 Recomendaciones

- 9.2.1 Continuar con la implementación del Programa de Revisión de la Calidad de la Imagen Mamográfica en el INEN para seguir disminuyendo el número de imágenes repetidas, hasta donde indica la OMS el 5%, para estar al nivel de Instituciones Internacionales de primera calidad.

- 9.2.2 Los servicios de mamografía siempre deben contar con la asesoría y/o consultoría de un físico médico con especialidad en radiodiagnóstico y si es posible con la subespecialidad en mamografía.
- 9.2.3 El médico radiólogo responsable del análisis de las mamografías y diagnóstico en lo posible debe ser un médico radiólogo con especialidad en mamografía.
- 9.2.4 El personal que labora directa o indirectamente con radiaciones ionizantes debe contar Licencia del IPEN, la cual indica que tienen conocimiento sobre los peligros de las radiaciones ionizantes y sobre protección radiológica.
- 9.2.5 La calidad en el proceso del sistema de imagen se logra con pruebas continuas de los diferentes equipos, personal e insumos que intervienen, mientras que la calidad en el análisis de la imagen mamográfica se obtienen con la capacitación continua por parte de los radiólogos que observan las imágenes.

El presente trabajo de tesis de investigación ha permitido reducir la dosis colectiva en un porcentaje mayor a otros trabajos similares debido a que se ataca el problema (imagen rechazada) desde la falla en el Sistema de Generación de Imágenes, en forma específica ubicando el parámetro del sistema de generación de imágenes donde ocurrió el problema y no indicando de forma poco específica donde el problema ocurre.

En este trabajo de tesis de investigación el uso del criterio de la tasa de imágenes rechazadas no es utilizado como una estadística que determina la calidad de las imágenes producida por un servicio de mamografía, sino que además de esto, es utilizada para mejorar la calidad de la imagen mamográfica analizando cada punto del sistema de generación de imágenes logrando así una mejora significativa no solo en la calidad de la imagen sino en todo el servicio de mamografía desde los ambientes utilizados, hasta los insumos adquiridos y la capacitación del personal médico que evalúa las imágenes, logrando la mejora continua hacia una sola dirección, la salud, bienestar y calidad de vida del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Diferencias en la Dosis, Calidad y Tasa de Rechazo de Imágenes en Sistemas de Mamografía Convencional y Digital
M.C. Alcántara, G.M. A.A. Sordi, L.V.E.Caldas, T.A.C. Furquim
Instituto de Pesquisas Energéticas y Nucleares Comisión Nacional de Energía Nuclear, Brasil [200-]
2. Film Reject Analysis and Image Quality in Diagnostic Radiology Department of a Teaching Hospital in Ghana
J. Owusu-Banahene, E.O. Darko, F. Hasford, E.K. Addison, J. OkyereAsirifi (2014)
3. Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía
IAEA – TECDOC-1646 (2010)
4. IAEA: Protección Radiológica de los Pacientes
https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Radiography.htm
5. Análisis de Películas Rechazadas en el Servicio General de Radiología del H.U.C.
A.R. Díaz, E. Cedeño, Y. Martinez, J. Pimiento (2015)
6. Control de Calidad en Radiodiagnóstico
Miguel Alcaraz Baños (200-)
7. Tasa de Rechazo de Películas, Diseño de Estrategias y Resultados
Guibelalde, J. Fernández, R. Ramirez, L. Canevaro, E. Vaño (1998)
8. Determinación de un Método de Cálculo de Dosis Glandular Promedio en Exámenes de Mamografía
Ramos, O. Villarreal, M. Revista Chilena de Mamografía V15 N4 (2009)
9. Evaluación de la Dosis glandular Media en Exámenes de Mamografía
Viloria, C. Puerta, J. Universidad Nacional de Colombia (2010)

10. Organización Panamericana de la Salud, Publicación Científica 469, Garantía de la Calidad en Radiodiagnóstico, Organización Mundial de la Salud, Washington (1984)
11. Eisberg R, Fundamentos de Física Moderna, 5ta edición, Editorial Limusa S.A., México (1992)
12. Gaona E, Cáncer, Radiación y Seguridad Radiológica, Edilibros S.A., México (1999)
13. Attix F, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 20th Edition, John Wiley & Sons I.N.C., Canadá (1996)
14. Podgorsak E, Radiation Oncology Physics A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Austria (2005)
15. Coggle J, Biological Effects of Radiation, 2nd Edition, Taylor Francis L.T.D., London (1993)
16. Medina E, Ramirez R, Protección Radiológica en Radiodiagnóstico Médico, Centro Superior de Estudios Nucleares – IPEN, Lima (2005)
17. Ramirez R, Medina E, Chau César, Reglamento de Seguridad Radiológica, Oficina Técnica de la Autoridad nacional, Instituto Peruano de Energía Nuclear, Lima (1997)
18. Comissão Internacional de Energía Nuclear (CNEN), Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Protección Radiológica en Radiología-Diagnóstica, Agencia Internacional de Energía Atómica [s.a.]
19. Pizzutiello Jr. J, Cullinam R, Introducción a la Imagen Radiográfica Médica, División de Diagnóstico por Imagen KODAK S.A. (1999)
20. Lee L, Stickland V, Wilson A, Roebuck E, Técnica Radiológica en Mamografía, Marban Libros S.L., Madrid (1998)
21. Bogucki T, Trauernicht D, Kocher T, Characteristics of a Storage Phosphor System for Medical Imaging, Technical and Scientific Monograph No. 6, Health Sciences Division, Eastman Kodak Company, U.S.A. (1995)

22. Carmichael J, Maccia C, Moores B, Oestmann J, Schibilla H, Teunen D, Van Tiggelen R, Wall B, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, Luxembourg (1996).
23. IAEA-TECDOC-1517, Control de Calidad en Mamografía, IAEA (2006)
24. Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Radiología Médica, Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico, Senda Editorial S.A. (2011)
25. Zoetelief M, Fitzgerald W, Säbel M, European Protocol on Dosimetry in Mammography, Luxembourg (1996)

ANEXO

REFERENCIAS DE FIGURAS

- Fig. 1: Fuente: <http://www.mimagnetoterapia.com/espectro-electromagnetico> [2015]
- Fig. 2: Fuente: <http://la-mecanica-cuantica.blogspot.pe/2009/08/la-espectroscopia-de-rayos-x.html> [2015]
- Fig. 3: Fuente: <http://la-mecanica-cuantica.blogspot.pe/2009/08/la-espectroscopia-de-rayos-x.html> [2015]
- Fig. 4: Fuente: <https://naturalmenteciencias.wordpress.com/2013/09/27/radiacion-electromagnetica-atmosfera-y-vida/> [2015]
- Fig. 5: Fuente: <https://sites.google.com/site/proyectofinalcelulappf/plastica> [2015]
- Fig. 6: Fuente: <http://www.biologia.edu.ar/botanica/tema9/9-2mitosis.htm> [2015]
- Fig. 7: Fuente: <https://proteccionradiologica.wordpress.com/category/8-radiobiologia/> [2015]
- Fig. 8: Fuente: http://www.jmcpri.net/NTPs/@Datos/ntp_304.htm [2015]
- Fig. 9: Fuente: <http://www.alasbimnjournal.net/contenidos/aspectos-generales-de-proteccion-radiologica-en-medicina-nuclear-55?cap=efectos-biologicos-de-la-radiaciones-ionizantes> [2015]
- Fig. 10: Fuente: <https://radiobiologiagrupo.wordpress.com/2012/07/27/efecto-probabilistico-de-la-radiacion/> [2015]
- Fig. 11: Autor de la tesis
- Fig. 12: Fuente: http://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-93082004000400005&script=sci_arttext [2015]
- Fig. 13: Fuente: <https://laboratorioradiologico.files.wordpress.com/2011/04/apunte-laboratorio-2011.pdf> [2015]
- Fig. 14: Fuente: Guía Técnica de Procedimientos Mínimos de Control de calidad en mamografía analógica – Sociedad Argentina de radiología [2013]

Fig. 15: Fuente: <http://es.dreamstime.com/fotos-de-archivo-libres-de-regal%C3%ADas-mamograf%C3%ADa-en-la-proyecci%C3%B3n-oblicua-image10049698> [2015]

Fig. 16: <http://lima-lim.adwayer.com.pe/procesador-de-peliculas-radiograficas-mamograficas-peru-iid-67273> [2015]

Fig. 17: <http://produserltda.com/wordpress/otros-productos> {2015]

Fig. 18: <http://www.medicalexpo.es/prod/wardray-premise/product-70501-477793.html> [2015]

Fig. 19: <http://www.deltamedic.com/radiodiagnostico/chasis.htm> [2015]

Fig. 20: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 21: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 22: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 23: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 24: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 25: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 26: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 27: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 28: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 29: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 30: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 31: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 32: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 33: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 34: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 35: Fuente: Autor de la tesis

Fig. 36: Fuente: Autor de la tesis