



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**GENERACIÓN DE MANIQUÍS MAMOGRÁFICOS UTILIZANDO
TINTA RADIOPACA Y UNA IMPRESORA DE INYECCIÓN DE
TINTA**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

P R E S E N T A:

JESÚS RAFAEL MANZANO HERNÁNDEZ



DIRECTOR DE TESIS:

M. en C. EDUARDO LÓPEZ PINEDA

Ciudad Universitaria, CDMX, 2018



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

1. Datos del alumno	1. Datos del alumno
Apellido paterno	Manzano
Apellido materno	Hernández
Nombre(s)	Jesús Rafael
Teléfono	55 7489 9219
Universidad Nacional Autónoma de México	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias	Facultad de Ciencias
Carrera	Física
Número de cuenta	308099577
2. Datos del tutor	2. Datos del tutor
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Eduardo
Apellido paterno	López
Apellido materno	Pineda
3. Datos del sinodal 1	3. Datos del sinodal 1
Grado	Dra.
Nombre(s)	María Ester
Apellido paterno	Brandan
Apellido materno	Siqués
4. Datos del sinodal 2	4. Datos del sinodal 2
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Jorge Patricio
Apellido paterno	Castillo
Apellido materno	López
5. Datos del sinodal 3	5. Datos del sinodal 3
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Mariana Jimena
Apellido paterno	Villagomez
Apellido materno	Casimiro
6. Datos del sinodal 4	6. Datos del sinodal 4
Grado	Dra.
Nombre(s)	Karla Paola
Apellido paterno	García
Apellido materno	Pelagio
7. Datos del trabajo escrito	7. Datos del trabajo escrito
Título	Generación de maniquís mamográficos utilizando tinta radiopaca y una impresora de inyección de tinta
Número de páginas	85
Año	2018

Contenido

Capítulo 1: Introducción.....	1
Objetivo.....	2
Capítulo 2: Antecedentes.....	3
2.1 La mama	3
2.2 Rayos X	5
2.3 Formación de imágenes mamográficas	17
2.4 Impresoras de inyección de tinta	27
Capítulo 3: Metodología.....	30
3.1 Evaluación de la calidad de impresión	30
3.2 Fabricación de tintas radiopacas.....	33
3.3 Prueba de estabilidad de tinta sobre papel bond	34
3.4 Fabricación del maniquí de calibración.....	35
3.5 Elaboración del maniquí #1.....	38
3.6 Elaboración del maniquí #2.....	40
3.7 Elaboración del maniquí #3.....	41
3.8 Elaboración del maniquí #4.....	42
Capítulo 4: Resultados y Discusión.....	44
4.1 Evaluación de la calidad de impresión	44
4.2 Fabricación de tintas radiopacas.....	45
4.3 Prueba de estabilidad de tinta sobre papel bond	47
4.4 Fabricación del maniquí de calibración.....	49
4.5 Elaboración del maniquí #1.....	55
4.6 Elaboración del maniquí #2.....	61
4.7 Elaboración del maniquí #3.....	66
4.8 Elaboración del maniquí #4.....	69
Capítulo 5: Conclusiones	73
5.1 Trabajo a futuro.....	74
Bibliografía	75

Dedico este trabajo a mis padres María Libia y Rafael. Me dieron lo más valioso que es la vida y nunca me ha faltado su amor, su apoyo incondicional, su fe en mí y su fortaleza que me sostiene siempre que la mía falla.

A mi hermano Erick, Que siempre estás en las buenas y en las malas, sorprendiéndome cuando me enseñas tantas cosas que no se aprenden de un libro y siendo un ejemplo para mí.

*A Maribel. Con toda tu persona, tus manos inquietas y tu hermosa sonrisa pintaste mi mundo de colores, desde entonces ya nada me falta porque lo tengo todo contigo.
Te amo.*

A Dios doy gracias por todas las personas y bendiciones de las que me colma desde el momento que nací.

Agradecimientos institucionales

A mi director de tesis el M. en C. Eduardo López Pineda, quien me brindó la guía, el apoyo y valiosos comentarios durante la realización de este proyecto.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués, por permitirme trabajar en el grupo de Dosimetría y Física Médica, así como el apoyo económico brindado a través del proyecto DGAPA-PAPIIT IN107916 “Estudios de dosimetría e imagen en procedimientos médicos de diagnóstico y terapia”.

A los miembros de mi comité sinodal: M. en C. Eduardo López Pineda, Dra. María Ester Brandan Siqués, M. en C. Jorge Patricio Castillo López, M. en C. Mariana Jimena Villagomez Casimiro y Dra. Karla Paola García Pelagio por todos sus comentarios y aportaciones que permitieron enriquecer este trabajo.

Al L. D. Luis Novoa Sandoval, por su ayuda en el inicio de este trabajo, así como sus valiosos comentarios que permitieron entender el funcionamiento de las impresoras de inyección de tinta.

Al M. en C. Ricardo Martín Hernández Flores y a los Laboratorio de Física Contemporánea de la Facultad de Ciencias por permitirme trabajar en sus instalaciones y por facilitarme el microscopio CARL ZEISS 63338.

Al Instituto Nacional de Cancerología (INCan) por brindarme la oportunidad de trabajar en sus instalaciones y obtener el medio de contraste necesario para la fabricación de tintas radiopacas. Así mismo al M. en C. Héctor Alejandro Galván Espinoza que me permitió trabajar en el departamento de radiología y al M. en C. Jorge Patricio Castillo López que me brindo su tiempo, atención y apoyo en la obtención del medio de contraste.

Al M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo, por sus valiosos comentarios acerca de este trabajo.

Al Instituto de Física, UNAM por permitirme utilizar sus instalaciones para la elaboración de este proyecto.

Agradecimientos personales

A mi dulce madre: me has enseñado a no rendirme por muy difícil que sea la lucha y estoy muy orgulloso de la mujer que eres. Con tu cariño, tus cuidados, tu paciencia he aprendido a ser mejor persona día a día.

A mi padre: a pesar las limitaciones, las fronteras, las distancias siempre has estado conmigo. Tienes las palabras correctas cuando se necesitan y me has enseñado a mantenerme de pie a pesar de las adversidades.

A Erick: mi compañero y cómplice de tantas aventuras y travesuras, eres el mejor hermano que se puede tener.

A Maribel: cuando con mi música fui a dar gracias a Dios, jamás me imaginé que me correspondería poniéndote en mi camino. Eres la mujer con quien termino este gran proyecto e inicio otro a tu lado.

A mi tía Eli: mi segunda madre que has estado conmigo y con mi familia en los momentos más difíciles y jamás nos has abandonado.

A mi abuelito Rafael: es raro verlo y platicar con usted, pero sin duda esos momentos raros son de lo mejor. Gracias por compartir tantas experiencias y sabiduría.

A mi abuelita Lucía: nunca importó su cansancio ni su edad, siempre ha mostrado que con las ganas y la voluntad se puede llegar tan lejos como se desea.

A Miriam, Abel y a toda mi familia: gracias por tantas aventuras y experiencias.

A mis amigos y compañeros: Sergio, Amaranta, Edai, Katia y Mónica por todos esos días llenos de risa hasta morir en el CCH; Andrés, Daniela, Diana, Brisna y Miguel Ángel por todas esas pláticas, bromas y travesuras en las clases de la Facultad de Ciencias, del CELEX y del Instituto de Física.

Por supuesto a mis perrijos Locky, Bibis, Tom, Bombón, a los papás Mimí y Puppy y sus hijas Enojona, Mordelona, Polita, Morenita y Mini Puppy.



A mis conejos Abismo Negro y Nube Blanca que antes de ser comidos por doña Guille se comieron todas sus flores.



Capítulo 1: Introducción

El cáncer es el nombre que recibe un conjunto de enfermedades relacionadas y caracterizadas por la multiplicación, desarrollo y crecimiento celular descontrolado. Esta enfermedad puede presentarse en casi cualquier parte del cuerpo. Cuando su origen es en los tejidos mamarios se denomina cáncer de mama [1].

El cáncer de mama es el de mayor presencia entre las mujeres del mundo y en México representa un problema de salud pública [2]. En el año 2013 para mujeres mayores de 20 años, el cáncer de mama fue la principal causa de incidencia hospitalaria y la segunda causa de mortalidad por tumores malignos [3].

Se estima que la incidencia y mortalidad por cáncer de mama aumentará debido al envejecimiento poblacional, la permanencia de los factores de riesgo y a los problemas para el acceso oportuno para la detección temprana y tratamiento adecuado [4]. Debido a esto, el gobierno mexicano creó la Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011 [4] donde se establecen criterios de operación para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama. La mamografía es reconocida por esta norma como un tipo de intervención para la detección del cáncer de mama y es realizada mediante un programa de tamizaje. Este programa recomienda que todas las mujeres de 40 a 69 años se realicen una mamografía cada dos años [4]. Una mamografía es una imagen plana de una mama obtenida con rayos X.

El equipo con el que realiza este estudio se llama mastógrafo y tiene que ser sometido a un control de calidad estricto, ya que, para ser de utilidad diagnóstica, requiere generar imágenes con un alto contraste, alta resolución espacial y bajo ruido. Algunas de las pruebas de calidad que se realizan a estos equipos utilizan maniquís [2], sin embargo, estos maniquís usualmente contienen objetos de interés contra un fondo plano, lo cual no representa una situación anatómicamente correcta.

En el mercado existen opciones no homogéneas que permiten simular el fondo anatómico de una mama, sin embargo, estos maniquís usualmente son muy costosos (\$ 2, 442 USD, BR3D [5]), requieren mucho tiempo para producirlos y realmente no representan la forma anatómica de una mama verdadera.

Una propuesta para obtener un maniquí que represente la estructura interna de una mama real la propusieron Ikejimba, Graff y Glick [6]. La propuesta consiste en utilizar una impresora de inyección de tinta y una tinta radiopaca para imprimir un modelo tridimensional de una estructura mamaria.

Tales autores se basaron en las propiedades de atenuación de la tinta y del sustrato donde se depositaba, cuyos coeficientes de atenuación resultaron ser muy cercanos a los valores del tejido adiposo y glandular de una mama [6].

En este trabajo se propone probar un método similar para fabricar un maniquí mamográfico que represente una estructura anatómica correcta de una mama, donde se utilizarán las propiedades de las imágenes digitales para realizar una calibración entre el rango dinámico de una radiografía digital y una impresora de inyección de tinta. Este método pretende reducir el costo y tiempo de la fabricación de maniquís no homogéneos y es desarrollado por primera vez en la UNAM.

Objetivo

Generar un maniquí para mamografía a partir de una imagen mamográfica real, utilizando tinta radiopaca y una impresora de inyección de tinta.

Metas:

- Evaluación de la calidad de impresión de una impresora de inyección de tinta.
- Fabricación y optimización de tinta con medio de contraste.
- Evaluación de la estabilidad de las tintas fabricadas utilizando la impresora seleccionada.
- Calibración de la relación entre la intensidad en una mamografía y el nivel de gris en la imagen a imprimir.
- Generación y evaluación de maniquís simples.
- Pruebas de impresión de imágenes mamográficas clínicas.
- Evaluación de la calidad de las imágenes obtenidas a partir de las impresiones del punto anterior.

Capítulo 2: Antecedentes

En este capítulo se muestran los antecedentes necesarios para entender la generación de las imágenes mamográficas. Primero se describe a la mama humana como objeto de estudio. Posteriormente a la física de los rayos X, abarcando desde su origen hasta sus interacciones con la materia. Seguido a esto, se presentan las características del equipo que es utilizado para la adquisición de mamografías digitales, las propiedades de las imágenes digitales y los parámetros de calidad. Por último, se menciona brevemente el funcionamiento de las impresoras de inyección de tinta.

2.1 La mama

La mama es un órgano glandular, situado en la pared anterior del tórax; está compuesta de lóbulos, lobulillos, conductos, una areola y un pezón. Los lóbulos están formados por lobulillos que terminan en bulbos pequeños, los lobulillos y los lóbulos están conectados por medio de los conductos. Cada lóbulo está rodeado por tejido graso y por tejido de sostén, una mama puede contener de 15 a 20 lóbulos [7, 8, 9].

En el interior de una mama también hay arterias y venas que conducen la sangre a los diferentes tejidos y los mantienen oxigenados, nervios que le dan sensibilidad a la mama y vasos linfáticos [8]. En la Imagen 1 se muestra de manera esquemática la estructura de una mama.

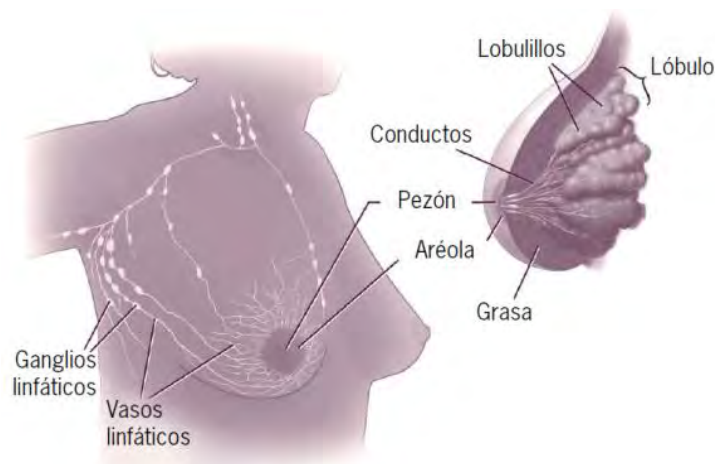


Imagen 1.- Estructura interna y externa de la mama (tomado de la referencia 7).

2.1.1 Cáncer de mama

El cáncer es una enfermedad caracterizada por un cambio en los genes que controlan el funcionamiento de las células, específicamente, su crecimiento y división, provocando el crecimiento descontrolado de células anormales en el cuerpo [1].

El cáncer puede empezar casi en cualquier lugar del cuerpo humano [1]. Un tipo específico de cáncer es el de mama, que tiene su origen en los tejidos mamarios, y puede afectar a una o ambas mamas. Para que el cáncer aparezca, se necesita que una sola célula acumule varias mutaciones

en sus genes, escapando de los procesos de control de la proliferación y muerte [2]. Existen dos tipos principales de este cáncer:

- Carcinoma ductal, comienza en los conductos que llevan la leche desde la mama hasta el pezón.
- Carcinoma lobulillar, comienza en los lobulillos que producen leche.

Todas las características o circunstancias personales, ambientales o sociales que aumentan la probabilidad de la aparición de una enfermedad o lesión se llaman factores de riesgo. En el caso del cáncer de mama el factor de riesgo más importante es ser mujer, otros factores de riesgo son una exposición prolongada a estrógenos (menarca temprana y menopausia tardía), ingesta de hormonas, el uso de anticonceptivos (tiempo de uso, edad cuando inició la ingesta y tipo de hormonas), embarazos en edad avanzada, antecedentes familiares, sedentarismo, tabaquismo, etc. [2, 4].

2.1.2 El cáncer de mama en México

En el año 2013 para las mujeres mexicanas de 20 años en adelante, el cáncer de mama fue la principal causa de morbilidad hospitalaria y la segunda causa de mortalidad por tumores malignos representando un problema de salud pública [3].

Como parte del plan creado por el gobierno mexicano para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama, está la implementación de un programa de tamizaje. El tamizaje es el uso de una prueba sencilla en una población aparentemente sana para identificar a aquellos individuos que tienen alguna patología sin presentar síntomas [4].

La mamografía (ver Imagen 2) es utilizada como estadio de tamizaje para detectar cáncer de mama, su objetivo es visualizar lesiones no palpables, calcificaciones, asimetrías en la densidad mamaria y/o distorsión de la arquitectura de la mama. La mamografía es una imagen bidimensional de la mama producida con rayos X [2].



Imagen 2.- Mamografía (modificado de la referencia 10).

El Centro Internacional para Investigaciones sobre el Cáncer reconoce la mamografía de tamizaje como el único método que reduce la mortalidad por cáncer de mama para mujeres de 50 a 69 años [11], mientras que para mujeres entre 40 y 49 años su beneficio es aún una controversia, además la frecuencia recomendada para la realización del estudio depende de cada país [2]. En México se recomienda que todas las mujeres entre 40 a 69 años de edad se realicen una mamografía cada dos años [4].

Para entender que es una mamografía, es necesario conocer la física de los rayos X, ya que estos son empleados en la formación de una mamografía.

2.2 Rayos X

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas capaces de penetrar y atravesar cuerpos, producir fluorescencia de algunas sustancias; se propagan en línea recta e ionizan átomos de la materia [12]. La radiación electromagnética presenta una dualidad onda partícula; su carácter corpuscular se manifiesta en su interacción con la materia, mientras que su naturaleza ondulatoria se manifiesta cuando se propaga [13].

Los rayos X pueden clasificarse de dos formas, dependiendo de su origen. Para entender algunas propiedades de estos, primero es necesario hablar brevemente del átomo.

2.2.1 El átomo

De un elemento químico, se define el átomo como la división más pequeña en la cual la identidad química del elemento se conserva [14]. El átomo está compuesto de un núcleo formado por protones y neutrones, cargado positivamente y de una nube electrónica extra nuclear cargada negativamente. El modelo atómico de Niels Bohr (ver Imagen 3) propone que los electrones del átomo se mueven en órbitas circulares alrededor del núcleo bajo la influencia de la fuerza de atracción de Coulomb entre el núcleo y el electrón, sujetándose a las leyes de la mecánica clásica. Los electrones sólo están en órbitas cuyo impulso angular orbital del electrón L es un múltiplo entero n^1 de la constante de Planck, es decir:

$$L = n\hbar \quad n = 1,2,3, \dots \quad (1)$$

A pesar de que el electrón se acelera constantemente al moverse en una de las órbitas permitidas, no radia energía electromagnética. El átomo emite energía electromagnética si un electrón que inicialmente se mueve en una órbita de energía total $E_{inicial}$, cambia su movimiento de forma discontinua para moverse en la órbita de energía total E_{final} , donde $0 > E_{inicial} > E_{final}$ [13].

¹ Al número n se le conoce como número cuántico principal.

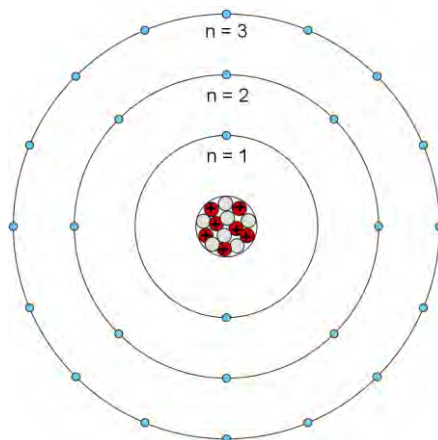


Imagen 3.- Átomo según el modelo de Bohr.

Un modelo atómico más completo es el de capas electrónicas. En este modelo, a cada capa se le asigna una letra mayúscula, comenzando con la K para la capa más interna, hasta la Q para la más externa. Cada capa puede contener $2n^2$ electrones (ver Tabla 1). Un átomo es energéticamente estable cuando todas sus capas interiores están completamente llenas, la única capa que puede estar parcialmente vacía es la última y se llama capa de valencia.

Tabla 1.- Capas electrónicas y número de electrones que pueden contener.

Capas electrónicas		
Capa	n	Número de electrones
K	1	2
L	2	8
M	3	18
N	4	32
O	5	50
P	6	72
Q	7	98

Cada capa puede contener subcapas que están compuestas por orbitales atómicos. Un orbital atómico es la región del espacio definida por una determinada solución particular, especial e independiente del tiempo a la ecuación de Schrödinger para el caso de un electrón sometido a un potencial coulombiano. Cada orbital puede contener sólo dos electrones y el número de orbitales depende del momento angular orbital de los electrones. A este número se le asigna la letra l y el número de orbitales en cada subcapa está dado por $-l, -l + 1, \dots, l$ (Ver Tabla 2) [15].

Tabla 2.- Subcapas electrónicas y número máximo de electrones que pueden contener.

Subcapas electrónicas		
Subcapa	l	Número máximo de electrones
s	0	2
p	1	6
d	2	10
f	3	14
g	4	18

Con esta descripción breve del átomo se puede pasar a hablar del origen de los rayos X. Se utilizará en las ilustraciones el átomo de Bohr por su simplicidad.

2.2.2 Tipos de rayos X

RAYOS X DE FRENADO

Cuando una partícula cargada pasa cerca de un núcleo atómico, experimenta una aceleración debido a una fuerza de tipo coulombiana entre la partícula cargada y el núcleo. Al ser acelerada la partícula, emite un fotón cuya energía depende de la intensidad de la aceleración que experimentó la partícula (ver Imagen 4) [13, 14].

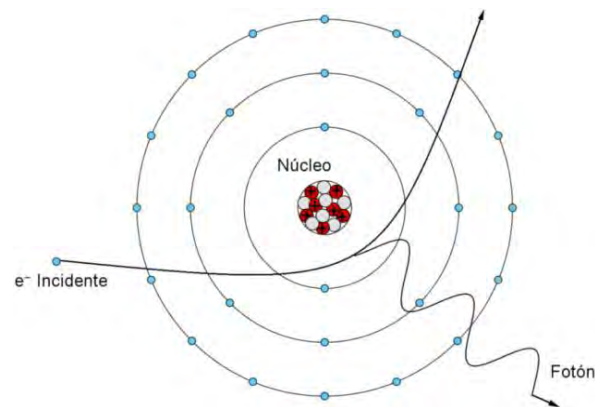


Imagen 4.- Generación de un rayo X de frenado.

RAYOS X CARACTERÍSTICOS

Si por algún motivo, alguna de las capas internas del átomo pierde un electrón, se genera una vacancia. Un electrón de una capa externa ocupará esta vacancia y emitirá un fotón cuya energía será igual a la diferencia de energías del electrón entre ambas capas. A su vez, el electrón que ocupó la vacancia generará una vacancia en su capa, misma que será ocupada por un electrón de una capa más externa y emitirá un fotón de la misma forma que el electrón anterior (ver Imagen 5). Las energías de estos rayos X son discretas y características para cada elemento debido a que las energías de los electrones en sus capas son discretas y únicas para cada elemento [13, 14].

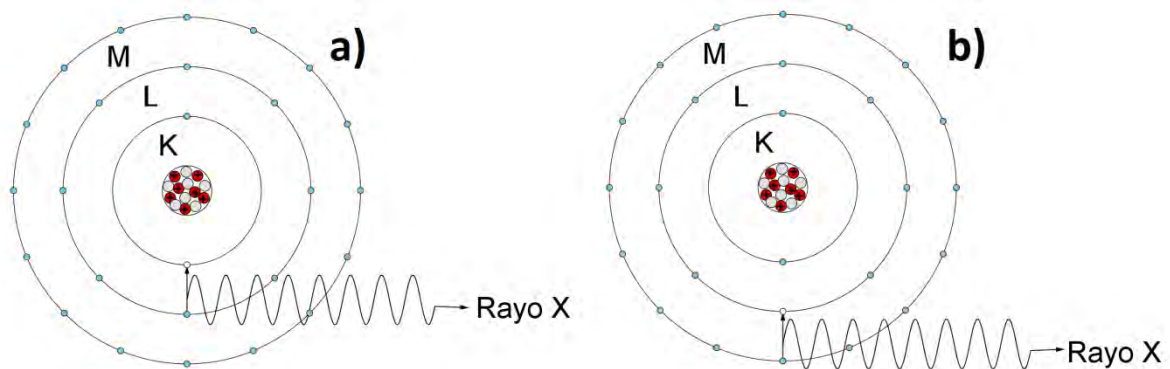


Imagen 5.- Generación de rayos X característicos, a) un electrón cambia su posición de la capa L a la capa K y b) otro electrón cambia su posición de la capa M a la capa L.

2.2.3 Generación de Rayos X

Una forma en la que se pueden generar los rayos X es a través de un dispositivo llamado tubo de rayos X. Este es un contenedor de vidrio sellado herméticamente y al alto vacío. En la Imagen 6 se muestran los elementos principales de un tubo de rayos X [13, 14, 16].

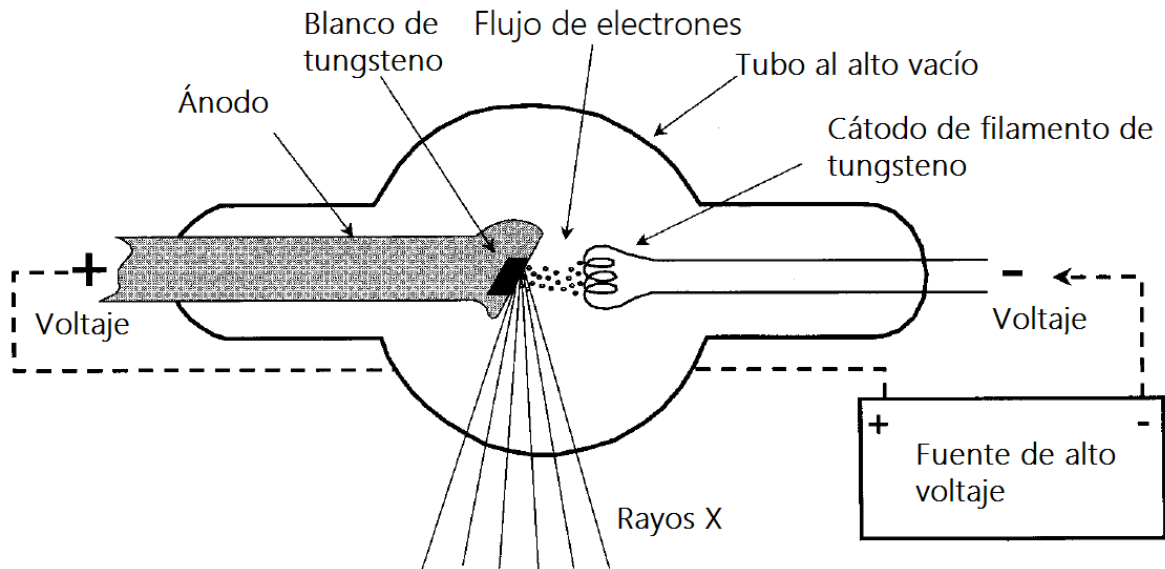


Imagen 6.- Tubo de rayos X (modificado de la referencia 14).

CÁTODO

El cátodo es un filamento de alambre helicoidal de tungsteno (W). Por éste se hace pasar una corriente eléctrica que lo calienta hasta 2350 °C, emitiendo electrones en su superficie por medio de la emisión termoiónica [14, 16].

ÁNODO

El ánodo es el elemento que se mantiene a una diferencia de potencial positiva relativa al cátodo para acelerar los electrones hacia éste. El ánodo debe responder a los siguientes criterios: poseer una alta densidad para favorecer la producción de rayos X; poseer una temperatura de fusión elevada para resistir las temperaturas alcanzadas debido a la pérdida de energía cinética de los electrones al ser frenados y ser buen conductor térmico para disipar rápidamente el calor [14, 16]. Usualmente para fabricar el ánodo se utiliza W por su punto alto de fusión (3422 °C) y una cubierta de cobre (Cu) que dispersa el calor. En mamografía se utilizan principalmente el molibdeno (M) y rodio (Rh), debido a que estos materiales poseen rayos X característicos que son de gran ayuda en la obtención de imágenes de una mama [2]. Los ánodos pueden ser fijos o rotatorios; estos últimos tienen forma de disco y giran sobre su eje dispersando el calor por toda su superficie [14, 16].

POTENCIAL DE ACELERACIÓN

El potencial de aceleración es la diferencia de voltaje entre el cátodo y el ánodo. La energía máxima de los rayos X producidos en el tubo está determinada por este potencial debido a que determina la energía cinética de los electrones que chocan con el ánodo. [13, 14].

CORRIENTES DEL TUBO DE RAYOS X

En un tubo de rayos X hay dos corrientes eléctricas. La primera es la corriente del filamento de tungsteno, cuya intensidad será responsable de la emisión de electrones. La segunda corriente es flujo de electrones entre el cátodo y el ánodo (medida en mA). El número de rayos X producidos en el tubo depende del número de electrones que son frenados por el ánodo [14].

ESPECTROS DE RAYOS X

El espectro de rayos X que se obtiene del tubo está compuesto por rayos X de frenado y característicos. El espectro de los rayos X de frenado es una distribución continua de la intensidad de los fotones en función de su energía. La física clásica predice que la desaceleración de los electrones hasta alcanzar el punto de reposo en el blanco resulta de la emisión de un espectro continuo de radiación electromagnética como el que se observa en la Imagen 7a). Hay un espectro sin filtrar que es el que se obtendría inmediatamente después del ánodo, pero los fotones con energías bajas son absorbidos por los mismos componentes del tubo, por lo que en la práctica se obtiene el espectro filtrado [13, 14].

El espectro de rayos X característicos que se observa en la Imagen 7b) es una distribución discreta de las intensidades de los fotones en función de su energía. Este espectro se superpone sobre el espectro de rayos X de frenado y tiene la forma de picos [14]. Cada pico se identifica con una letra y dos subíndices donde la letra se refiere a la capa donde se originó la vacancia, el primer subíndice se refiere al pico más intenso α , los siguientes picos ordenados en orden descendente de intensidad se denominan β , γ , etc. El segundo subíndice se utiliza para diferenciar todas las transiciones electrónicas² presentes [17].

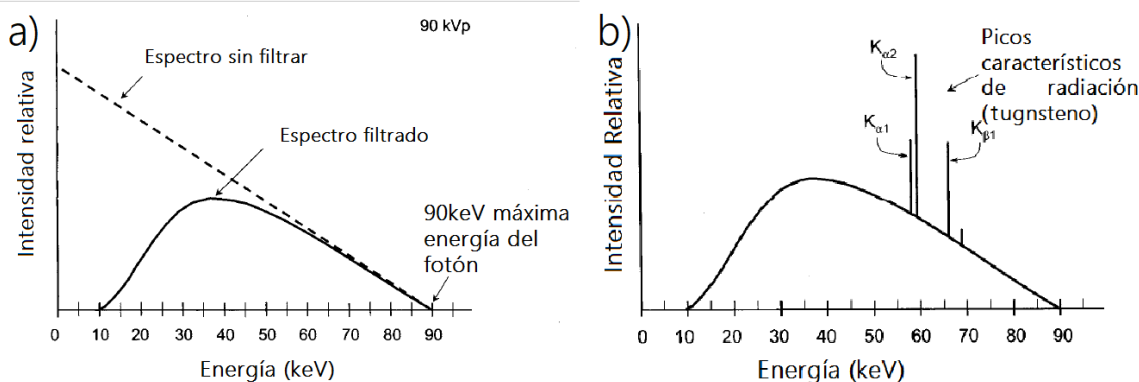


Imagen 7.- Espectros de rayos X de a) frenado y b) característicos superpuestos sobre el espectro continuo (modificado de la referencia 14).

² Una transición electrónica es un cambio en los números cuánticos de un electrón.

2.2.4 Interacción rayos X con la materia

Cuando los rayos X atraviesan la materia, éstos pueden interactuar con esta siendo dispersados o absorbidos. Para los rayos X que se utilizan en mamografía existen tres interacciones principales de los fotones con la materia.

DISPERSIÓN RAYLEIGH

En esta interacción, el rayo X es visto como una onda electromagnética con longitud de onda λ_1 , a esta onda está asociado un campo eléctrico. Cuando un rayo X incide sobre un átomo pone a vibrar a todos los electrones, de la nube electrónica del átomo, en fase. Inmediatamente esta nube electrónica emite una onda electromagnética con longitud de onda λ_2 , que es igual a λ_1 pero en una dirección diferente (ver Imagen 8). El ángulo de dispersión incrementa conforme disminuye la energía de los rayos X [14].

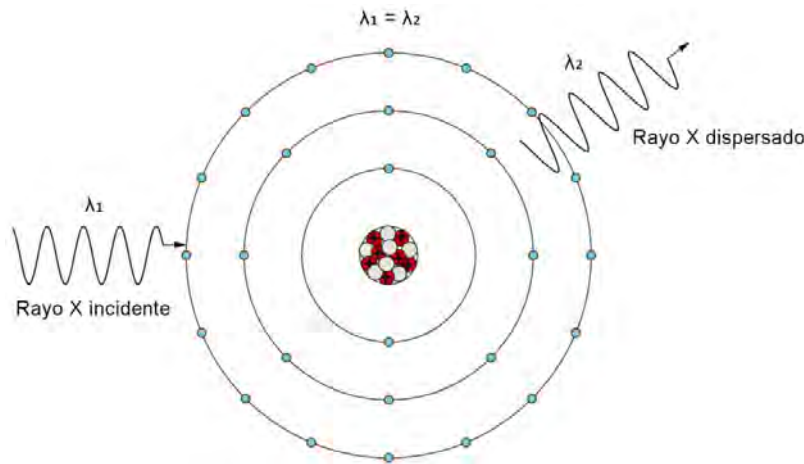


Imagen 8.- Dispersión Rayleigh.

DISPERSIÓN COMPTON

En esta interacción el rayo X incidente es visto como una partícula. Si la energía del fotón incidente en un átomo es mayor que la energía de ligadura del electrón en el átomo tiene la capacidad de ceder parte de su energía para expulsarlo produciendo un par de iones, el resto de la energía es utilizada para crear un nuevo fotón que viaja en una dirección diferente (ver Imagen 9) [14]. La energía perdida por el fotón es cedida al electrón como energía cinética, es decir:

$$E_{f_{disp}} = E_{f_{inc}} - E_{e^-} \quad (2)$$

Donde $E_{f_{inc}}$ es la energía del fotón incidente, $E_{f_{disp}}$ es la energía del fotón dispersado y E_{e^-} es la energía cinética del electrón expulsado. Según la ecuación de Einstein para la energía de un fotón:

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (3)$$

Donde c es la velocidad de la luz en el vacío, λ la longitud de onda del fotón y h es la constante de Planck. La energía del fotón dispersado viene dada por:

$$E_{f_{disp}} = \frac{hc}{\lambda + \Delta\lambda} \quad (4)$$

Donde $\Delta\lambda$ es un aumento en la longitud de onda del fotón. La energía del fotón dispersado puede ser calculada con la energía del fotón incidente, el ángulo (θ) del fotón dispersado respecto a la trayectoria del fotón incidente como:

$$E_{f_{disp}} = \frac{E_{f_i}}{1 + \frac{E_{f_i}}{511\text{keV}}(1 - \cos\theta)} \quad (5)$$

Debido a que la energía del fotón dispersado depende del ángulo de dispersión, en consecuencia, la energía del electrón expulsado también depende del ángulo de dispersión del fotón. El fotón dispersado y el electrón expulsado pueden seguir su camino e interactuar con la materia de nuevo. La probabilidad de que ocurra el efecto Compton es inversamente proporcional a la energía de los fotones y no depende del número atómico del material irradiado [14].

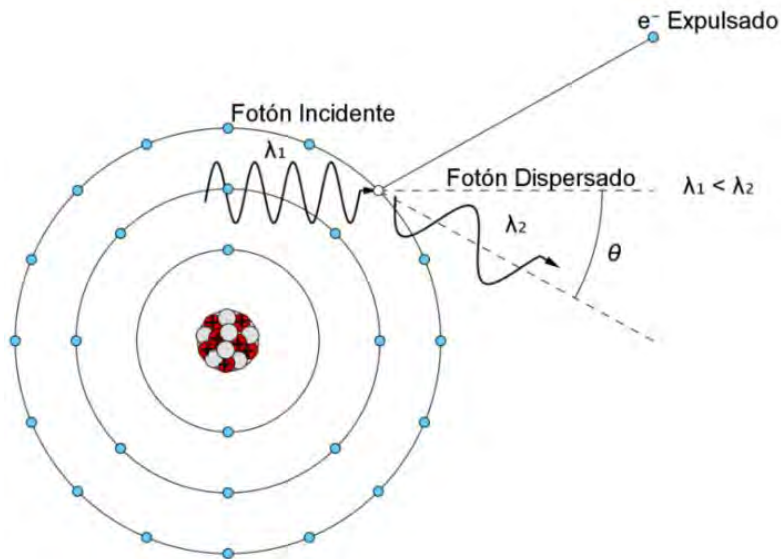


Imagen 9.- Dispersión Compton.

EFFECTO FOTOELÉCTRICO

Si un fotón con energía $E_{fotón}$ incide sobre un átomo del blanco y su energía es mayor o igual que la energía de ligadura E_{lig} de un electrón del blanco, existe la probabilidad de que el fotón sea completamente absorbido por un electrón y éste sea expulsado de su órbita (ver Imagen 10). El electrón expulsado tendrá una energía cinética E_{e^-} igual a la diferencia de energía $E_{fotón}$ y E_{lig} , es decir:

$$E_{e^-} = E_{\text{fotón}} - E_{\text{lig}} \quad (6)$$

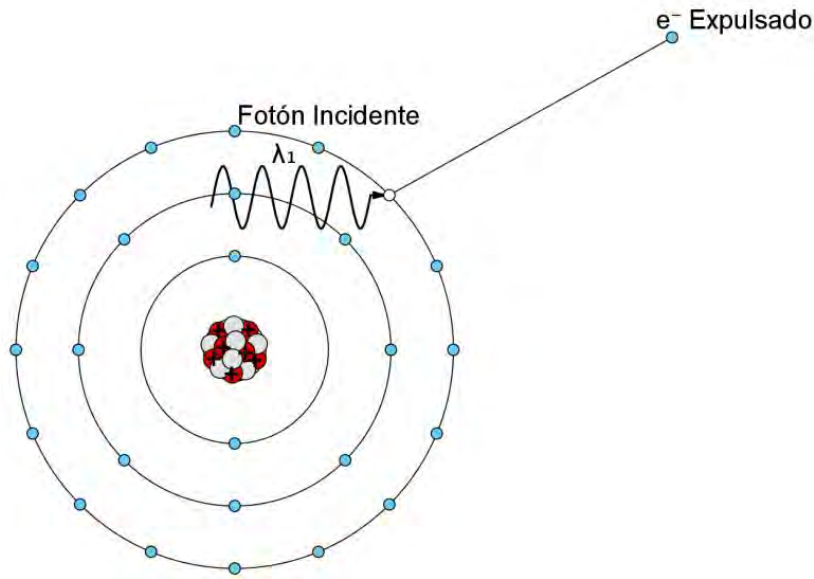


Imagen 10.- Efecto fotoeléctrico.

La probabilidad de que ocurra la interacción del efecto fotoeléctrico es proporcional a Z^3/E^3 , donde Z es el número atómico del blanco y E es la energía del fotón incidente. Esto quiere decir que, al aumentar la energía de los fotones, disminuye la probabilidad de interacción fotoeléctrica, sin embargo, hay discontinuidades en esta probabilidad llamadas bordes de absorción debido a las discontinuidades en energía de las capas de un átomo [13].

ATENUACIÓN

Cuando un haz de rayos X atraviesa un material, los fotones del haz interactuarán por los mecanismos ya descritos. Estas interacciones harán que el número de rayos X originales disminuya. A esta disminución se le conoce como atenuación [14]. Una forma de modelar la atenuación es considerar un haz de rayos X monoenergético, paralelo y con intensidad inicial I_0 que inciden perpendicularmente en una superficie de un material de espesor x . En este caso ideal no se produce radiación secundaria (ver Imagen 11). En este caso la atenuación puede describirse como:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (7)$$

Donde I y I_0 son la intensidad final e inicial respectivamente del haz de rayos X, x es el grosor del material y μ es el coeficiente lineal de atenuación. Este coeficiente representa la probabilidad de que el haz interactúe con los átomos del material por unidad de longitud [18]. Sus unidades usualmente son cm^{-1} y depende de la energía del haz, el número atómico y densidad del material. Usualmente se utiliza el coeficiente másico de atenuación ($\mu_m = \mu/\rho$) que elimina la dependencia de la densidad del material.

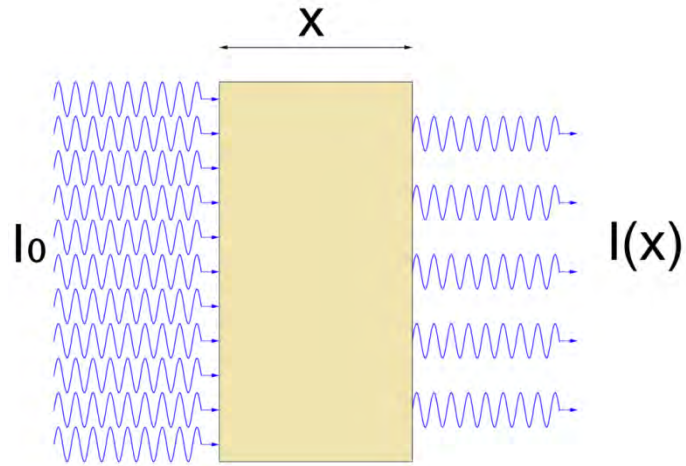
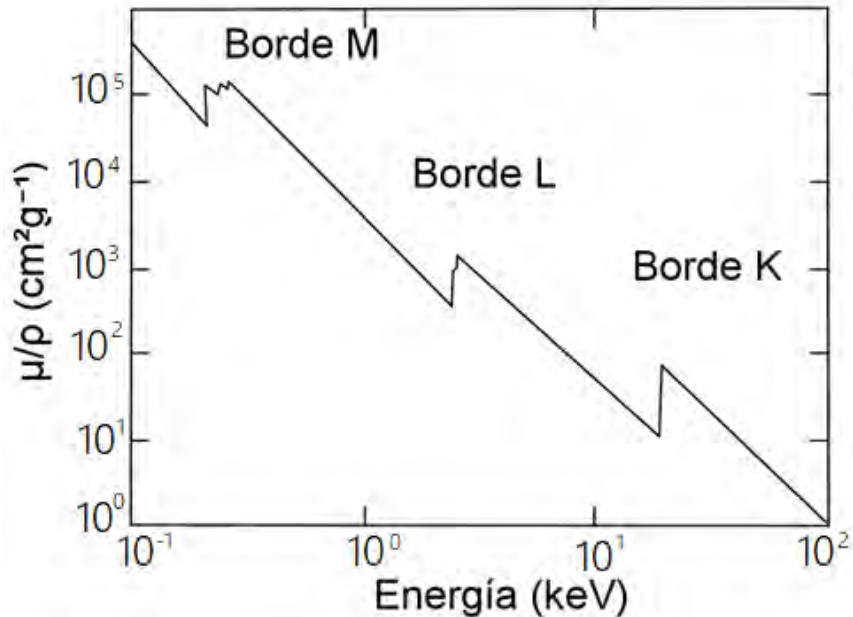


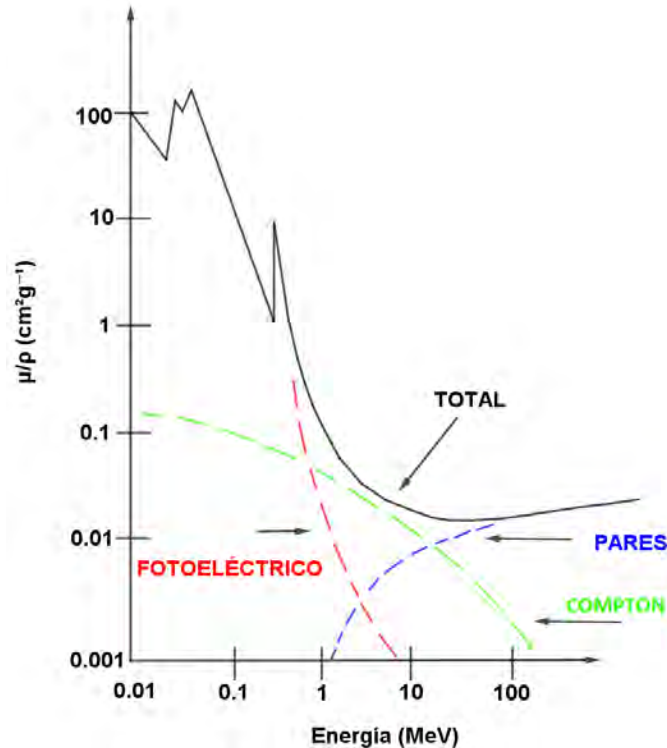
Imagen 11.- Esquema que representa el modelo de atenuación descrito.

Anteriormente se mencionó que, la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico sufre discontinuidades llamadas bordes de absorción. Estos bordes se presentan cuando el fotón obtiene la energía necesaria para liberar electrones de capas más profundas del átomo [13]. Estos bordes de absorción son denominados por el nombre de la capa de donde es liberado el electrón. En la Gráfica 1 se presenta esta situación a través del coeficiente másico de atenuación para Mo [17].



Gráfica 1.- Dependencia del coeficiente másico de atenuación para el Mo en función de la energía (modificado de la referencia 17).

En la Gráfica 2 se muestra el coeficiente másico de atenuación en función de la energía; se representa la contribución de cada interacción de los fotones con la materia al coeficiente másico de atenuación; se observa una región que menciona la producción de pares. Esta interacción ocurre para energías muy altas que no son utilizadas en mamografía.



Gráfica 2.- Coeficiente másico de atenuación de rayos X para plomo (modificado de la referencia 19).

ATENUACIÓN GENERALIZADA

Hasta ahora se ha visto que la intensidad de un haz de rayos X, al atravesar distintos materiales, se atenúa debido a las interacciones de estos con dichos materiales. Estas interacciones dependen de la energía del haz (E), la densidad (ρ) y número atómico (Z) del material; por lo que, el coeficiente lineal de atenuación depende de estas tres cantidades, es decir:

$$\mu = \mu(E, \rho, Z) \quad (8)$$

Si un haz de rayos X atraviesa un cuerpo constituido por diferentes materiales, cada uno con su respectivo coeficiente lineal de atenuación, su intensidad final dependerá de la atenuación debida a los distintos materiales que atravesó. Para un haz con energía E que atravesó un material t con coeficiente lineal de atenuación μ_t y de grosor x_t , la intensidad del haz es de la siguiente forma:

$$I_t = I_0 e^{-\mu_t x_t} \quad (9)$$

Si el haz atraviesa inmediatamente otro material t' , cuyo coeficiente lineal de atenuación y grosor son $\mu_{t'}$ y $x_{t'}$ respectivamente, entonces la intensidad del haz viene dada por:

$$I_{t'} = I_t e^{-\mu_{t'} x_{t'}} \quad (10)$$

Sustituyendo la ecuación (9) en la ecuación (10) se tiene:

$$I_{t'} = I_0 e^{-\mu_t x_t} e^{-\mu_{t'} x_{t'}}$$

Es decir:

$$I_{t'} = I_0 e^{-\mu_t x_t - \mu_{t'} x_{t'}} \quad (11)$$

La ecuación (11) se puede generalizar para un haz que atraviesa i materiales, cada uno de ellos con un coeficiente lineal de atenuación μ_i y espesor x_i , la intensidad del haz viene dada por:

$$I = I_0 e^{-\sum_i \mu_i x_i} \quad (12)$$

La ecuación (12) describe la atenuación de un haz monoenergético al atravesar una sucesión de materiales, sin embargo, en la práctica se utilizan haces polienergéticos; en este caso, el haz puede ser visto como una superposición de distintos haces monoenergéticos, por lo que, para describir la atenuación del haz, se debe tomar en cuenta la atenuación de cada una de las componentes monoenergéticas del haz, es decir:

$$I = I_0(E_1) e^{-\sum_i \mu_i(E_1) x_i} + I_0(E_2) e^{-\sum_i \mu_i(E_2) x_i} + \dots + I_0(E_j) e^{-\sum_i \mu_i(E_j) x_i}$$

Que puede representarse como:

$$I = \sum_E I_0(E) e^{-\sum_i \mu_i(E) x_i} \quad (13)$$

La sumatoria que se encuentra en el argumento de la exponencial se refiere a la atenuación del haz al atravesar la sucesión de materiales i con coeficiente lineal de atenuación y espesor $\mu_i(E)$ y x_i respectivamente. La sumatoria que se realiza sobre E toma en cuenta todas las energías de los fotones presentes en el haz.

En la práctica también se observa, que los haces de rayos X no son paralelos ni homogéneos, por lo que, la intensidad de un haz de rayos también tiene una dependencia con la posición, es decir:

$$I = I(x, y) \quad (14)$$

La ecuación (14) puede generalizarse tomando en cuenta la dependencia de la intensidad del haz con la posición de este modo:

$$I = \sum_E I_0(x, y, E) e^{-\sum_i \mu_i(E) x(x, y)_i} \quad (15)$$

CAPA HEMIRREDUCTORA (CHR)

La capa hemirreductora es el espesor de un material requerido para reducir la intensidad de un haz de rayos X a la mitad de su valor inicial [14]. Para el caso ideal de un haz monoenergético, donde no hay fotones dispersos y todos viajan en la misma dirección, la CHR se puede calcular como:

$$\text{CHR} = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (16)$$

En la práctica, un haz de rayos X usualmente es polienergético, por lo que la ecuación (16) no puede ser utilizada para este tipo de haces. En este caso, para medir la CHR se utiliza un arreglo experimental que consta de la fuente de rayos X y un detector con el que se mide la intensidad de una magnitud radiológica I_0 asociada a los rayos X. Posteriormente se añaden capas de un material (usualmente aluminio para energías de mamografía) entre la fuente y el detector, midiendo la intensidad de I_0 hasta que la medida sea menor que la mitad de la intensidad inicial. De los datos experimentales se hace un ajuste con el cual se calcula la CHR.

ENERGÍA EFECTIVA

La CHR de un haz polienergético puede ser relacionada con la energía efectiva. La energía efectiva es una estimación del poder de penetración de un haz de rayos X polienergético, expresada como la energía de un haz monoenergético que tenga la misma capa hemirreductora que el haz polienergético en cuestión [14].

Cuando un haz polienergético atraviesa un cuerpo, los fotones de bajas energías son atenuados más fácilmente debido a la mayor probabilidad de interacción, como se observa en la Imagen 12, esto trae como resultado el aumento de la energía efectiva de todo el haz. A esto se le conoce como endurecimiento del haz.

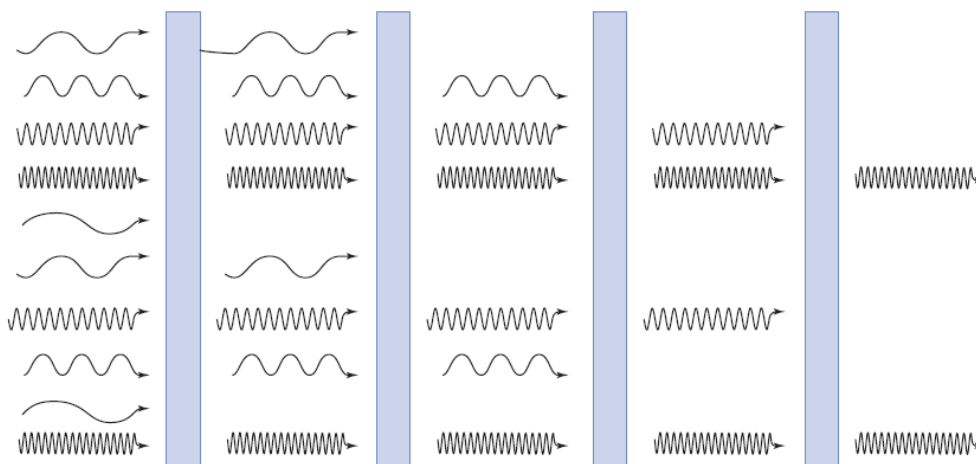


Imagen 12.- Endurecimiento de un haz de rayos X debido a la absorción de los fotones de menor energía (tomado de la referencia 14).

Conociendo el origen de los rayos X y sus interacciones con la materia, se tienen los fundamentos físicos para la generación de imágenes con rayos X. A continuación, se presenta la forma en la que se generan las imágenes haciendo referencia a los equipos utilizados.

2.3 Formación de imágenes mamográficas

La formación de imágenes radiográficas consta de tres etapas: producción de rayos X; interacción de los rayos X con el objeto de interés; detección de los rayos X con un detector de película o digital [20]. Esto se puede observar en la Imagen 13.

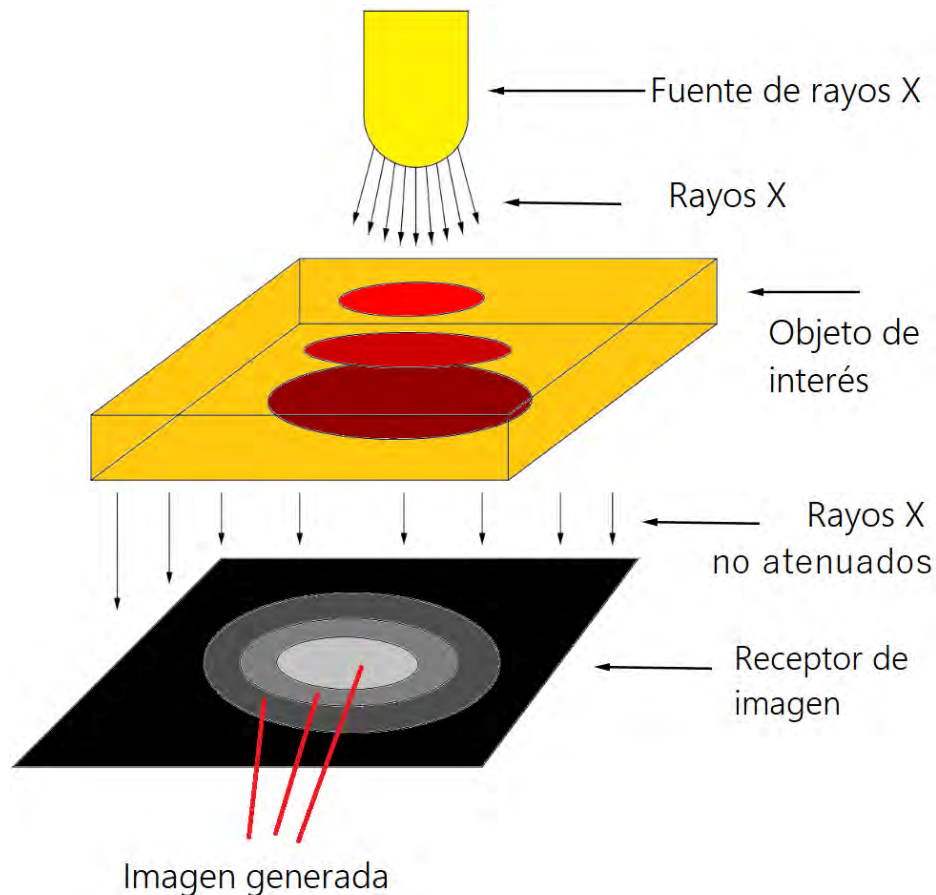


Imagen 13.- Esquema de la generación de una imagen con rayos X.

La imagen que se obtiene con rayos X está dada en niveles de gris. El nivel de gris (NG) va a depender del sistema de detección utilizado. Los niveles de gris claros corresponden a las regiones donde el objeto de interés causó una mayor atenuación de los rayos X, mientras que, los niveles oscuros corresponden a zonas del objeto donde la atenuación fue baja [20]. Se tiene que el NG está en función de la intensidad de los rayos X que llegaron al detector, es decir:

$$NG \propto f(I) \quad (17)$$

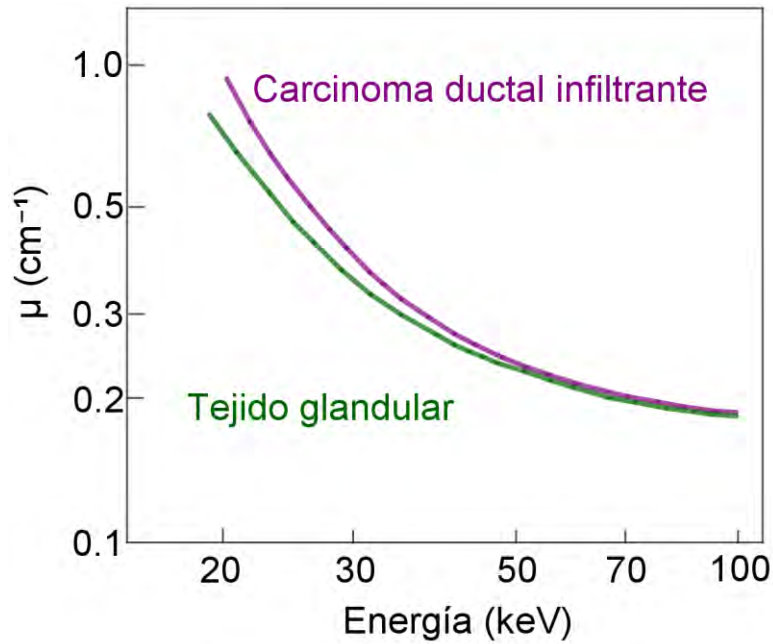
Esto se puede ver en una mamografía (Imagen 14), donde se observa la estructura de la mama con un tumor canceroso.



Imagen 14.- Mamografía donde se observa un tumor canceroso (modificado de la referencia 21).

En el caso específico de una mamografía, los fotones que contribuyen a la formación de la imagen son aquellos que atraviesan la mama y llegan al detector. El número de fotones que llega a cada elemento del detector depende de qué tan atenuado fue el haz al atravesar la mama, y esto depende del grosor de cada componente de la mama y los coeficientes lineales de atenuación μ que dependen de la energía de los rayos X [2].

En la Gráfica 3 se muestran los coeficientes lineales de atenuación en función de la energía para los tejidos glandular y canceroso (carcinoma ductal infiltrante) [14], con esta gráfica se puede concluir que la diferencia en la atenuación de los rayos X por los diferentes tejidos será menor cuando se aumenta la energía del haz, mientras que será mayor cuando se disminuye la energía del haz. En la práctica no se utilizan haces de rayos X de bajas energías (por ejemplo de 10 keV a 15 keV) porque esto representa una mayor dosis recibida por la paciente y más tiempo de adquisición [14].



Gráfica 3.- Coeficiente lineal de atenuación de diferentes tejidos de la mama en función de la energía (modificado de la referencia 14).

En algunos casos se utiliza una sustancia o combinación de sustancias que son introducidas en el organismo por cualquier vía, de tal forma que permitan resaltar u opacar estructuras anatómicas normales y patológicas; esta (o estas) sustancia es llamada medio de contraste [22].

Según la imagen que generan, pueden clasificarse los medios de contraste como:

- Positivos: Son aquellos que atenúan los rayos X más que los tejidos blandos; es decir, son radiopacos. A todo cuerpo que ofrece resistencia a ser atravesado por rayos X se llama radiopaco [22, 23]. Algunos ejemplos de este tipo de medios de contraste son el bario y el yodo.
- Negativos: son aquellos que atenúan menos los rayos X que los tejidos blandos. Algunos ejemplos de estos medios de contraste son el aire y el dióxido de carbono [22].

A continuación se describe el equipo que es utilizado específicamente para generar imágenes mamográficas, mencionando sus componentes más importantes.

2.3.1 Mastógrafo

Para visualizar el tejido mamario con rayos X, diferenciar el tejido sano de las lesiones y detectar la presencia de microcalcificaciones, se requiere de una unidad de rayos X diseñada específicamente para este fin [24]. Este equipo se llama mastógrafo y en la Imagen 15 se muestran sus componentes más importantes.

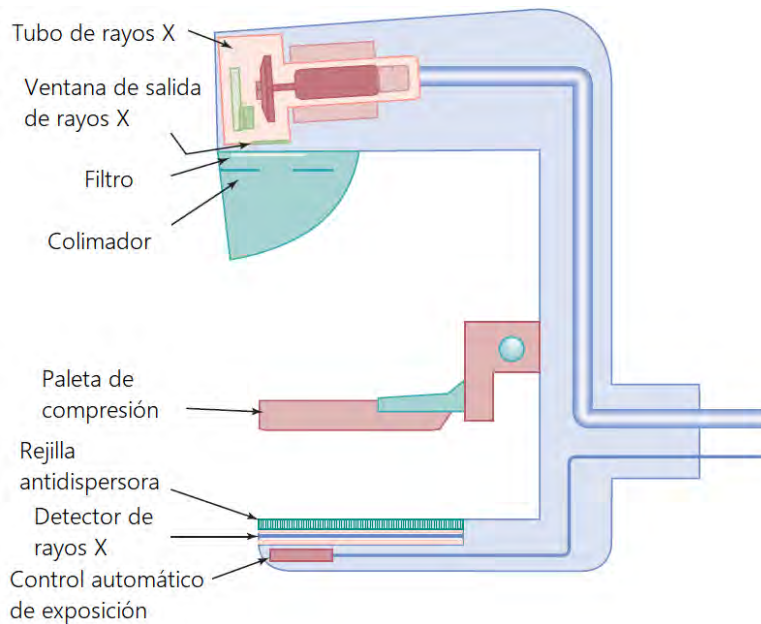


Imagen 15.- Mastógrafo y sus elementos más importantes (modificado de la referencia 14).

TUBO DE RAYOS X

El equipo cuenta con un tubo de rayos X en la parte superior. Seguido a este hay filtros cuyo propósito es eliminar los rayos X de bajas energías, que no contribuyen a la formación de la imagen, pero sí a la dosis en la piel de la mama [24], y los de energías superiores a los rayos X característicos. Estos últimos se eliminan debido a la presencia de un borde K, usualmente se utilizan materiales como Mo, Rh y plata (Ag) [14, 24]. En la Imagen 16, se muestran espectros de rayos X de un blanco de Mo sin filtrar y uno filtrado con Mo.

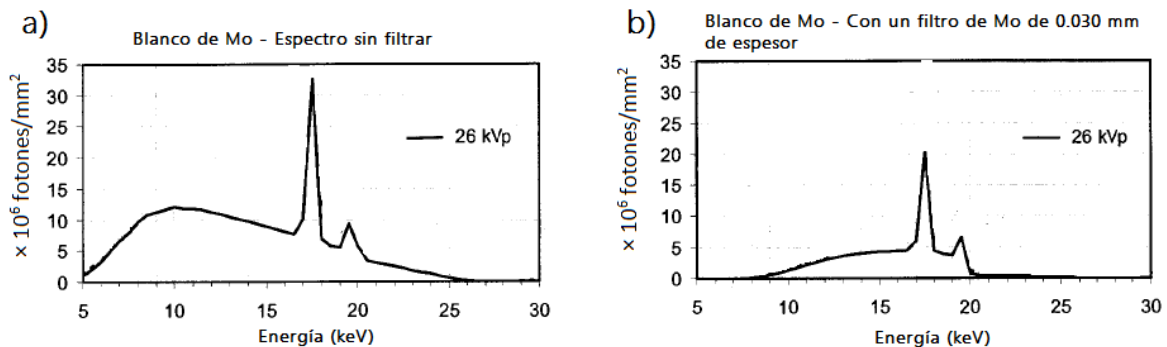


Imagen 16.- a) espectro de Mo sin filtrar, b) espectro de Mo con filtro de Mo (modificado de la referencia 14).

BLANCO/FILTRO

Los materiales que tradicionalmente se utilizan para la fabricación del blanco/filtro son el Mo y el Rh porque estos tienen rayos X característicos de 17.5 keV y 19 keV, 20.2 keV y 22.7 keV respectivamente, con estas energías es posible distinguir en una mamografía del tejido canceroso y el sano [14]. También son utilizados el W y el aluminio (Al) para las combinaciones W/Rh y Rh/Al para pacientes con mamas densas [24].

PALETA DE COMPRESIÓN

El equipo también cuenta con una paleta de compresión que es utilizada para comprimir la mama durante la adquisición de la mamografía. La mama se comprime para obtener beneficios en la formación de la imagen como son: uniformar y disminuir el grosor de la mama; disminuir la radiación dispersa, disminuir la atenuación del haz útil, así como la dosis impartida a la mama e inmovilizar a la durante la adquisición de la imagen [14, 24].

REJILLA ANTIDISPERSORA

Para disminuir la radiación dispersa, el equipo cuenta con una rejilla antidispersora de plomo o tantalio que se coloca debajo del soporte de la mama y sobre el detector [24]. Hay dos tipos de arreglos de rejillas; la rejilla de celdas lineales, que eliminan los rayos X dispersos en una dirección preferencial y las rejillas de celdas con estructura celular, que eliminan los rayos X dispersos en dos direcciones (ver Imagen 17) [14, 24].

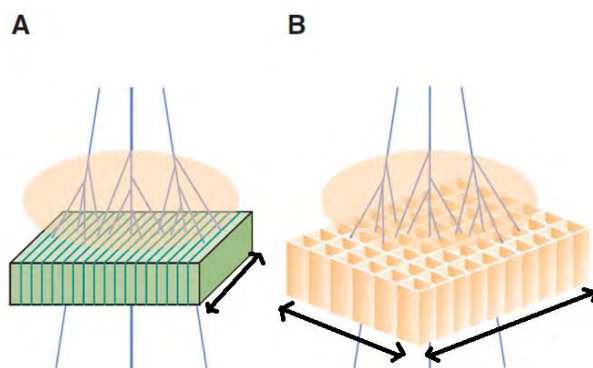


Imagen 17.- Rejillas antidispersoras. A) Rejilla de celdas lineales; B) rejilla de celda con estructura celular (modificado de la referencia 14).

El detector de un mastógrafo puede ser analógico o digital. Los primeros utilizan una película que es sensible a los rayos X y los segundos utilizan un material fotoconductor para formar la imagen a partir de la intensidad de rayos X que incide en cada punto [14, 25].

DETECTOR ANALÓGICO

Un detector analógico consiste en una estructura rígida con forma de caja plana en cuyo interior se coloca la película radiográfica llamada chasis. El chasis es fabricado usualmente de fibras de carbono para producir la menor atenuación posible; este contiene una pantalla intensificadora y una película para rayos X. La pantalla intensificadora está formada por fósforo de tierras raras, como el óxido sulfuro de gadolinio activado con terbio ($Gd_2O_2S:Tb$) aplicado a una base de poliéster. Cuando los rayos X inciden sobre la pantalla son absorbidos y convertidos en fotones de luz, visible o ultravioleta (UV). La película tiene una superficie sensible a la luz visible y UV llamada emulsión y está formada por halogenuros de plata como el bromuro de plata y el yoduro de plata. Cuando los fotones de luz visible son absorbidos en la película provocan que la molécula de haluro se descomponga en un ion de plata, un átomo de bromuro y un electrón, resultando en una

imagen latente que no puede ser visualizada. Para poder visualizarla se requiere de un proceso de revelado dividido en tres etapas:

- El revelado, es que se somete la película a una solución reveladora para que los halogenuros de plata se conviertan en plata metálica provocando el oscurecimiento en la película radiográfica; el nivel de oscurecimiento depende de la cantidad de luz recibida
- El fijado, en que se baña la película en una solución fijadora que tiene la capacidad de remover de la emulsión de la película los halogenuros de plata que no fueron revelados.
- El lavado retira todos los residuos de la solución fijadora para posteriormente secar la película [24].

DETECTOR DIGITAL

Los detectores digitales se pueden englobar en dos grupos por su forma de uso: al primer grupo pertenecen los detectores fabricados con fósforos fotoestimulables y son denominados detectores de radiografía computarizada (CR) y el segundo grupo engloba todos aquellos que están integrados dentro de un sistema mamográfico digital propio [25].

Los sistemas de CR consisten en placas de fósforos fotoestimulables que son introducidas dentro de un chasis parecido al del sistema analógico. Al incidir los rayos X sobre la placa son absorbidos por los electrones de la red cristalina pasando estos a niveles de energía superior metaestables donde quedan atrapados formando una imagen latente. Para visualizar la imagen latente se estimula a los electrones con un haz láser realizando un barrido para que estos regresen al nivel de energía más bajo. En este proceso los electrones pasan por niveles energéticos intermedios originados por un material dopante emitiendo fotones. La longitud de onda de los fotones emitidos depende del material con el que fue dopado el cristal. El número de fotones de luz emitidos en este proceso es proporcional al número de rayos X incidentes sobre la placa. La luz emitida es recogida por un fotomultiplicador donde se produce la conversión en señal eléctrica y su ulterior amplificación y digitalización. Este tipo de detectores permiten la digitalización de los equipos convencionales sustituyendo los chasis analógicos por uno que incorpore una lámina de fósforo fotoestimulable [25]. Este tipo de detectores se pueden clasificar en detectores de conversión directa o indirecta, según el procesamiento de los rayos X que da lugar a la imagen [26].

Detector de conversión directa

Este tipo de detectores convierten directamente los rayos X en una señal eléctrica que es proporcional a la intensidad del haz incidente; usualmente están fabricados con un material fotoconductor que convierte los fotones de rayos X en un par electrón-hueco. Los detectores de este tipo más extendidos son los fabricados con selenio amorfo (α -Se). En la Imagen 18 se muestra el esquema de funcionamiento de este tipo de detectores. El haz de rayos X transmitido por la mama es absorbido por la capa de selenio, generando un par electrón-hueco. La carga generada es recogida aplicando un campo eléctrico intenso entre un par de electrodos situados en las

superficies superior e inferior de la capa de selenio. La carga es leída por una matriz activa de transistores de película delgada (TFT) en contacto directo con la superficie inferior del selenio [25].

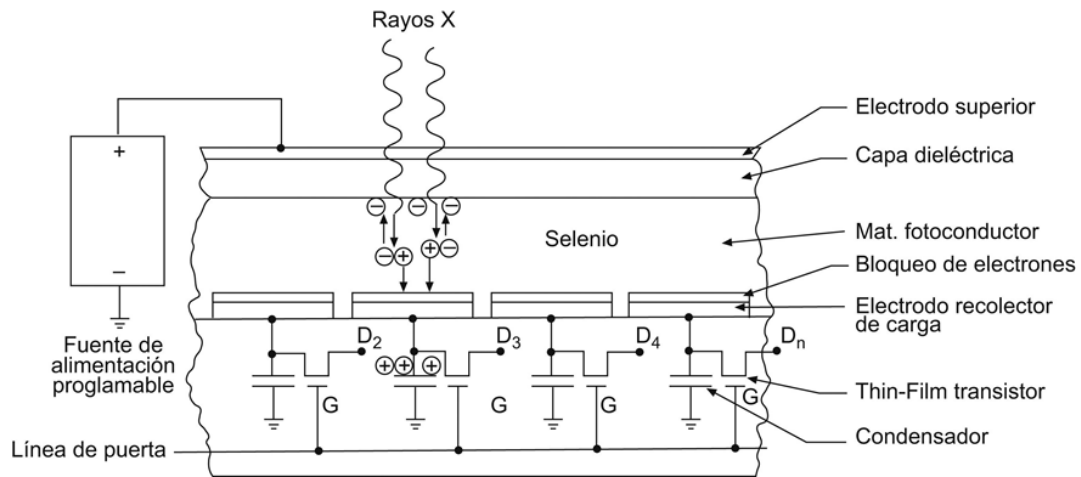


Imagen 18.- Esquema de funcionamiento de un detector de panel plano de selenio amorfo (tomado de la referencia 25).

Detector de conversión indirecta

Este tipo de detectores convierten inicialmente los rayos X en fotones de luz, posteriormente los fotones de luz son convertidos en una señal eléctrica, en la Imagen 19 se muestra el esquema de funcionamiento de este tipo de detectores. Como detector primario de los rayos X se utiliza un material centelleante como es el yoduro de cesio dopado con talio (CsI: TI). Por detrás del detector se coloca una capa de silicio amorfo fotoconductor, que transforma los fotones de luz producidos por el detector primario en un par electrón-hueco. Estas cargas son medidas localmente por cada uno de los transistores de película delgada que forman la matriz electrónica activa, dando lugar a un valor directamente proporcional a la intensidad del haz incidente [26].

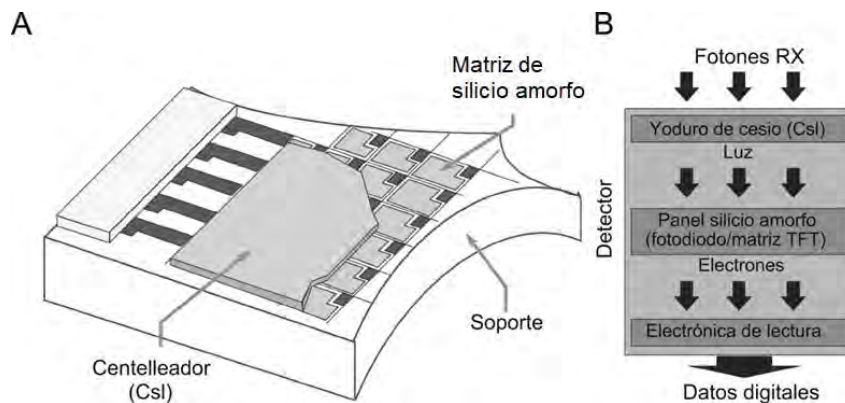


Imagen 19.- A) Estructura del panel de silicio amorfo con sus componentes fundamentales, B) proceso de adquisición de imágenes (tomado de la referencia 26).

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

El control automático de exposición (CAE) es un dispositivo que, en la mayoría de los equipos, selecciona los factores de exposición (ánodo/filtro, kV, mAs) en función de las características de

cada mama (grosor y atenuación) [25]. En el caso de equipos analógicos, este dispositivo puede utilizar como sensor una cámara de ionización o un arreglo de diodos que mide la cantidad de fotones que atravesaron la mama y llegaron al receptor de la imagen. Para los equipos digitales, el mismo detector, o una región de mismo, es el que funciona como CAE [25].

2.3.3 Imágenes digitales

Una imagen digital es la representación de una imagen a través de una matriz numérica. El elemento más pequeño que compone la imagen se llama pixel y posee una posición propia (x, y) de la matriz. El número de pixeles y su tamaño influyen en la calidad de la imagen digital [16]; esto se puede ver en la Imagen 20 donde se visualiza la representación de una misma imagen. La zona a) es la representación de la imagen con un número reducido de pixeles (87x65) y a la zona b) es la representación de la imagen con un mayor número de pixeles (269x194).

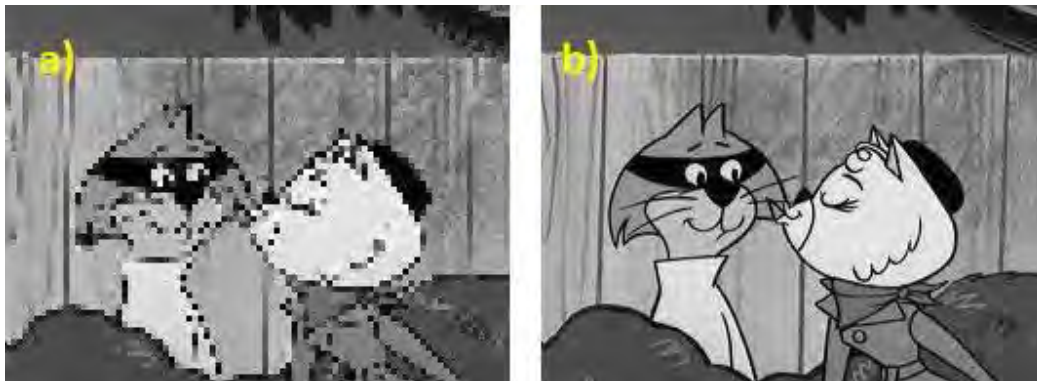


Imagen 20.- a) imagen donde se redujo el número de pixeles y se aumentó su tamaño; b) imagen original.

Para la representación de colores se utilizan estándares de representación llamados modos. El RGB (Red, Green y Blue) es un modo donde todo color es representado como combinación de las intensidades de colores primarios rojo, verde y azul. La combinación de intensidades iguales del RGB ($R = G = B$) resulta en niveles de grises [27]. Esta convención se utilizó en este trabajo.

Las imágenes mamográficas están representadas en niveles de gris, para una imagen dada a cada pixel le corresponde un único nivel de gris (este nivel de gris pueden tenerlo distintos pixeles dentro de la imagen), que a su vez le corresponde un número entero (g) en la matriz. El número de valores diferentes que pueden ser atribuidos a un pixel se expresan en bits (binary digit) donde:

$$n \text{ bits} \rightarrow 2^n \quad (18)$$

De este modo, g cumple la relación $0 \leq g \leq 2^n - 1$. El número de niveles de gris en los que se distribuye la información se llama rango dinámico (RD) [20]. Se calcula a partir de la diferencia entre el máximo (g_{max}) y mínimo (g_{min}) valor de pixel, es decir:

$$RD = g_{max} - g_{min} \quad (19)$$

Las imágenes mamográficas digitales son de 12 o 14 bits [16], es decir, que un pixel puede tomar 4096 (12 bits) a 16384 (14 bits) niveles distintos de gris, lo que a su vez, su rango dinámico puede

ser este mismo número. En mamografía la calidad de una imagen depende de la resolución, el contraste y el ruido por lo que se definen a continuación.

RESOLUCIÓN ESPACIAL

La resolución espacial es la capacidad de un sistema de imagen para representar claramente dos objetos a medida que se hacen más pequeños y/o cercanos entre sí.

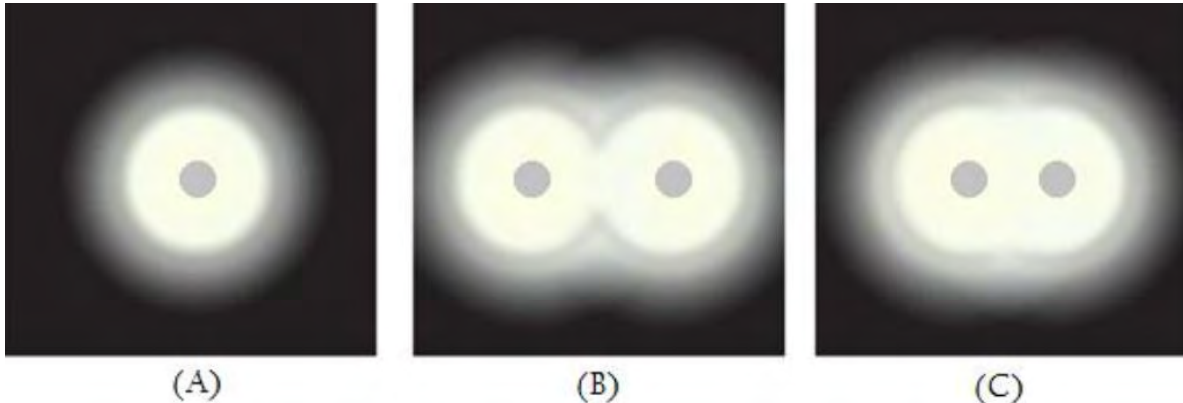


Imagen 21.- Representación de la resolución espacial(A) representa la imagen de un objeto puntual pobremente definido, la parte blanca es la dispersión del objeto causada por el sistema de adquisición de la imagen. (B) y (C) A medida que se acercan dos objetos pobremente diferenciados se dificulta poder distinguirlos (tomado de la referencia 28).

RUIDO

El ruido en una imagen es la fluctuación del nivel de gris en una región uniforme de la imagen [14]. El ruido se debe a variaciones en la fuente de energía, el receptor, interferencias, etc. En una imagen digital el ruido se expresa como:

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (20)$$

Donde N es el promedio del número de fotones por pixel que forman la imagen y σ es la desviación estándar de N [14]. La ecuación (20) también se conoce como ruido de Poisson.

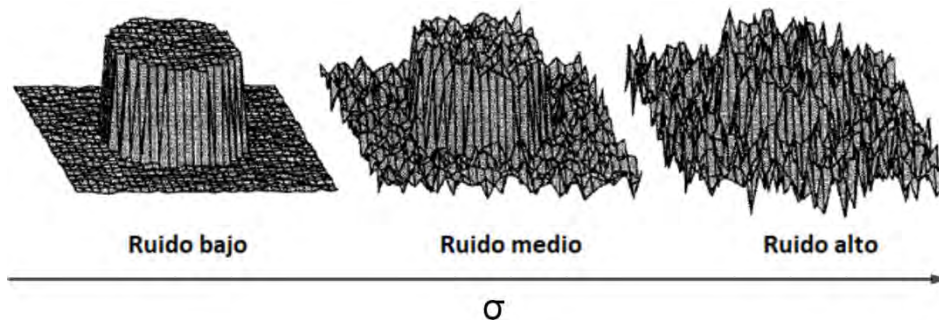


Imagen 22.- Representación del ruido en una imagen, de izquierda hacia la derecha el ruido va aumentando (modificado de la referencia 14).

CONTRASTE

El contraste es la diferencia entre el nivel de gris o valor medio de pixel (VMP) entre dos regiones adyacentes de una imagen, mientras mayor es la diferencia más distinguibles son los objetos en la imagen [14]. Existen diferentes formas de definir un contraste, las definiciones que se muestran a continuación fueron de utilidad en este trabajo.

Contraste de Weber: Se define el contraste de Weber (C) entre dos regiones con niveles de gris A y B como:

$$C = \frac{A - B}{A} \quad (21)$$

Se cumple que $B < A$ y $0 \leq C \leq 1$, de manera que mientras C sea más cercano a 1 quiere decir que hay un mayor contraste entre las dos áreas, por otro lado, si C va tendiendo a 0, indica que hay poco contraste [14].

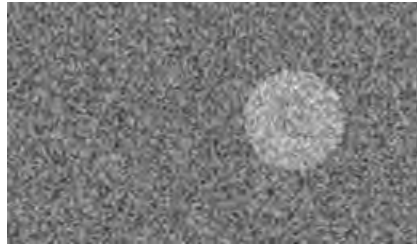


Imagen 23.- Representación de la diferencia de intensidad de nivel de gris entre dos áreas A (círculo) y B (fondo), que permite la evaluación del contraste-sujeto (modificado de la referencia 14).

Relación contraste-ruido (CNR)

Se define CNR entre dos puntos A (señal de interés) y B (fondo) de una imagen como el contraste de intensidades entre dichos puntos $I_A - I_B$ sobre el ruido σ_B , es decir:

$$CNR = \frac{I_A - I_B}{\sigma_B} \quad (22)$$

Se cumple que $CNR \geq 0$. Para poder utilizar el CNR para estimar si un objeto es visible se utiliza el criterio de Rose, el cual postula que si $CNR \geq 5$ entonces es visible el objeto en la imagen [29].

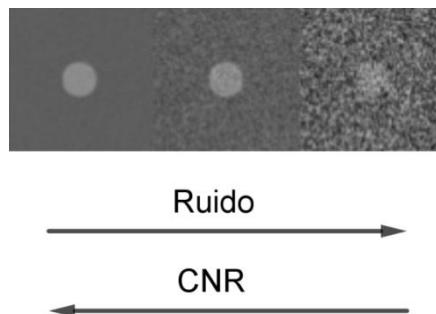


Imagen 24.- Representación del efecto del ruido sobre el CNR, el ruido aumenta de izquierda a derecha mientras el CNR disminuye (modificado de la referencia 30).

A continuación se presenta de forma breve un subcapítulo dedicado a las impresoras de inyección de tinta. Una impresora de inyección de tinta fue herramienta fundamental en el desarrollo de este trabajo, ya que con ella se realizó un maniquí basado en imágenes radiográficas digitales.

2.4 Impresoras de inyección de tinta

Una impresora es un dispositivo de hardware externo a una computadora que imprime textos o gráficos en un papel u otros materiales. Existen distintos tipos de impresora que se pueden clasificar según su sistema de impresión. Algunos ejemplos son: matriciales, de margarita, inyección de tinta, láser, térmicas, etc. [31].

2.4.1 Sistema de inyección de tinta

Las impresoras de inyección de tinta (Ink Jet) funcionan expulsando gotas de tinta sobre el sustrato para generar la imagen. Las gotas son expulsadas por unos orificios llamados inyectores siendo más delgados que el diámetro de un cabello humano. Los inyectores están contenidos en una pieza llamada cabezal que contiene 300 o más inyectores para cada color (ver Imagen 25). Un sistema de inyección de tinta es el de piezoeléctrico [31].



Imagen 25.- Vista frontal de un cabezal de una impresora de inyección de tinta donde se observan los inyectores.

En el sistema piezoeléctrico, la tinta se almacena en un cartucho; del cartucho la tinta es depositada en un cabezal integrado a la impresora. Este cabezal cuenta con materiales piezoeléctricos. Cuando la computadora manda una señal a la impresora, se produce un potencial eléctrico a través del material piezoeléctrico, en este se produce una contracción en la dirección del campo eléctrico y una expansión en sentido perpendicular al mismo. Esta expansión hace que se expulse una gota de tinta al exterior. Al cesar el potencial eléctrico, el material piezoeléctrico vuelve a su estado normal y el cabezal vuelve a cargarse de tinta [31]. La Imagen 26 es una representación del funcionamiento de un inyector de piezoeléctrico.

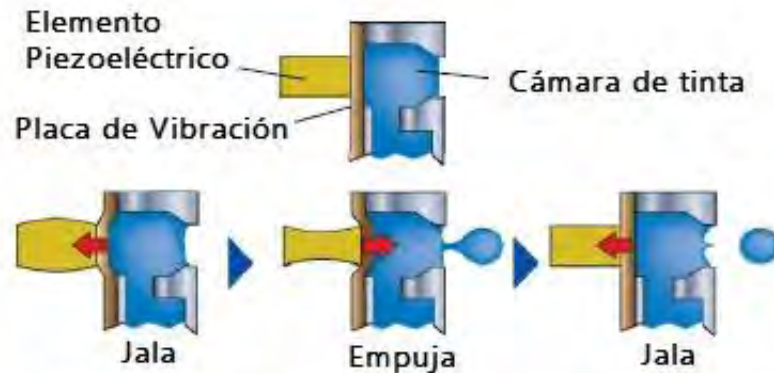


Imagen 26.- Representación del funcionamiento de un sistema de impresión piezoeléctrico (modificado de la referencia 32).

2.4.2 Características de la impresora

Cada impresora tiene sus propias características que le permiten imprimir con una cierta calidad, sin embargo, no hay nada establecido para determinar si la impresora entrega una buena impresión. Esto se debe, a que cada impresión depende de diferentes variables, algunas de estas son: La impresora, las tintas de impresión, el sustrato, la resolución máxima de impresión, la imagen que se desea imprimir, el software, etc.

Una impresora de inyección de tinta se puede caracterizar por medio de sus propiedades de impresión, como son:

- Velocidad de impresión: representa el número de hojas impresas con texto en tinta negra por minuto, su medida es ppm (page per minute).
- Resolución: es la cantidad de puntos de tinta que es capaz de condensar la impresora en un área de una pulgada cuadrada y se representa como dpi (dots per inch) o ppp (puntos por pulgada).
- Tecnología de impresión: inyección de tinta, láser, margarita, etc.
- Conectividad: se refiere a los puertos con los que cuenta la impresora para recibir datos de la computadora, redes u otros dispositivos. Algunos ejemplos de puertos son USB, Centronics, etc.
- Tamaño de la impresora: determina la cantidad de hojas que puede almacenar la impresora, tamaño de las hojas, impresión por ambos lados, etc.
- Costo del consumible: El costo de los cartuchos que necesita la impresora.

2.4.3 Parámetros físico-químicos

Según las características del sistema de impresión y el método de cada fabricante, deben conservarse en las tintas parámetros físico-químicos para evitar daños en la impresora y con ello evitar los errores en la impresión [31]. Los parámetros de interés en una tinta son: color, pH, viscosidad, tensión superficial, pureza, estabilidad, conductividad eléctrica y densidad. De los parámetros antes mencionados, como mínimo deben conservarse la densidad, viscosidad, tensión superficial y si es posible el pH en una tinta que se fabrique para sustituir la tinta original, esto reduce las posibilidades de tener errores o daños como pueden ser mala impresión, obstruir los cartuchos de tinta, fragmentación de gotas que salen del inyector, dañar los cabezales de impresión respectivamente [31].

Capítulo 3: Metodología

Este trabajo busca reproducir una imagen mamográfica que sea impresa en papel. Para lograr este objetivo, la imagen original debe ser modulada (modificar sus niveles de gris por medio de una función) de tal manera que, al obtener una radiografía de esta imagen impresa (maniquí), se recupere el nivel de gris original (ver Imagen 27). Para obtener la función de modulación, se supuso que el mastógrafo generaba la función inversa al momento de digitalizar al maniquí. De esta manera, por medio de una calibración (muestreo de valores controlados) se puede construir la función de modulación.

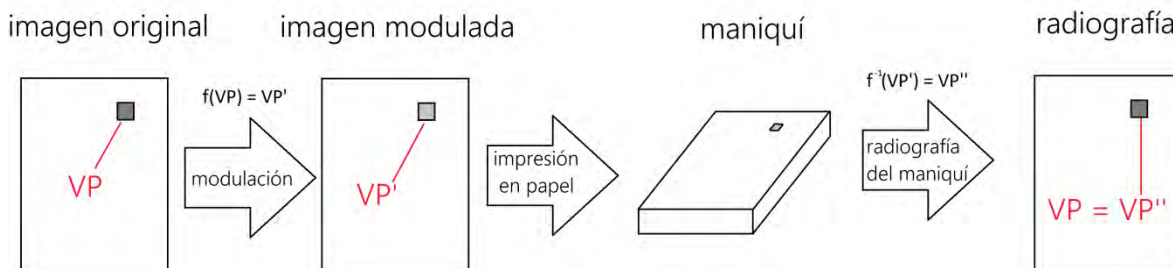


Imagen 27.- Diagrama que muestra la condensación del método propuesto para la generación de maniqués utilizando tinta radiopaca y papel en este trabajo de tesis.

Para lograr este objetivo, se siguieron los pasos mostrados a continuación.

3.1 Evaluación de la calidad de impresión

Esta primera prueba se realizó para determinar si sería posible reproducir una radiografía con una impresora de inyección de tinta. Para esto se utilizó una impresora Epson Stylus CX5900 (Indonesia) que se muestra en la Imagen 28 y que se nombra como impresora. Se utilizaron papel bond de un gramaje de 75 g/m^2 , Xerox® (México) y papel fotográfico Premium glossy de un gramaje de 240 g/m^2 , Office Depot® (China) que se nombran como papel bond y fotográfico respectivamente.



Imagen 28.- Impresora Epson Stylus CX5900. Al inicio de este trabajo la impresora tenía aproximadamente 10 años de antigüedad.

En este trabajo se imprimieron imágenes digitales cuyos pixeles tenían un tamaño físico que fue de 100 μm de lado, por lo que fue necesario evaluar la mínima capacidad de impresión que se podía obtener con la impresora. Para esto se seleccionó la Imagen 29 que era un patrón de hexágonos el cual se redujo a diferentes tamaños (ver Tabla 3) de tal modo que las dimensiones de un hexágono negro impreso fueran equivalentes a las dimensiones de un pixel. También se imprimió el patrón de hexágonos utilizando una impresora Canon Pro 9000 (Estados Unidos) para ser usada como referencia de impresión debido a que poseía una mayor resolución espacial.

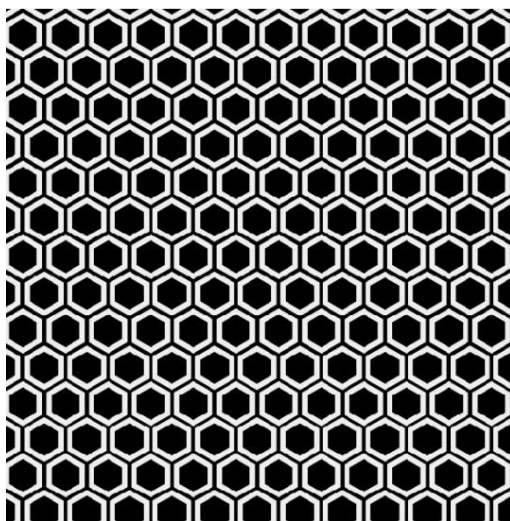


Imagen 29.- Imágenes utilizadas para la verificación de la impresora (tomado de la referencia 33).

Tabla 3.- Dimensiones a las que se imprimió el patrón de hexágonos.

Dimensiones de las impresiones	
Tamaño del patrón [cm]	Tamaño del hexágono [μm]
0.30	100
0.45	140
0.60	180
0.75	220
0.90	260
1.00	300
1.15	340

Las imágenes se imprimieron utilizando la máxima resolución de cada impresora. Para la impresora Epson su resolución fue $5760 \times 1440 \text{ dpi}$ ³, para la impresora Canon fue $4800 \times 2800 \text{ dpi}$; posteriormente se utilizó un microscopio CARL ZEISS 63338 (Alemania) propiedad de la Facultad de Ciencias, para visualizar las imágenes impresas utilizando un objetivo Epiplan HP 4/0.1.

Se utilizó una escala micrométrica que contenía 4 círculos de diferentes tamaños para medir el área de una gota en cada una de las impresiones observadas con el microscopio; el círculo tomado como referencia tuvo un diámetro $D = 62.5 (2) \mu\text{m}$ según lo indicado en el manual de usuario.

³ dpi = puntos por pulgada.

La escala micrométrica se colocó sobre la impresión y se visualizó con el microscopio. Con la cámara fotográfica de un celular HUAWEI HW-050100U01 (China) se tomó una fotografía utilizando la máxima resolución que fue de 4160 x 3120 pixeles. Para fijar la cámara frente al microscopio se diseñó un sistema utilizando un soporte universal, una pinza y una nuez mostrado en la Imagen 30.

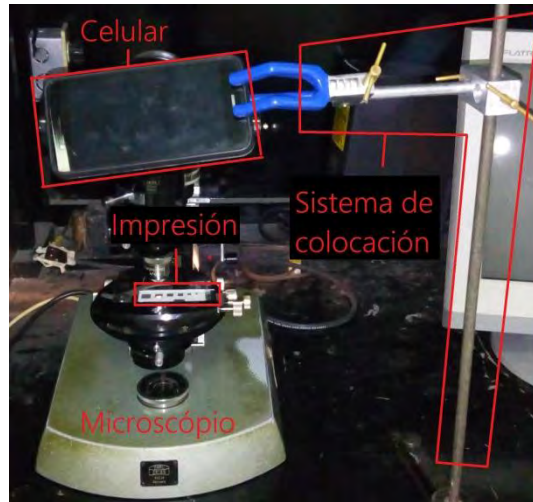


Imagen 30.- Dispositivo experimental para la adquisición de imágenes observadas con el microscopio. Se señala el dispositivo diseñado para la colocación del celular HUAWEI frente al microscopio para fotografiar la impresión observada.

Con el software ImageJ (Estados Unidos) se visualizaron las fotografías. Se creó una sección circular sobre el círculo de referencia y se midió su diámetro d_{ref} , posteriormente se midió el diámetro de una gota depositada por la impresora (d_g). Con la ecuación (23) se determinó el diámetro de la gota (d) en μm .

$$d = \frac{d_g}{d_{ref}} D \quad (23)$$

Las incertidumbres asociadas a las mediciones fueron las siguientes: para el diámetro se utilizó la incertidumbre estándar combinada dada por:

$$\sigma_y = \sqrt{\sum_i \left(\frac{dy}{dx_i}\right)^2 \sigma_{x_i}^2} \quad (24)$$

Que en este caso fue:

$$\sigma_d = \sqrt{\left(\frac{D}{d_{ref}}\right)^2 \sigma_{d_g}^2 + \left(\frac{d_g D}{d_{ref}^2}\right)^2 \sigma_{d_{ref}}^2 + \left(\frac{d_g}{d_{ref}}\right)^2 \sigma_D^2} \quad (25)$$

Para el radio, fue la mitad de dicha incertidumbre, es decir:

$$\sigma_r = \frac{\sigma_d}{2} \quad (26)$$

Para el área se utilizó la incertidumbre estándar combinada que fue:

$$\sigma_a = \sqrt{(2r\pi)^2 \sigma_r^2} \quad (27)$$

3.2 Fabricación de tintas radiopacas

Este paso se realizó para conocer si se tenía la capacidad de crear tintas radiopacas e identificar sus limitaciones en su fabricación para determinar si podrían utilizarse con la impresora.

Se fabricaron 6 fórmulas de tinta radiopacas utilizando tinta DuraBrite color negro (T), Inktec® (Corea) y medio de contraste Ultravist® 300 (MC), Bayer Pharma AG (Alemania), las cuales se nombraron tinta y medio de contraste respectivamente. Las tintas se guardaron en vasos de precipitados que se taparon con hule autoadherible, los vasos con la tinta se resguardaron de la luz del sol en una caja de cartón. Las concentraciones que se muestran en la Tabla 4 fueron múltiplos de dos debido a que las jeringas utilizadas para la toma de tinta y medio de contraste tuvieron una mínima escala de 0.2 ml:

Tabla 4.- Concentraciones de tinta (T) y medio de contraste (MC).

Tintas radiopacas		
Fórmula	T (%)	MC (%)
1	100	0
2	66	34
3	70	30
4	76	24
5	80	20
6	86	14

Nota: el medio de contraste que se utilizó en este trabajo se recolectó a partir de residuos que provenían de distintos frascos por lo que no se pudo controlar su lote y antigüedad, sin embargo, por lo indicado en las respectivas etiquetas, ningún residuo había llegado a la fecha de caducidad.

Para que una tinta pueda ser utilizada en una impresora debe conservar ciertos parámetros fisicoquímicos con el fin de evitar daños en la impresora y errores de impresión, tales parámetros son la viscosidad, tensión superficial, conductividad eléctrica, pH. Como no se contaron con instrumentos para medir estos parámetros se realizó una evaluación cualitativa del tono de color y la viscosidad de las tintas por un periodo de 8 días para determinar el tiempo que podían ser utilizadas.

Para evaluar el tono de color se tomaron muestras de cada tinta radiopaca con una pipeta, de las muestras se colocaron gotas en papel bond y a simple vista se observaron cambios en el tono. Para evaluar la viscosidad se ladeó el vaso de precipitados y se observó el tiempo que tardó en

fluir la tinta en el vaso. Se observaron las paredes de los vasos para detectar si el medio de contraste se había separado de la mezcla. Para seleccionar tintas que serían utilizadas con la impresora se escogieron aquellas que presentarían un menor cambio en el tono de color, viscosidad y separación del medio de contraste de la mezcla en el tiempo de evaluación.

3.3 Prueba de estabilidad de tinta sobre papel bond

Después de la fabricación de un maniquí, este envejece y puede estar sujeto a las condiciones del ambiente que pudieran modificarlo cambiando sus propiedades de atenuación. Esta prueba se realizó para determinar la estabilidad de la tinta y papel por un lapso de un mes.

Nota: en este trabajo se utilizaron imágenes digitales que se imprimieron en papel bond e imágenes radiográficas obtenidas de las impresiones. Por simplicidad las imágenes radiográficas se nombraron como radiografías.

Para determinar si las tintas radiopacas sobre papel bond cambiaban sus propiedades de atenuación en el tiempo, se diseñó una escala de grises (ver Imagen 31) que se imprimió. Para la creación de la escala de grises se utilizó el software Paint de Microsoft (Estados Unidos) donde se crearon 17 rectángulos con diferentes niveles de gris, para obtener los niveles de gris con el software mencionado se necesitó definirlos a través de los tres valores que componen el RGB, recordando que estos tenían que ser iguales ($R = G = B$) y que se muestran en la Tabla 5. Por lo que en este trabajo los niveles de gris en las imágenes digitales que se diseñaron para imprimirse se nombraron como valores de RGB.

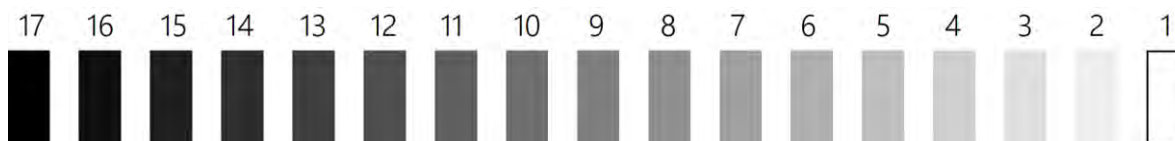


Imagen 31.- Escala de grises digital que se utilizó para la evaluación de la estabilidad temporal de las tintas radiopacas, se muestra sobre cada rectángulo el número con el que se identificó.

Tabla 5.- Niveles de gris expresados en términos de RGB utilizados en la elaboración de la escala de grises.

Niveles de gris en términos de RGB			
Rectángulo	RGB	Rectángulo	RGB
1	0	10	143
2	15	11	159
3	31	12	175
4	47	13	191
5	63	14	207
6	79	15	223
7	95	16	239
8	111	17	255
9	127		

Se crearon dos tintas radiopacas cuyas concentraciones de medio de contraste se seleccionaron en el punto anterior. Las tintas radiopacas se colocaron en el cartucho de la impresora y se imprimió

la escala de grises 12 veces sobre una hoja de papel bond. Experimentos previos mostraron que con 12 impresiones en una hoja se tenía suficiente contraste para visualizar la escala de grises.

Cuando fue remplazada una tinta por otra, el cartucho se enjuagó con agua tibia hasta que no se observara que la misma se pigmentara. El cartucho se secó con un ventilador hasta que no se observaran gotas de agua en su interior.

Para tomar imágenes radiográficas de las impresiones se utilizó un mastógrafo Senographe 2000D de General Electric (Francia) propiedad del Instituto de Física, el mastógrafo Senographe 2000D se nombró como mastógrafo.

Se tomaron imágenes radiográficas de las escalas de grises con el mastógrafo durante un periodo de 30 días. Para esto, se colocaron las escalas de grises entre dos bloques de acrílico (PMMA) de 1 cm de espesor cada uno y se tomó una imagen en modo automático estándar (AUTO STD), posteriormente, las imágenes se tomaron en modo manual con la técnica radiográfica obtenida en el modo automático estándar.

Se utilizó el software ImageJ para analizar las radiografías. Con la opción *Macros* se creó una lista de instrucciones para evaluar el valor medio de pixel (VMP) dentro y fuera de la escala de grises a través de áreas rectangulares con dimensiones de 77 × 25 pixeles. Se evaluó el contraste utilizando la ecuación (21) donde A es el VMP dentro de la escala de grises y B es el VMP del área adyacente a la escala de gris. La incertidumbre asociada al contraste fue:

$$\sigma_c = \frac{1}{\sqrt{\#pixeles}} \sqrt{\left(\frac{B}{A}\right)^2 \sigma_A^2 + \left(\frac{1}{A}\right)^2 \sigma_B^2} \quad (28)$$

donde A y B corresponden al valor medio de pixel (VMP), σ_A y σ_B son las incertidumbres asociadas respectivamente, dividida por la raíz del número de pixeles de dicha zona. La incertidumbre que fue asociada a todo VMP está dada por la siguiente ecuación:

$$\sigma_{VMP} = \frac{\sigma}{\sqrt{\#Pixeles}} \quad (29)$$

donde σ es la desviación estándar de la zona evaluada.

De las tintas utilizadas se seleccionó una que no cambió sus propiedades de atenuación en el periodo de evaluación y que presentó menor corrimiento sobre el papel al momento de imprimir.

3.4 Fabricación del maniquí de calibración

Para determinar la función de modulación, fue necesario conocer la función inversa que generó el mastógrafo al momento de obtener una imagen radiográfica. Para determinar esta relación, se generó un maniquí que relacionó el RGB impreso en función del VMP de la imagen radiográfica del maniquí. Para esto se diseñó una imagen que contuviera diferentes niveles de gris asociados a un

valor de RGB (Ver Imagen 32); se utilizaron 128 valores de RGB comenzando con 1 y aumentando el valor en 2 unidades hasta llegar a 255; el valor RGB = 1 correspondió al nivel de gris más claro y el valor RGB = 255 correspondió al nivel de gris más oscuro. Experimentos previos mostraron que la impresora imprime aproximadamente 255 tonos de gris, por esta razón se creó la imagen con las características descritas.

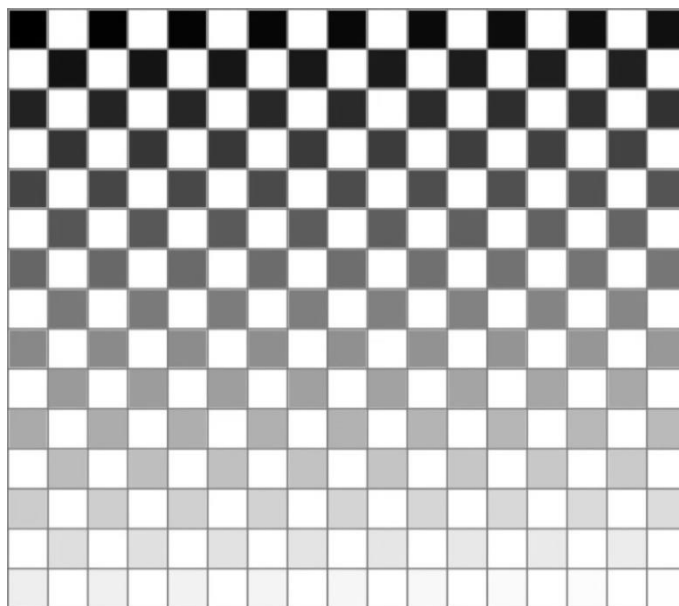


Imagen 32.- Imagen diseñada para la elaboración del maniquí de calibración, los tonos de gris más oscuros corresponden a valores de RGB altos.

Todos los maniqués que se hicieron en este trabajo se realizaron con el siguiente procedimiento enriquecido con el conocimiento de experimentos previos: la imagen diseñada se imprimió 420 veces en 70 hojas de papel bond, con 6 impresiones por hoja utilizando la tinta radiopaca seleccionada en la sección anterior. La impresora se programó para imprimir con calidad de *best Photo* y usar sólo tinta negra. Para llevar un control del número de hojas y número de impresiones, se dibujó una marca en el extremo superior de cada hoja que indicaba el número de impresión realizada en la misma y finalmente el símbolo # para anotar el número que le corresponde de las 70 hojas. Estos pasos se nombraron como procedimiento de impresión.

Todos los maniqués hechos en este trabajo se colocaron sobre el bucky del detector utilizando el procedimiento que se describe a continuación: se utilizaron dos bloques de acrílico (PMMA) de espesor de 0.5 cm, donde el maniquí de calibración se colocó entre los dos bloques. Se colocó el maniquí con los bloques de acrílico sobre el bucky del mastógrafo (ver Imagen 33) y se comprimió con la paleta compresora. Estos pasos se nombraron como procedimiento de colocación. El bucky es la pieza del mastógrafo que contiene la rejilla antidispersora, el detector y el CAE.

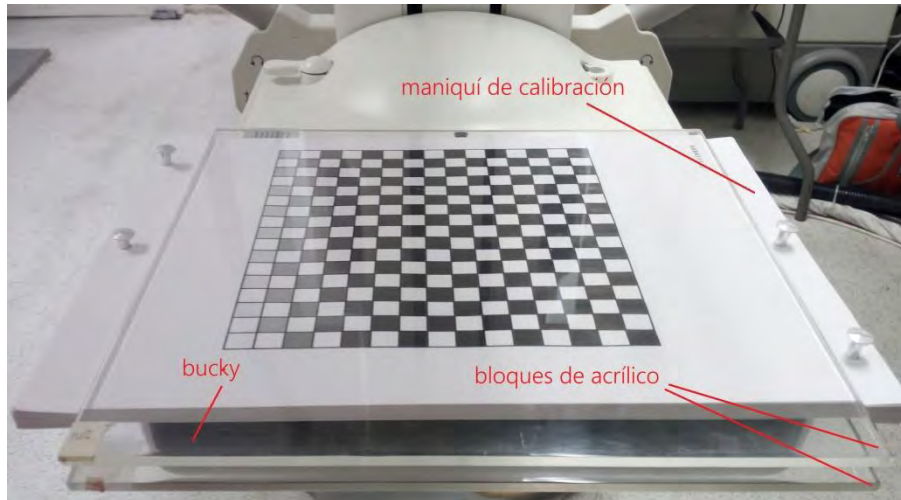


Imagen 33.- Maniquí de calibración entre dos bloques de acrílico montado sobre el bucky del mastógrafo.

Se tomaron las imágenes con el mastógrafo en modo manual utilizando las siguientes técnicas radiográficas, de modo que se obtengan por cada voltaje nominal y combinación blanco/filtro una relación de RGB en función del VMP que son independientes entre sí:

Tabla 6.- Técnicas radiográficas utilizadas para obtener las imágenes.

Técnicas radiográficas		
Voltaje [kV]	Carga [mAs]	Blanco/Filtro
25	32	Mo/Mo
	40	
	56	
27	32	Mo/Mo
	40	
	56	
28	32	Mo/Rh
	40	
	56	
29	32	Mo/Mo
	40	
	56	

Posteriormente se tomaron 5 imágenes de los bloques de acrílico que fueron 2 cm, para esto se utilizaron las técnicas radiográficas de la Tabla 6 pero manteniendo la carga constante al valor de 32 mAs.

Las radiografías del maniquí de calibración fueron corregidas utilizando el procedimiento estándar para corregir uniformidad por el campo oscuro (dark-field) y por el campo plano (flat-field). Una imagen de campo oscuro es aquella tomada cuando no incide radiación en el detector; una imagen de campo plano es aquella donde idealmente en todos los puntos del detector incidieron el mismo número de fotones, por lo que, todos los pixeles deberían tener el mismo valor. La corrección propuesta tiene la siguiente forma:

$$I_c(x, y) = \frac{\langle \bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y) \rangle}{\bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y)} (I_0(x, y) - I_d(x, y)) \quad (30)$$

Donde $I_c(x, y)$ corresponde al píxel de coordenadas (x, y) de la imagen corregida, $\bar{I}_f(x, y)$ es el píxel de la imagen de campo plano, obtenido del promedio de las imágenes planas, $I_d(x, y)$ es el píxel de la imagen de campo oscuro y finalmente $I_0(x, y)$ es el píxel de la imagen a corregir, el término $\langle \bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y) \rangle$ es el promedio de la diferencia del campo plano y campo oscuro [34].

Las imágenes planas para realizar la corrección anterior pueden ser tomadas con cualquier carga mAs debido a que la respuesta del mastógrafo tiene una dependencia lineal con la carga, misma que se verificó experimentalmente.

Numéricamente el término del cociente de la ecuación (30) siempre será el mismo que se obtendría de una imagen tomada con una carga mAs cuya respuesta es c veces la respuesta anterior, es decir:

$$\frac{\langle \bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y) \rangle}{\bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y)} = \frac{c \langle \bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y) \rangle}{c (\bar{I}_f(x, y) - I_d(x, y))} \quad (31)$$

Se utilizó el software ImageJ para analizar el VMP de las imágenes del maniquí de calibración, con la opción *Macros* se creó una lista de instrucciones que evaluarán el VMP de las diferentes regiones asociadas a un valor de RGB a través de rectángulos de 50×65 píxeles. Con los VMP se calculó el RD de cada imagen obtenida.

Se realizó una calibración de los valores de RGB en función del VMP/mAs para cada imagen tomada del maniquí de calibración. Se utilizó un ajuste polinomial de tercer orden para este propósito.

3.5 Elaboración del maniquí #1

Para probar la calibración obtenida en el punto anterior y determinar las posibles limitaciones del método, se fabricó una imagen utilizando el mastógrafo. Se obtuvieron imágenes de distintas figuras de plástico (ver Imagen 34), estas se colocaron sobre dos bloques de acrílico de 1 cm y de 0.5 cm de espesor respectivamente, sobre los bloques de acrílico se colocaron las diferentes figuras de plástico y finalmente se obtuvo la imagen en modo automático (AUTO STD).



Imagen 34.- Fotografía de los objetos de plástico sobre dos bloques de acrílico montados sobre el bucky del mastógrafo.

Las imágenes radiográficas de los objetos de plástico se corrigieron siguiendo el procedimiento estándar de corrección por uniformidad. Se seleccionó una imagen que cumpliera que el rango dinámico fuera menor o igual al rango dinámico de alguna de las calibraciones obtenidas y que a su vez los valores de pixel máximo y mínimo fueran menor y mayor respectivamente a los valores máximo y mínimo de la calibración seleccionada.

La imagen original se moduló con la función de calibración seleccionada en el paso anterior (esta función de calibración se utilizó para modular las imágenes que se usaron para fabricar todos los maniqués que se presentan posteriormente), esta se imprimió siguiendo el procedimiento de la impresión del maniqué. A este arreglo se llamó maniqué #1. La imagen modulada conserva el mismo formato de la radiografía que fue DICOM (sigas de *Digital Imaging and Communications in Medicine*), este es un formato de imágenes médicas usado para el intercambio, manejo, visualización, almacenamiento, impresión y transmisión implementado como solución a los problemas de interoperabilidad entre diferentes tipos de sistemas [35].

El maniqué se colocó en el mastógrafo siguiendo el procedimiento de colocación y se tomó una radiografía utilizando la técnica radiográfica asociada con la calibración seleccionada. La radiografía obtenida se corrigió utilizando el procedimiento estándar de corrección por uniformidad.

La radiografía se comparó con la imagen original a través del siguiente procedimiento, utilizando el software ImageJ: se analizaron perfiles de gris de regiones que representaban el fondo, se crearon instrucciones que evaluaron el VMP de distintas regiones y se dibujaron. Con los VMP se evaluó el CNR dado por la ecuación (22).

Un perfil de gris consiste en seleccionar una región rectangular $n \times m$ píxeles, donde n son los renglones y m las columnas. Cada columna es remplazada por su respectivo promedio de valor de

pixel de tal forma que queda una matriz de 1 x m como la que se muestra en la Imagen 35. El sentido en el que se grafica este perfil es de izquierda a derecha.

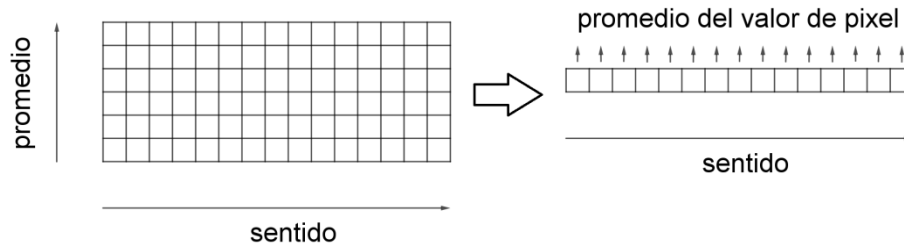


Imagen 35.- Esquema ilustrativo de la formación de un perfil de gris. Primero se obtiene el promedio de valor de cada columna para remplazarla posteriormente. El sentido se refiere al orden en el que se gráfica el perfil de gris.

3.6 Elaboración del maniquí #2

Para entender las diferencias encontradas con la radiografía del maniquí anterior se creó una nueva imagen a partir de la imagen original. La nueva imagen estaba formada por 4 regiones de interés seleccionadas de la imagen original, adicionalmente se añadió una banda con valor RGB = 127 y una región con 16 cuadros con distintos valores de RGB contenidos en el intervalo de 0 - 255. La nueva imagen se imprimió y colocó en el detector según los procedimientos de impresión y colocación. Al maniquí resultante se llamó maniquí #2 (ver Imagen 36).

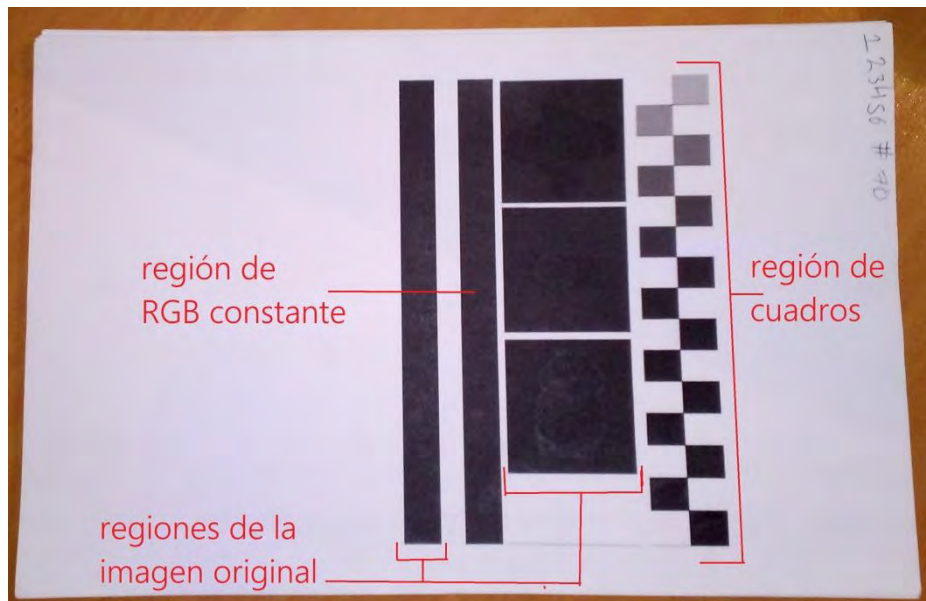


Imagen 36.- Vista superior del maniquí #2 donde se observan las diferentes regiones que lo componen.

Se tomaron radiografías del maniquí #2 utilizando las técnicas radiográficas de la Tabla 7. Las radiografías se corrigieron siguiendo el procedimiento estándar de corrección por uniformidad.

Tabla 7.- Técnicas radiográficas utilizadas en la adquisición de radiografías del maniquí #2.

Técnicas radiográficas		
Voltaje [kV]	Carga [mAs]	Blanco/Filtro
25	32	Mo/Mo
27	32	Mo/Mo
28	32	Mo/Rh
29	32	Mo/Mo

De las radiografías del maniquí #2 se compararon los VMP de la región de cuadros con distintos valores de RGB con los respectivos VMP de las radiografías del maniquí de calibración. Con los resultados obtenidos se realizó una nueva calibración.

Para determinar el efecto de la imperfecta alineación de las hojas que formaron el maniquí sobre la resolución espacial, se midieron los cuadros de cada nivel de gris de la radiografía y de la nueva imagen y se compararon las mediciones.

Finalmente se evaluó la homogeneidad de las regiones con RGB constante y de una región donde no hubo la presencia de tinta en el maniquí a través de perfiles de gris.

3.7 Elaboración del maniquí #3

Con los resultados que se obtuvieron de los pasos anteriores se tuvieron las herramientas necesarias para utilizar la calibración con una mamografía y fabricar un maniquí de una imagen mamográfica real. Para la elaboración del maniquí #3 se tomó como referencia el patrón de mamografía #2 del American Association of Physics in Medicine (AAPM) Task Group 18 (ver Imagen 37), esta imagen se nombró como mamografía [36].

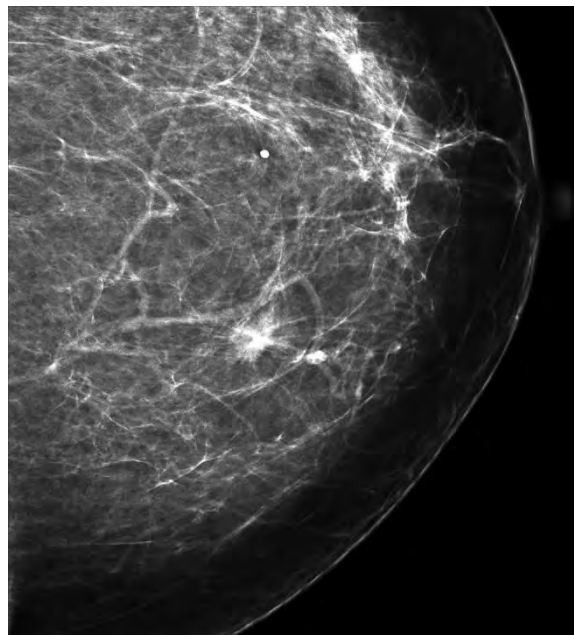


Imagen 37.- Patrón de mamografía #2 del AAPM tomado como referencia para la elaboración del maniquí #3 (tomado de la referencia 36).

La mamografía se modificó ajustando su rango dinámico a los valores de 15 – 1807, ya que estos fueron los valores de pixel en los que se pudo visualizar mejor. Se moduló con la función de calibración seleccionada, se imprimió y colocó en el detector según los procedimientos correspondientes. En la Imagen 38 se muestra el maniquí #3.

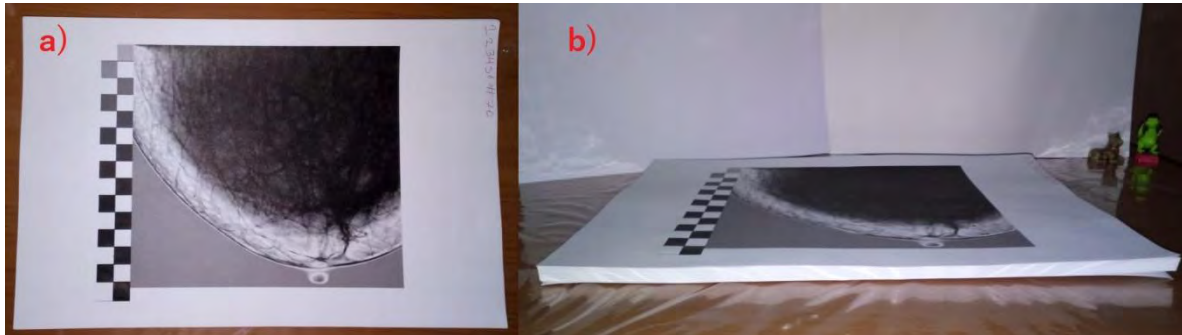


Imagen 38.- Maniquí #3 a) vista superior y b) vista frontal donde se observa el grosor del maniquí que fue aproximadamente de 1 cm.

Se tomó una radiografía del maniquí utilizando la técnica radiográfica asociada a la función de calibración y esta se corrigió con el procedimiento estándar de corrección. La radiografía se analizó con ImageJ donde se obtuvieron perfiles de gris y contraste de diferentes regiones, ambos se compararon con los correspondientes perfiles de la mamografía.

Un factor de mérito (FOM) es una cantidad empleada para evaluar un sistema reflejando su sensibilidad a través de la valoración de una cantidad positiva o deseada [28]. En este trabajo se utilizó un FOM para determinar qué tan diferente es una radiografía de un maniquí respecto a la mamografía que se utilizó para su fabricación. La cantidad deseada es la diferencia del valor de pixel en ambas imágenes de tal modo que al tener imágenes iguales la diferencia debe ser igual a cero y a medida de que sean diferentes la diferencia va aumentando, por lo que la FOM fue definida como:

$$FOM = \sum_{i,j} \frac{100|VPm(x_i, y_j) - VP(x_i, y_j)|}{A} \quad (32)$$

Donde FOM es el factor de mérito porcentual; $VPm(x_i, y_j)$ es el valor de pixel de coordenadas (x_i, y_j) de la imagen del maniquí; $VP(x_i, y_j)$ es el valor de pixel de coordenadas (x_i, y_j) de la imagen de referencia; A es la suma de los valores de pixel de la imagen de referencia; los subíndices i, j toman los valores de las dimensiones de las matrices de la imagen del maniquí y de referencia comparadas [37]. Para optimizar el método propuesto para la generación de maniqués, el FOM debe ser lo más pequeño posible.

3.8 Elaboración del maniquí #4

Se creó el maniquí #4 (ver Imagen 39) para identificar las causas de las diferencias encontradas con el maniquí anterior. Para esto se creó una nueva imagen que contuvo una región de la mamografía y una región compuesta con 16 cuadros con distintos valores de RGB. La imagen

resultante se imprimió y colocó en el detector según los procedimientos correspondientes, se adquirió una radiografía utilizando la técnica radiográfica seleccionada. La radiografía obtenida del maniquí se corrigió utilizando el procedimiento estándar de corrección y se analizó siguiendo el procedimiento del maniquí anterior.

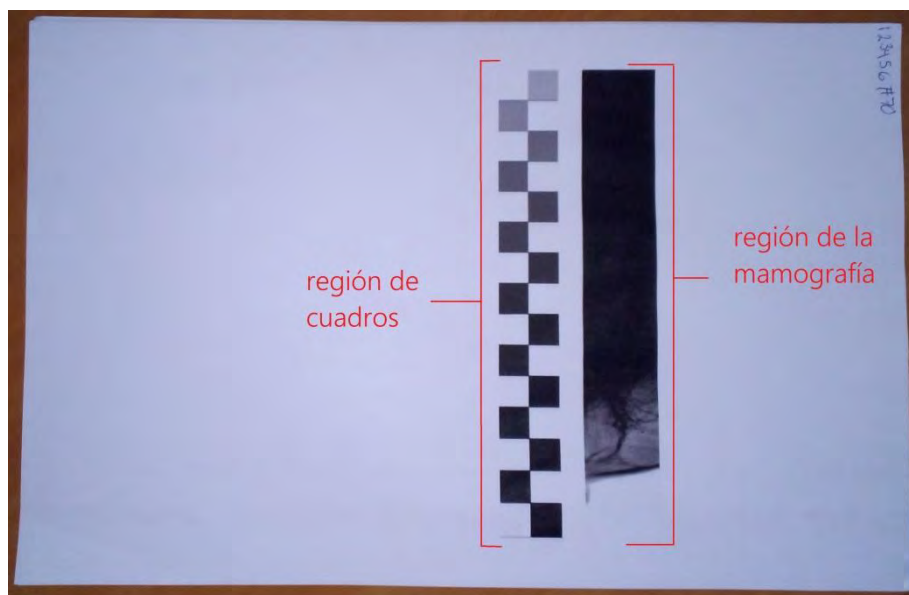


Imagen 39.- Vista superior del maniquí #4, se observan las regiones de cuadros y de la mamografía.

Capítulo 4: Resultados y Discusión

4.1 Evaluación de la calidad de impresión

En la Imagen 40 se muestra una fotografía de la impresión del patrón de hexágonos de tamaño de 0.45 cm de lado en papel fotográfico observada con el microscopio. Todas las observaciones de las impresiones hechas con las impresoras Epson y Canon se pudieron distinguir los hexágonos que formaron la imagen, siendo visualmente mejor la de las impresiones hechas con Canon debido a su mayor resolución espacial. Este resultado mostró que fue posible reproducir en una impresión una imagen de objetos cuyas dimensiones son equivalentes a las dimensiones de un pixel de 100 μm .

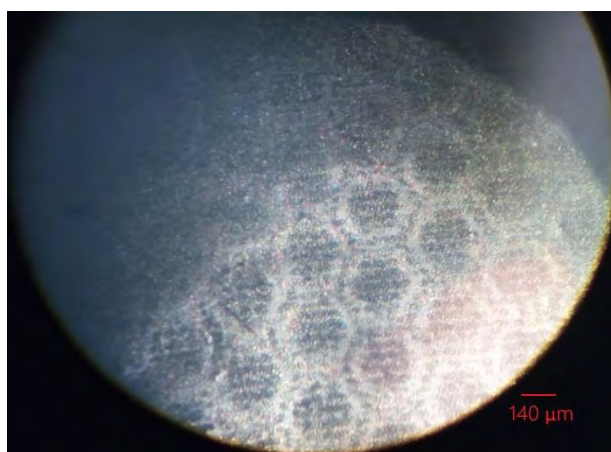


Imagen 40.- Fotografía de la impresión del patrón de hexágonos hecho con la impresora EPSON, esta fue la mejor fotografía tomada de una impresión y se pueden identificar los hexágonos que formaron la imagen.

En la Tabla 8 se muestran el área y radio de las gotas que se obtuvieron con cada impresora en los sustratos bond y fotográfico. Sólo se pudo medir el radio y área de una gota en cada fotografía, pero esta medición se realizó 15 veces con la escala micrométrica (ver Imagen 41) y se observó que a excepción de una impresión realizada con la impresora Canon, el área y radio de las gotas son equivalentes para los distintos sustratos e impresoras. Comparando el área de una gota y el área de un pixel de 100 μm de lado se encontró que se necesitan 5 gotas de tinta para obtener el área de un pixel, por lo que la impresora permite obtener imágenes de tamaños similares a las de un pixel de 100 μm de lado.

Tabla 8.- Áreas y radios de las gotas depositadas por la impresora en papel fotográfico y bond.

Análisis de los puntos de impresión			
Impresora	Sustrato	Área del punto [μm^2]	Radio del punto [μm]
Canon Pro 9000	Bond	2522(13)	28(2)
	Fotográfico	1511(13)	22(2)
Epson Stylus CX5900	Bond	1513(13)	22(2)
	Fotográfico	1560(13)	22(2)

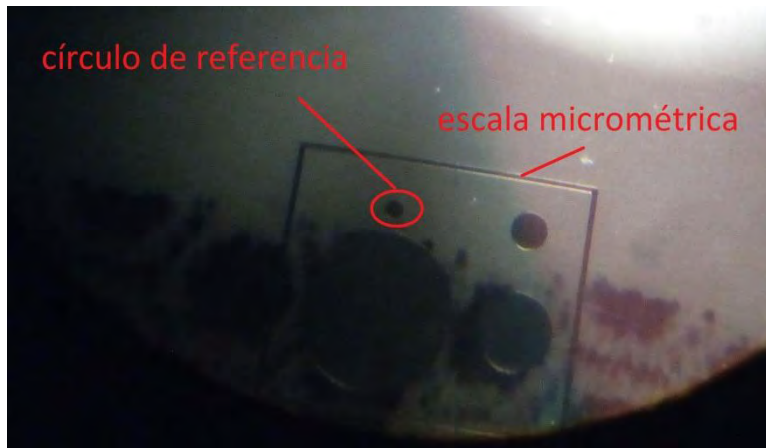


Imagen 41.- Fotografía de la escala micrométrica sobre una impresión utilizada para para medir el área de una gota de tinta, se muestra cual fue el círculo seleccionado de la escala.

4.2 Fabricación de tintas radiopacas

En la Imagen 42 se muestran las tintas radiopacas que fueron creadas. Se observó que aquellas que contenían medio de contraste aumentaron su viscosidad a partir de las primeras 24 horas después de su fabricación, esto se supo ya que al ladear los vasos tardaba más tiempo en fluir la tinta, este efecto fue más notorio mientras más medio de contraste contenía y se puede ver en la Imagen 43.



Imagen 42.- Fotografía de los vasos con diferentes tintas radiopacas donde se indica cual fue el porcentaje de tinta con la que se fabricaron.

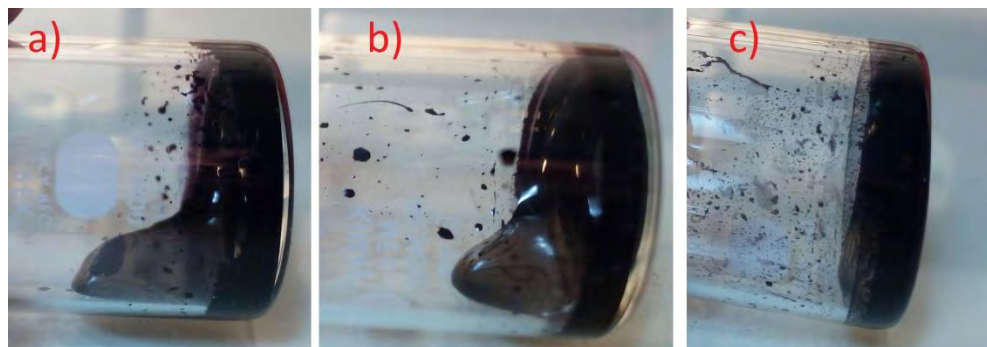


Imagen 43.- Fotografías de la tinta con concentración de 34% de medio de contraste tomadas 2 segundos después de ladear el vaso a) 24 horas después de su fabricación, b) 96 horas después de su fabricación se observa que ha fluido menos la tinta en el vaso y c) 192 horas después de su fabricación la tinta casi no fluyó.

Se observaron gotas de medio de contraste en las paredes de los vasos en todas las tintas a excepción de aquellas que tuvieron 0%, 24% y 30% de este. Por tanto, se determinó que el día que

se fabricó la tinta debía ser utilizada, de lo contrario no se sabe que efecto podría tener esta separación del medio de contraste en los inyectores de la impresora.



Imagen 44.- Fotografía de un vaso de precipitados con tinta radiopaca de concentración 34% medio de contraste. Se observan gotas de medio de contraste que se separaron de la mezcla.

La Imagen 45 muestra la forma en que se depositaron las gotas a lo largo del periodo de evaluación, se observó que la forma y cantidad de tinta radiopaca depositada en el papel no fue controlada, debido a que no se pudo determinar la cantidad de tinta tomada con las pipetas utilizadas. También se observó que no hubo cambio en el tono de color.

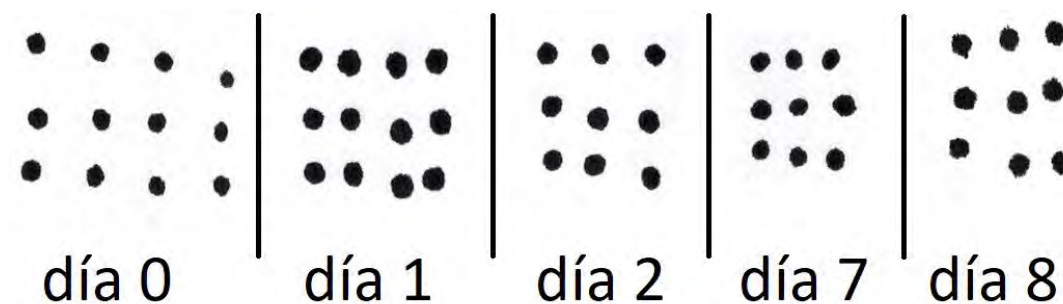


Imagen 45.- Gotas de tinta radiopaca con una concentración de 24% medio de contraste depositadas en papel bond en distintos días. Se observa que no hay un cambio en el tono de color y que no fue controlada la cantidad de tinta radiopaca depositada en papel.

Por los resultados anteriores se determinó que la tinta radiopaca debía ser utilizada en las primeras 24 horas después de su fabricación, de lo contrario se tiene el riesgo de que al aumentar su viscosidad dañen los inyectores de la impresora. Al no encontrar diferencias en el tono de color se determinó que aquellas donde no hubo una separación del medio de contraste serían seleccionadas para su uso en la impresora, estas tintas seleccionadas fueron las que tuvieron 24% y 30% de medio de contraste.

4.3 Prueba de estabilidad de tinta sobre papel bond

En la Imagen 46 se muestran las escalas de grises impresas con las dos tintas radiopacas seleccionadas anteriormente, donde la tinta 1 tuvo 24% medio de contraste y la tinta 2 tuvo 30% medio de contraste. Se observó que en ambas impresiones hay una dispersión de la tinta sobre el papel siendo mayor para la tinta 2, la dispersión comenzó a notarse a partir de la séptima impresión en ambas tintas radiopacas. Este resultado mostró un límite que indicó que el máximo de impresiones por hoja para evitar errores son 6.

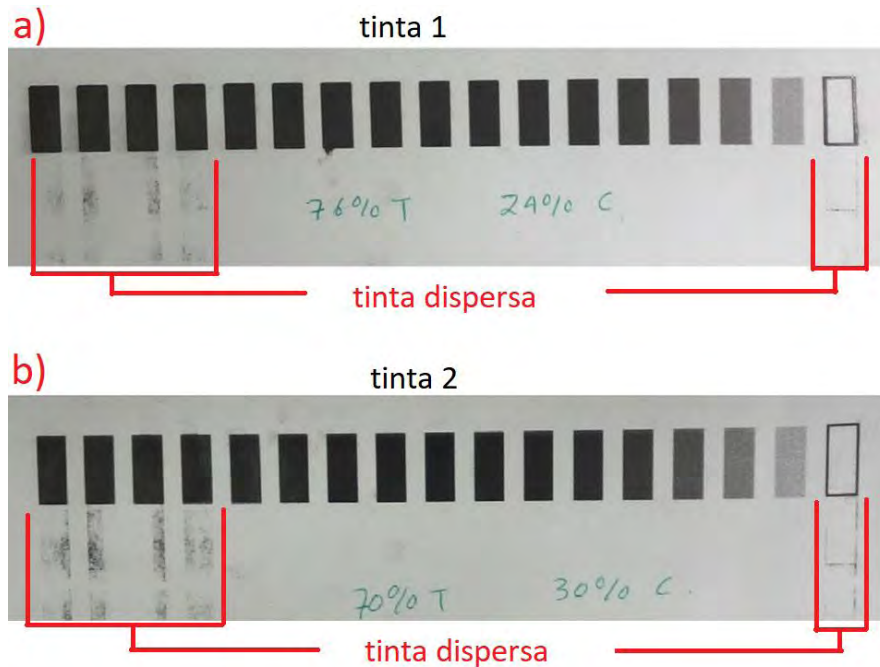


Imagen 46.- Impresiones de escalas de grises hechas con tinta radiopaca de concentración a) 24% medio de contraste y b) 30% medio de contraste. Se observa la dispersión de la tinta sobre el papel y es mayor en la tinta con mayor concentración de medio de contraste.

En la Imagen 47 se muestra la escala de grises sobre el bucky del mastógrafo en la posición donde se tomaron todas las imágenes para realizar la evaluación de su estabilidad.



Imagen 47.- Vista superior de escala de grises impresa utilizando la tinta 1 sobre el bucky del mastógrafo. Esta escala está entre dos bloques de acrílico de 1 cm de espesor.

En la Imagen 48 se muestra una radiografía de la escala de grises, la técnica radiográfica que seleccionó el mastógrafo para la adquisición de las imágenes fue: 26 kV, Mo/Mo, 19 mAs.

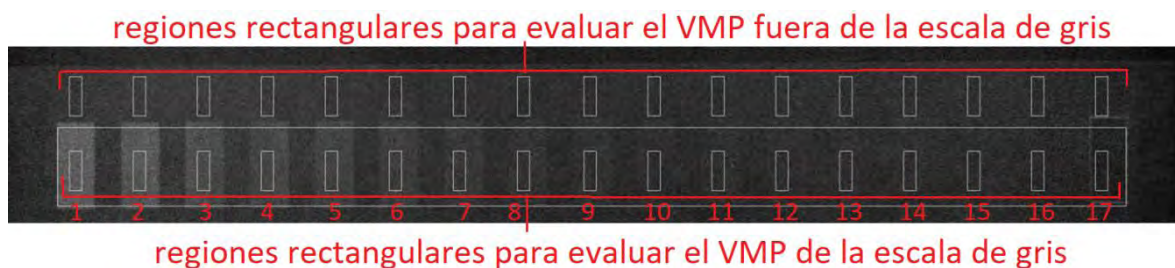
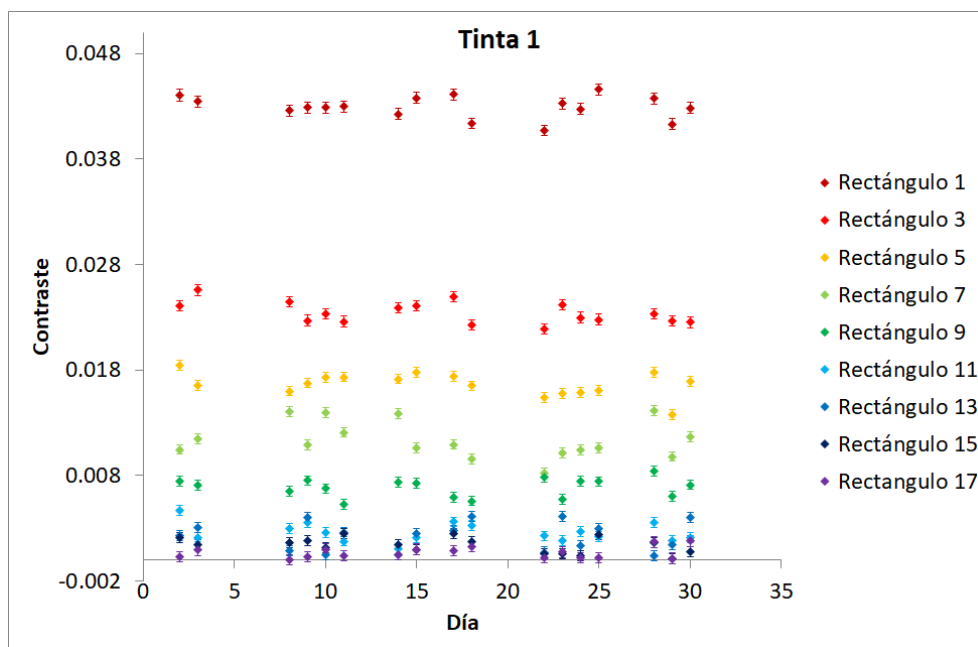


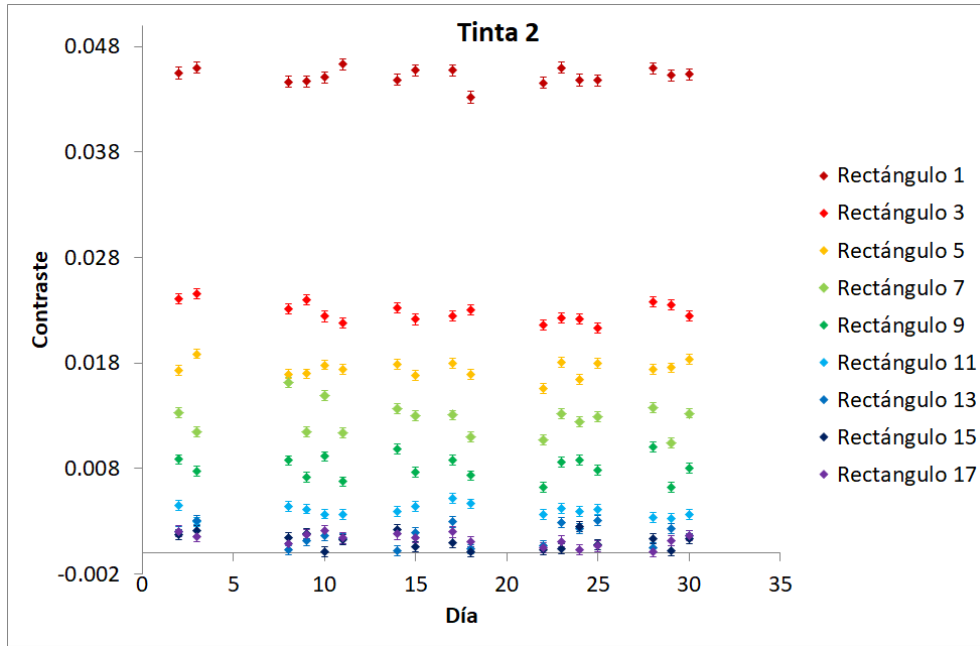
Imagen 48.- Radiografía de la escala de gris donde se señalan las regiones rectangulares utilizadas para evaluar el VMP dentro y fuera de la escala y el número que le correspondía a cada región.

En las Gráficas 4 y 5 se muestra el contraste en función del tiempo. En ellas se observó que los valores de contraste fueron dispersos a lo largo de los días de evaluación y que la dispersión fue mayor en la tinta 1 que en la tinta 2, sin embargo, no se observó que los valores del contraste tuvieran una tendencia a crecer o decrecer.

Para el rectángulo 17 el contraste fue equivalente a 0 que era lo esperado. La razón de que para la tinta 2 hubo un mayor número de puntos del rectángulo 17 donde el contraste no fue equivalente a cero, se debió a la dispersión de la tinta sobre el papel, ya que al haber tinta dentro del rectángulo hubo suficiente para que el VMP en esta zona fuera menor que el VMP afuera del rectángulo.



Gráfica 4.- Contraste de 9 regiones de la escala de grises impresa con la tinta 1.



Gráfica 5.- Contraste de 9 regiones de la escala de grises impresa con la tinta 2.

En la Tabla 9 se muestra el promedio de contraste para ambas fórmulas de tinta. Se observó que el contraste en cada rectángulo para ambas fórmulas de tinta fue equivalente. Tomando esto en cuenta y los resultados que mostraron que 6 impresiones por hoja son el límite para evitar corrimientos de la tinta y además que la tinta 2 se dispersó más en la hoja al imprimir, se escogió la tinta con un 24% de medio de contraste para utilizarse en la fabricación de los maniqués a fin de tener una impresión sin dispersión de tinta.

Tabla 9.- Valores promedio del contraste sujeto.

Contraste					
Rectángulo	Tinta 1	Tinta 2	Rectángulo	Tinta 1	Tinta 2
1	0.043(0.001)	0.045(0.001)	10	0.005(0.001)	0.003(0.001)
2	0.031(0.001)	0.032(0.002)	11	0.003(0.001)	0.004(0.001)
3	0.023(0.001)	0.023(0.001)	12	0.003(0.001)	0.002(0.001)
4	0.017(0.001)	0.015(0.001)	13	0.002(0.001)	0.002(0.001)
5	0.017(0.001)	0.017(0.001)	14	0.001(0.001)	0.001(0.001)
6	0.015(0.001)	0.014(0.001)	15	0.001(0.001)	0.001(0.001)
7	0.011(0.002)	0.013(0.002)	16	0.002(0.001)	0.001(0.001)
8	0.009(0.002)	0.009(0.002)	17	0.001(0.001)	0.001(0.001)
9	0.007(0.001)	0.008(0.001)			

4.4 Fabricación del maniquí de calibración

En la Imagen 49 se muestra la radiografía del maniquí de calibración tomada con el mastógrafo. La radiografía se tomó con la siguiente técnica radiográfica: 27 kV, 32 mAs, Mo/Mo.

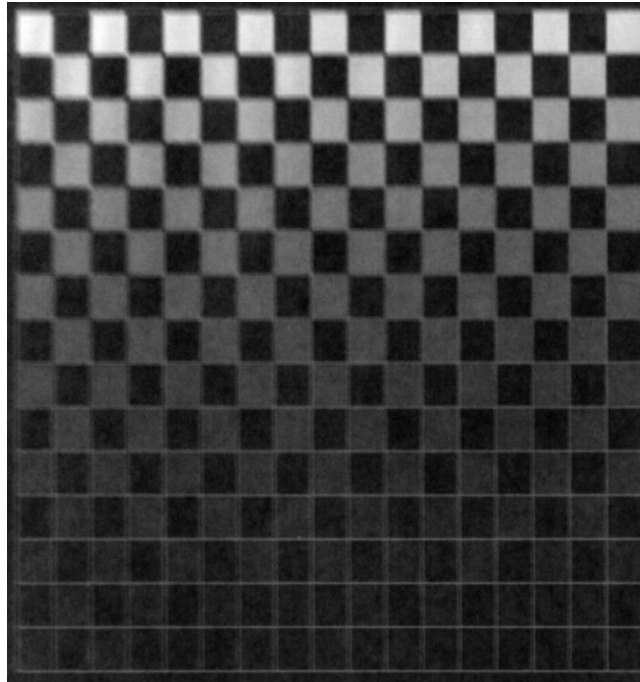
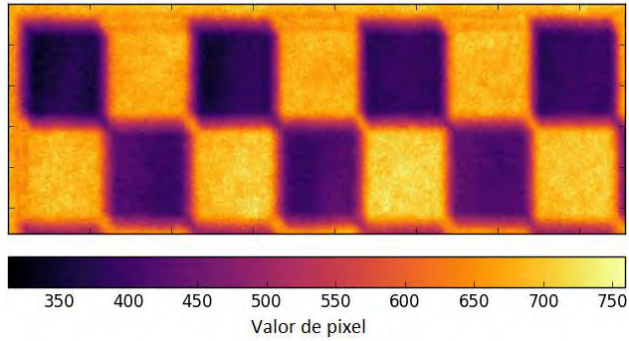


Imagen 49.- Radiografía del maniquí de calibración tomada con la técnica radiográfica: 27 kV, 32 mAs, Mo/Mo.

En la Imagen 50 se muestran ampliaciones de las partes superior e inferior izquierda de la Imagen 49 donde los colores se cambiaron para una mejor visualización. En el caso de la región izquierda superior se observó que las regiones moradas correspondientes a los cuadros con el nivel de gris más claro en la radiografía no tienen un nivel uniforme, además, se apreció un desvanecimiento del color en los bordes de cada cuadro. Lo primero fue debido a una deformación de las hojas por la tinta debido a que se depositó lo suficiente para provocarla; lo segundo fue el resultado de una imperfecta alineación de las hojas.

En el caso de la región izquierda inferior se observó que el nivel de color donde fue depositada menos tinta fue más uniforme respecto a los niveles de color de la ampliación superior donde fue depositada más tinta, esto debido a que no se depositó suficiente tinta para deformar la hoja en estas regiones, también se observó que en las regiones donde no fue depositada tinta, el tono de color no fue uniforme, esto indicó que dentro de las mismas hojas hay variaciones no deseadas probablemente debidas a la fabricación de las mismas; se observó que nuevamente hubo una mala alineación de las hojas. La parte inferior permite ver que la alineación deficiente solamente es en una dirección. Una posible razón de la buena alineación vertical fue la forma en la cual se colocaron las hojas en la impresora. Esta imposibilidad de alineación representó una limitante del método propuesto.

Ampliación de la parte superior izquierda



Ampliación de la parte inferior izquierda

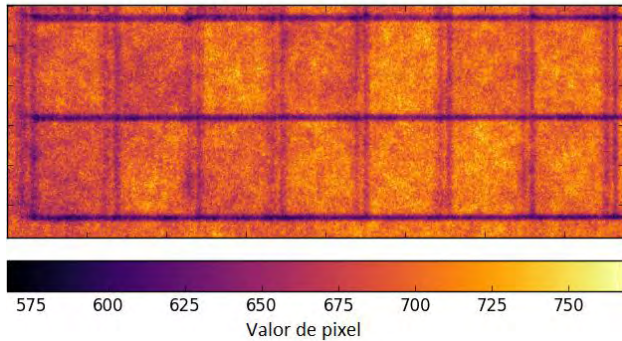


Imagen 50.- Ampliaciones de las partes superior e inferior de la radiografía del maniquí de calibración donde fueron cambiados los colores, se muestra una paleta de color que fue utilizada para asignar el nuevo color en función del valor de píxel.

Las regiones de interés que fueron analizadas se muestran en la Imagen 51. Esta imagen corresponde a una radiografía del maniquí de calibración tomado con la siguiente técnica radiográfica: 27 kV, 32 mAs, Mo/Mo.

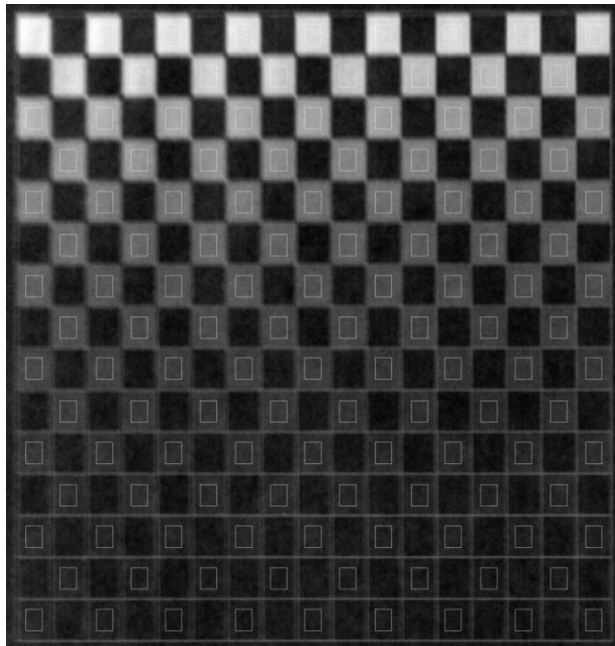
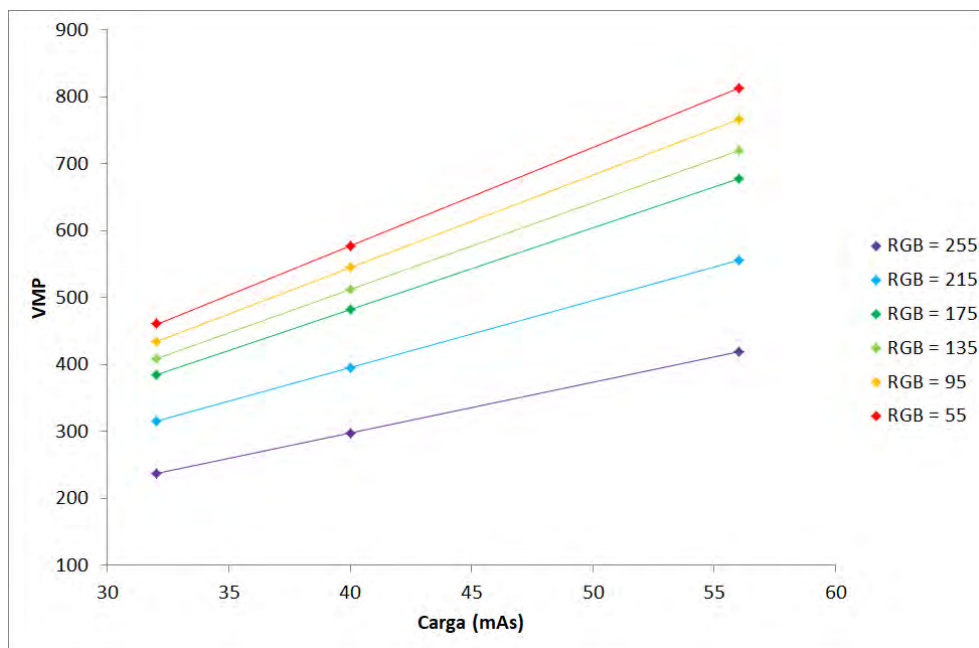


Imagen 51.- Radiografía del maniquí de calibración donde se observan las regiones utilizadas para evaluar el VMP.

En la Gráfica 6 se muestran los VMP en función de la carga obtenidas de las radiografías del maniquí de calibración obtenidas con haz de 25 kV, Mo/Mo. Esto fue la comprobación experimental de que el VMP tiene una dependencia lineal con la carga del tubo de rayos X.



Gráfica 6.- VMP en función de la carga mAs para un haz de 25 kV, Mo/Mo.

En la Tabla 10 se muestran los valores de los ajustes lineales que se realizaron del VMP en función del mAs. Se observó que el valor del coeficiente de determinación R^2 fue muy cercano a 1, lo cual indicó que el VMP en función del mAs tiene un comportamiento lineal.

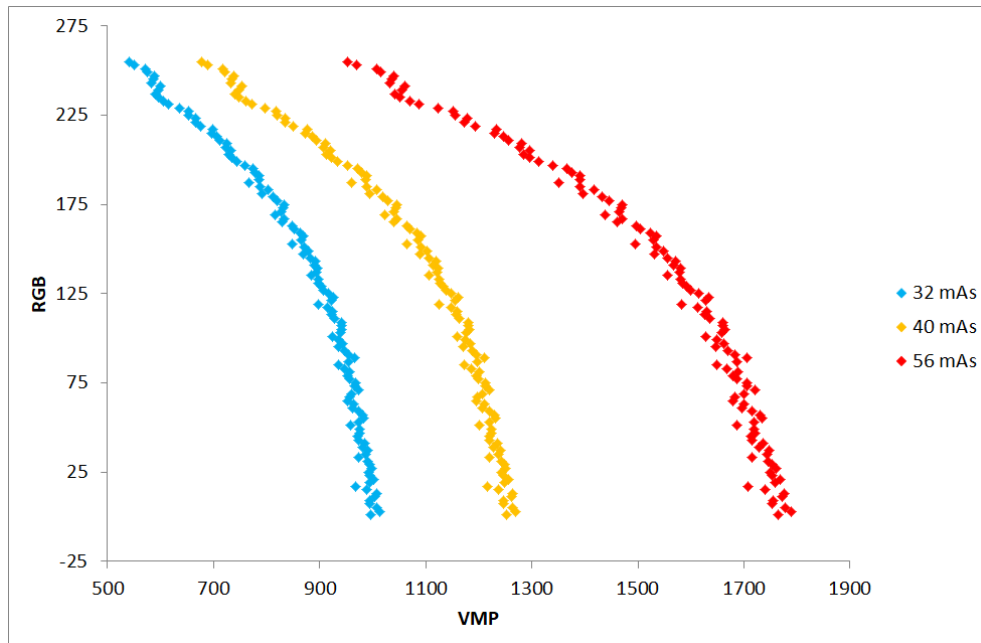
Tabla 10.- Parámetros del ajuste lineal del VMP en función del mAs.

Parámetros del ajuste lineal			
VMP = A + B(mAs)			
RGB	R^2	A	B (mAs ⁻¹)
255	0.99999	-5.1(0.7)	7.57(0.02)
215	0.99998	-5(1)	10.01(0.03)
175	0.99999	-7(1)	12.23(0.03)
135	1.0	-5.7(0.4)	12.95(0.01)
95	0.99999	-8(1)	13.84(0.03)
55	0.99999	-9(2)	14.67(0.04)

En la Gráfica 7 se muestra los valores de RGB asociados a la imagen digital del maniquí en función del VMP de la radiografía tomados con un voltaje nominal de 29 kV y una combinación blanco/filtro de Mo/Mo. En todos los voltajes nominales y combinaciones blanco/filtro se observó el mismo comportamiento que fue: para los valores de RGB altos el VMP fue bajo, este último aumentó conforme disminuyó el valor RGB. Un valor RGB alto implicó una mayor cantidad de tinta depositada en la hoja por lo que la atenuación del haz fue mayor por lo que el VMP fue bajo, del

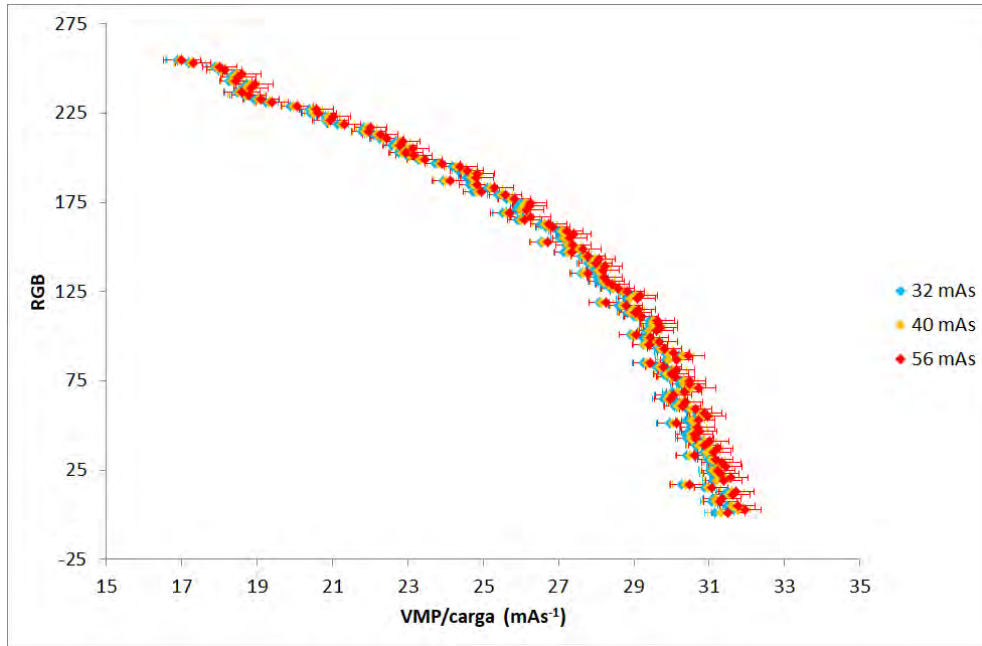
mismo modo, un valor RGB bajo implicó una menor cantidad de tinta depositada por lo que la atenuación del haz fue menor por lo que el VMP fue alto.

Para todos los voltajes se observó que los valores de RGB en función del VMP presentaron un patrón escalonado, este comportamiento pudo ser originado por la misma impresora en la forma que depositó tinta para la creación de cada uno de los cuadros del maniquí de calibración.



Gráfica 7.- Valores de RGB en función del VMP de las radiografías del maniquí de calibración tomados con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV, Mo/Mo, 32 mAs.

Como se comprobó experimentalmente que el VMP tiene una dependencia lineal con la carga, es posible eliminar esta dependencia. Para esto, se dividieron los VMP por la carga mAs con la que se adquirieron las imágenes; en la Gráfica 8 se presenta el RGB en función del VMP/carga correspondientes a los valores de VMP presentados en la Gráfica 7, el comportamiento observado fue el esperado, ya que todos los valores de VMP/carga son equivalentes entre sí, lo cual indicó que se eliminó la dependencia de la carga.



Gráfica 8.- Valores de RGB en función del VMP/carga de las radiografías del maniquí de calibración tomados con un voltaje nominal de 29 kV y una combinación blanco filtro de Mo/Mo.

El resultado anterior dio una ventaja sobre las calibraciones que se presentan a continuación, ya que permitió escribir una calibración del RGB en función del VMP/carga fijando voltaje nominal y combinación blanco/filtro independiente de la carga del tubo de rayos X. Se observó que el mejor ajuste a los puntos experimentales fue un polinomio de grado 3, en la Tabla 11 se presentan los parámetros de la curva de calibración realizada para la imagen del maniquí de calibración, mostrando su rango dinámico.

Tabla 11.- Parámetros de la calibración de RGB en función del VMP/carga.

Parámetros del ajuste polinomial				
$RGB = A + B \left(\frac{VMP}{mAs}\right) + C \left(\frac{VMP}{mAs}\right)^2 + D \left(\frac{VMP}{mAs}\right)^3$				
Blanco/Filtro	Mo/Mo			Mo/Rh
Voltaje nominal	25 kV	27 kV	29 kV	28 kV
RD	240	347	473	450
R ²	0.98483	0.98495	0.98538	0.97181
A	1433(159)	1689(184)	1998(211)	1858(323)
B	-345(44)	-275(33)	-232(26)	-220(41)
C	34(4)	18(2)	10(1)	10(2)
D	-1.1(0.1)	-0.39(0.04)	0.15(0.02)	-0.16(0.02)

Este resultado muestra que cualquier radiografía digital sin importar su rango dinámico puede modularse a través de la función de calibración apropiada, pero la desventaja de este método es que cualquier rango dinámico mayor que 256 es comprimido en un rango dinámico de este valor. Esta compresión del rango dinámico implica una pérdida de información de la imagen, por lo que las radiografías que se obtengan de cualquier maniquí elaborado con este método no

necesariamente van a poder tener una aplicación clínica. Por lo que esta es una limitación del método.

4.5 Elaboración del maniquí #1

La Imagen 52 a) muestra la radiografía de los objetos de plástico (imagen original) que fue seleccionada para probar una calibración y se identifican los distintos objetos que la componen, la Imagen 52 b) es la resultante de modular la imagen original con la función de calibración asociada con la siguiente técnica radiográfica que fue seleccionada: 29 kV, 32 mAs, Mo/Mo.

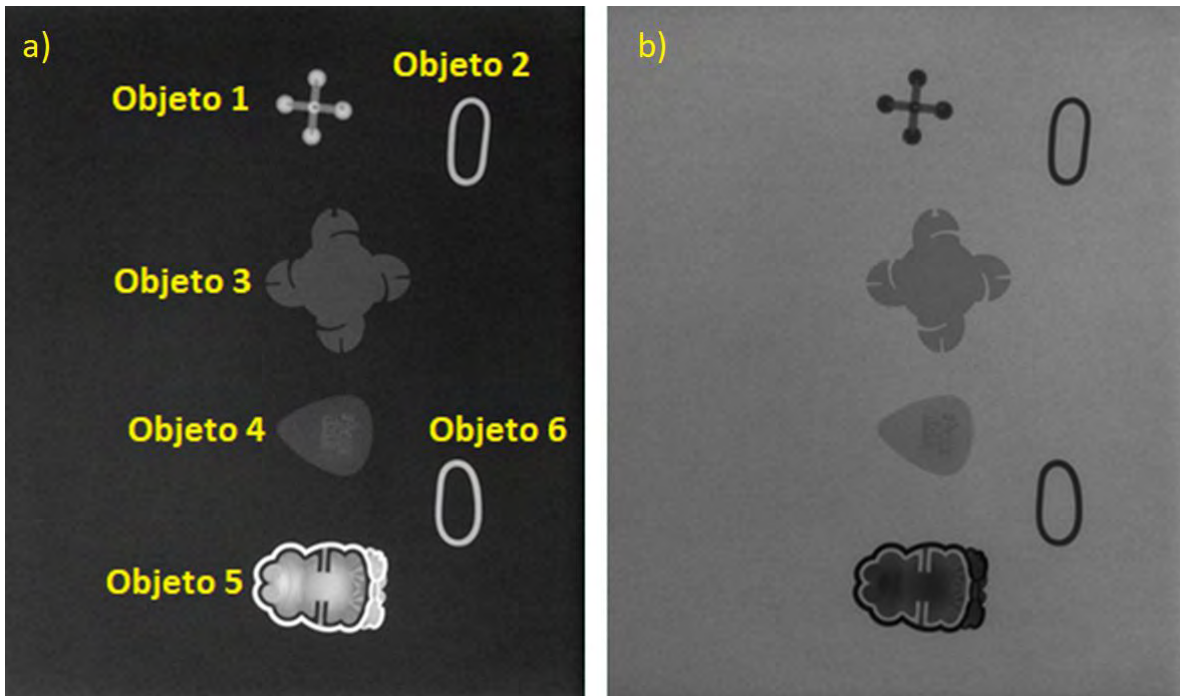


Imagen 52.- Ilustración del efecto de la modulación de una imagen: a) radiografía de los objetos de plástico donde se pueden identificar, b) resultado de la modulación de la imagen original utilizando una función de calibración asociada a la técnica radiográfica: 29 kV, 32 mAs, Mo/Mo.

En la Imagen 53 a) nuevamente se muestra la imagen original y se compara con la radiografía del maniquí #1 tomado con la técnica radiográfica seleccionada.

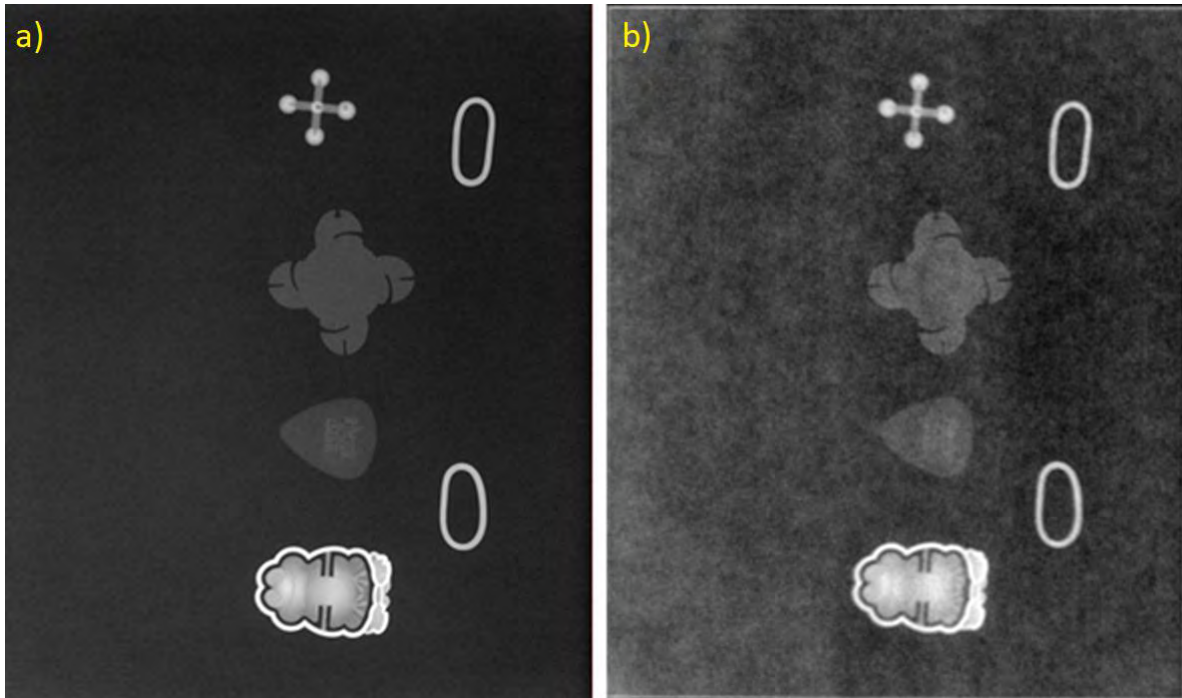


Imagen 53.- Comparación de a) la imagen original y b) la radiografía del maniquí #1 tomado con una técnica radiográfica: 29 kV, 32 mAs, Mo/Mo.

Las diferencias entre la imagen original y la radiografía tuvieron distintas causas. La primera fue un problema de alineación mismo que se observó en las radiografías del maniquí de calibración como se puede ver en la Imagen 54.

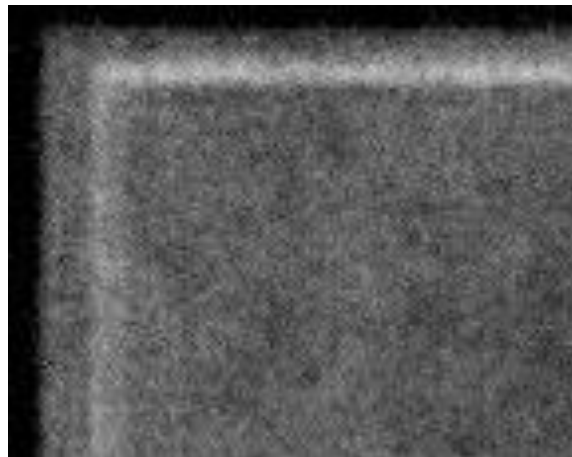


Imagen 54.- Ampliación del borde superior izquierdo de la radiografía del maniquí #1.

La imperfecta alineación de las hojas tuvo efectos adversos en la representación de los objetos de la radiografía, por ejemplo, en la Imagen 55 que es una ampliación del objeto 5, se observó que en la imagen original (Imagen 55 a) se pueden distinguir con claridad las diferentes partes que lo forman como son los ojos, la boca, los pies y los bordes que en el caso de la radiografía (Imagen 55 b) donde no se pueden distinguir. Esto indicó que se pierde nitidez y resolución espacial en la radiografía del maniquí.

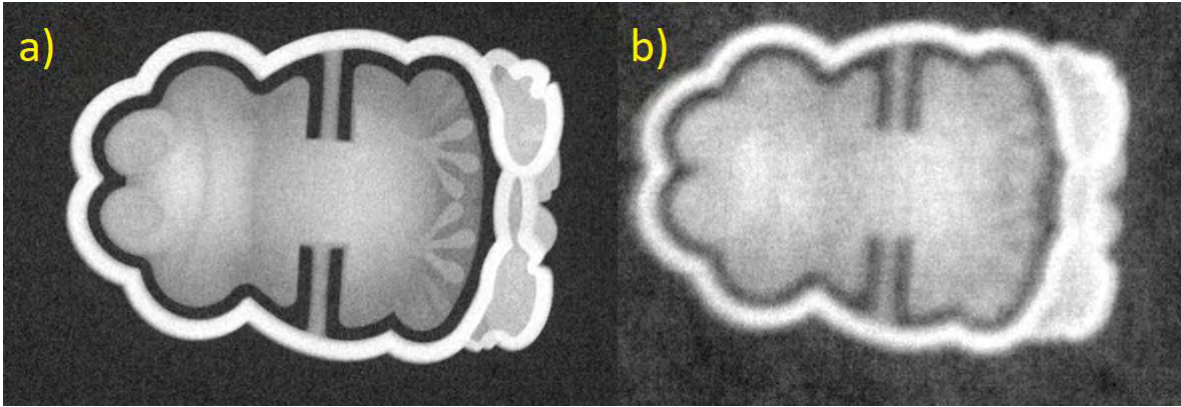


Imagen 55.- Ampliación del objeto 5 en a) la imagen original y b) la radiografía. Se observa que se pierde nitidez en la radiografía debido a la imperfecta alineación de las hojas.

En la Imagen 56 nuevamente se observa el efecto de la imperfecta alineación de las hojas en la representación del objeto 1 donde en la imagen original (Imagen 56 a) se distinguen los bordes y unas burbujas dentro del objeto que en la radiografía (Imagen 56 b) no se pueden distinguir.

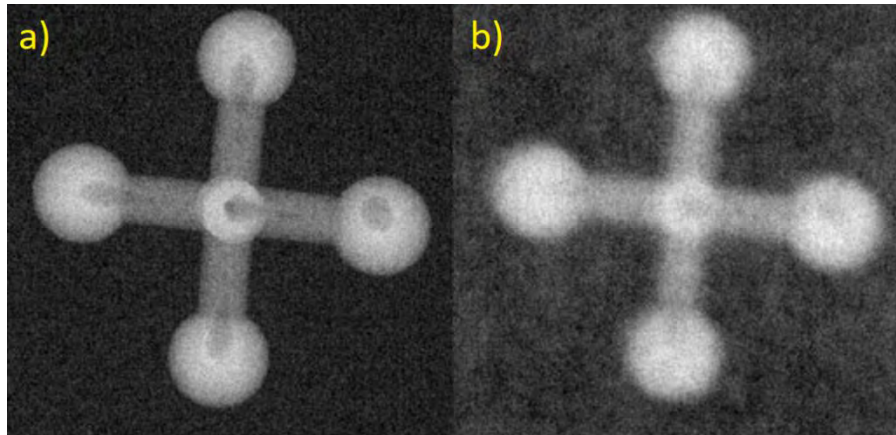


Imagen 56.- Ampliación del objeto 1 en a) la imagen original y b) la radiografía. Se observa que se pierde nitidez en la radiografía debido a la imperfecta alineación de las hojas.

El ruido en la radiografía fue mayor que en la imagen original. Este aumento del ruido tuvo distintas causas. Como se observó en la sección anterior, las hojas de papel bond no son homogéneas por lo que ahí se tuvo una fuente de ruido. No se sabe cómo es que la impresora depositó la tinta sobre el papel, pero de presentar variaciones se tendría otra fuente de ruido. Finalmente la imagen original fue una radiografía de objetos de plástico, por lo que esta misma tiene un ruido ($\sigma_{inicial}$), al modular la radiografía e imprimirla se está imprimiendo el mismo ruido que pasa a ser un ruido estructurado en el maniquí ($\sigma_{estructurado}$). De este modo el ruido en la radiografía del maniquí fue amplificado. Este ruido se escribir en términos del ruido de Poisson:

$$\sigma_{inicial}^2 = \sigma_{poisson}^2 \quad (33)$$

La ecuación (33) se refiere al ruido esperado de una radiografía, de tal modo que el ruido de una imagen del maniquí (σ_{final}) cumple:

$$\sigma_{final} = \sigma_{poisson}^2 + \sigma_{estructurado}^2 \quad (34)$$

El término de ruido estructurado en la ecuación (34) es equivalente al ruido de Poisson, por lo que se tiene:

$$\sigma_{final} \approx 2\sigma_{poisson}^2 \quad (35)$$

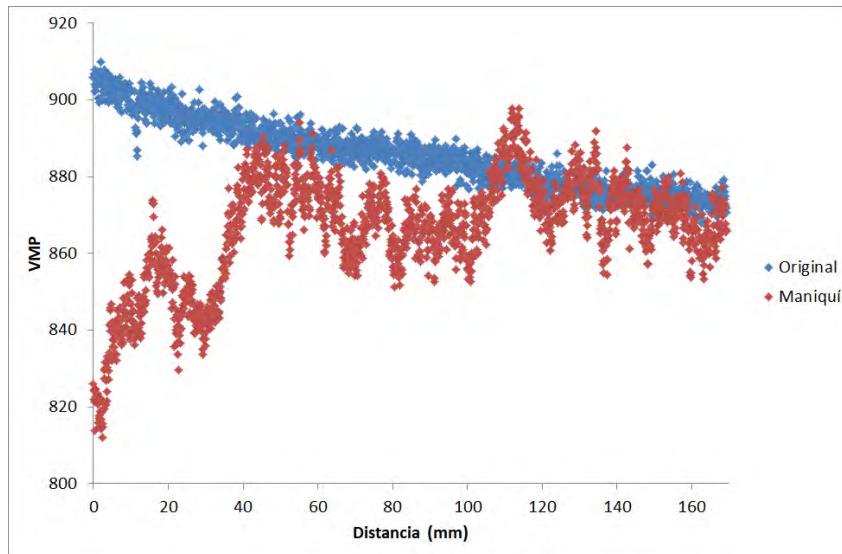
De este modo, la ecuación (35) da una estimación de la amplificación del ruido obtenido en una radiografía del maniquí. En la Tabla 12 se muestra la evaluación del ruido en los diferentes objetos de las imágenes original y radiográfica, se comprobó que el ruido fue amplificado y que hubo valores que están en concordancia con la ecuación 35. Como el ruido aumentó el CNR disminuyó, que fue el comportamiento esperado.

También se observa en la Tabla 12 el VMP de los distintos objetos en ambas imágenes. Estos valores fueron diferentes, una probable razón de esta diferencia puede ser un procesamiento adicional a la imagen al imprimir, ya que siempre que se imprime, en el monitor de la computadora dice *procesando*.

Tabla 12.- Valores del VMP, ruido y CNR de los diferentes objetos en las imágenes original y radiografía del maniquí.

VMP, CNR y ruido						
objeto	original			maniquí #1		
	VMP	ruido	CNR	VMP	ruido	CNR
1	713.0(0.9)	16.6	16.49(0.1)	681.0(0.9)	16.1	14.43(0.08)
2	727.8(0.4)	10.1	15.42(0.05)	725.8(0.7)	18.6	12.41(0.06)
3	850.2(0.1)	11.2	4.6(0.01)	823.7(0.1)	17.1	14.2(0.01)
4	855.4(0.1)	11.3	3.13(0.02)	823.4(0.2)	14.9	2.86(0.02)
5	690.4(0.2)	15.1	17.27(0.02)	660.6(0.3)	20.5	12.89(0.02)
6	706.3(0.3)	10	16.86(0.05)	706.9(0.7)	21.7	10.87(0.06)

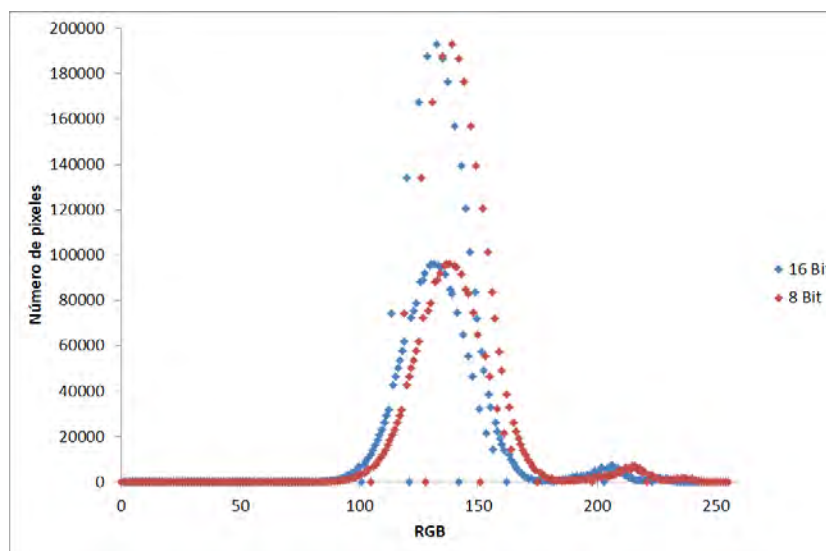
El análisis de perfil de gris (Gráfica 9) que se hizo a las imágenes mostró lo siguiente: para la imagen original el VMP mostró un comportamiento decreciente en la dirección donde se realizó el perfil mientras que para la radiografía fue irregular donde se observaron picos a lo largo del perfil.



Gráfica 9.- Perfiles de gris realizados a la imagen original y la radiografía.

Como se encontraron diferencias en las imágenes original y radiográfica se planteó que la posible causa de esto fue el procesamiento de la imagen por la impresora y/o computadora que se indica en el monitor al momento de imprimir. Las imágenes que se imprimieron son de 16 bits pero la impresora mostro que imprime a 8 bits y aunque los niveles de gris de la imagen estuvieran contenidos en el intervalo de $[0, 255]$, no se tuvo certeza si la impresora y/o computadora hicieran el procesamiento indicado debido a que la imagen fue de 16 bits.

De la imagen original se obtuvo su histograma donde se encontró que su rango dinámico fue de 245, pero al transformar la imagen de 16 bits a 8 bits se encontró que su rango dinámico fue de 256, por lo que su histograma cambió en esta representación de tal modo que distribuyó los niveles de gris en todo el intervalo de $[0, 255]$ para llenar los espacios vacíos. Este cambio se puede apreciar en la Gráfica 10.



Gráfica 10.- Histogramas de la imagen original que se moduló con la función de calibración en su presentación de 16 y 8 bits. Se aprecia la diferencia entre ambas representaciones.

La Imagen 57 se hizo para estimar el efecto del reajuste del histograma a través de un cociente del valor de pixel a 8 bits (m_1) y 16 bits (m_2), dependiendo del valor del cociente es el color que se le asignó y su significado es el siguiente:

- $m_1/m_2 < 1$ se redujo el valor de pixel.
- $m_1/m_2 = 1$ no se realizó cambio.
- $m_1/m_2 > 1$ se aumentó el valor de pixel.

Se pudo observar en la Imagen 57 que hubo regiones que aumentaron y disminuyeron el valor de pixel debido al reajuste del rango dinámico.

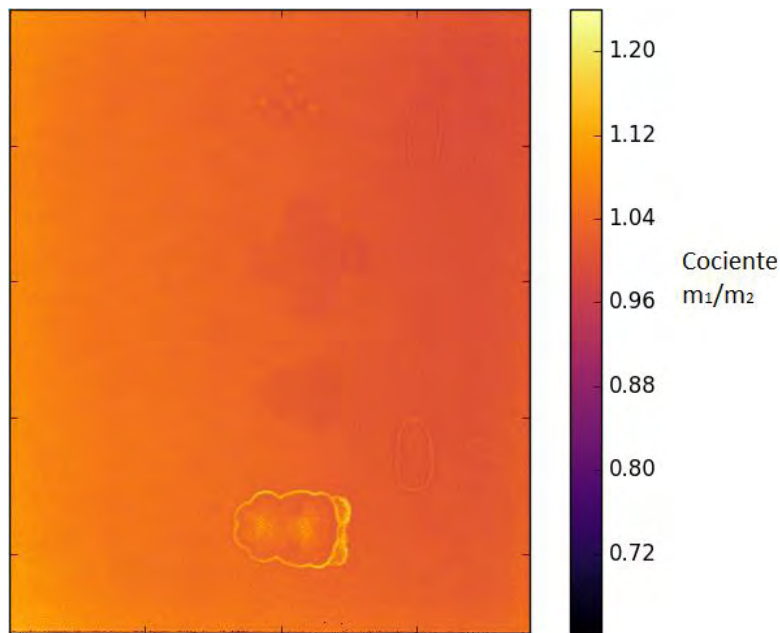
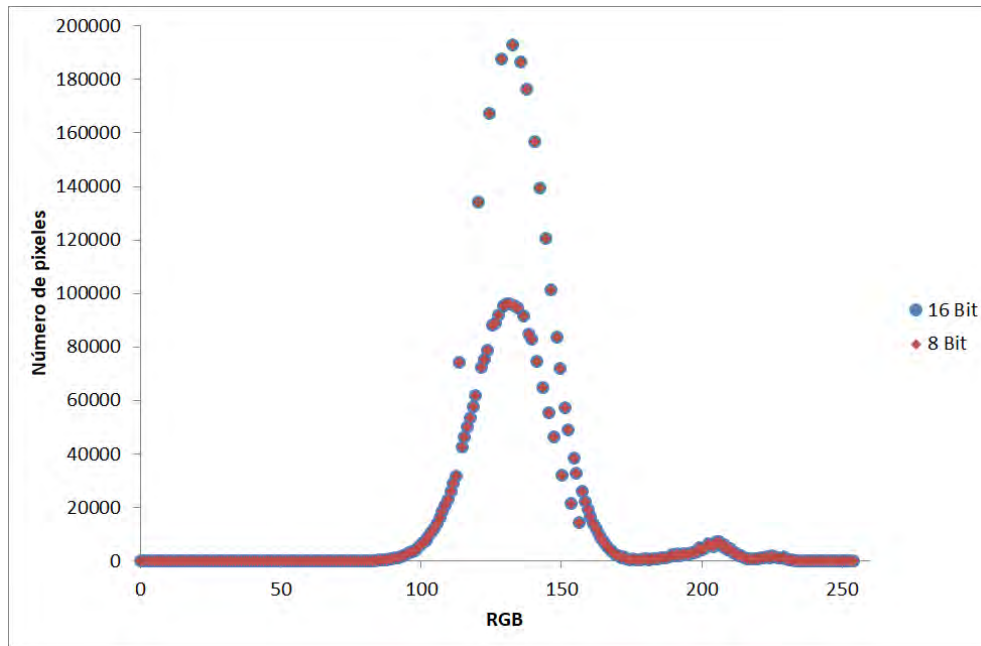


Imagen 57.- Prueba realizada para estimar el efecto del reajuste de la computadora y/o impresora realizado a la imagen. Se observan las regiones donde se disminuyó el valor de pixel con tonos morados y donde aumentó con tonos amarillos claros.

Como el resultado anterior mostró que el reajuste fuerza al rango dinámico a ocupar todo el intervalo de $[0, 255]$ se propuso modificar dos pixeles de tal forma que uno tuviera el valor 0 y otro el valor 255 de este modo ya fuerza al rango dinámico a ocupar el intervalo mencionado, por lo que el ajuste en principio ya no modificaría la imagen, para probar esto, se modificó la imagen como se describió y se obtuvieron los histogramas de su representación a 8 y 16 bits (ver Gráfica 11) y se observó que los histogramas coincidieron, por lo que se determinó que a todas las imágenes se les realizaría este cambio.



Gráfica 11.- Histogramas de la imagen modulada corregida.

4.6 Elaboración del maniquí #2

Después de la impresión del maniquí #1 los cabezales de la impresora llegaron al final de su vida útil por lo que tuvieron que ser reemplazados, para evaluar el efecto de este reemplazo se elaboró el maniquí #2. Este incorporó nuevamente una escala de gris (Imagen 58→1) para verificar, o en su caso, modificar las calibraciones existentes. En caso de que la calibración no fuera modificada, se agregaron las regiones correspondientes de los objetos 3, 5 y 6 (Imagen 58→2) para probar la modulación. Las barras con un tono de gris homogéneo (Imagen 58→3) y una región del fondo (Imagen 58→4) se añadieron para evaluar la homogeneidad de la tinta sobre el papel y la representación del fondo para determinar la causa de los picos observados en el perfil de gris del maniquí #1.

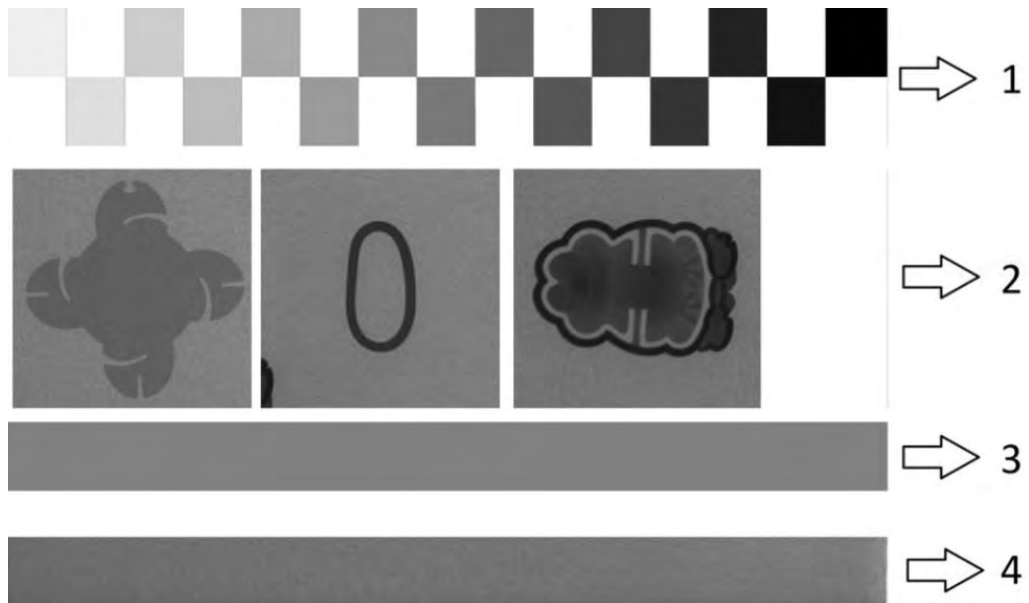


Imagen 58.- Nueva imagen diseñada para evaluar el efecto del cambio de cabezales de la impresora. Se señalan las regiones que se incorporaron.

La Imagen 59 es la radiografía del maniquí #2 tomadas con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV; Mo/Mo; 32 mAs.

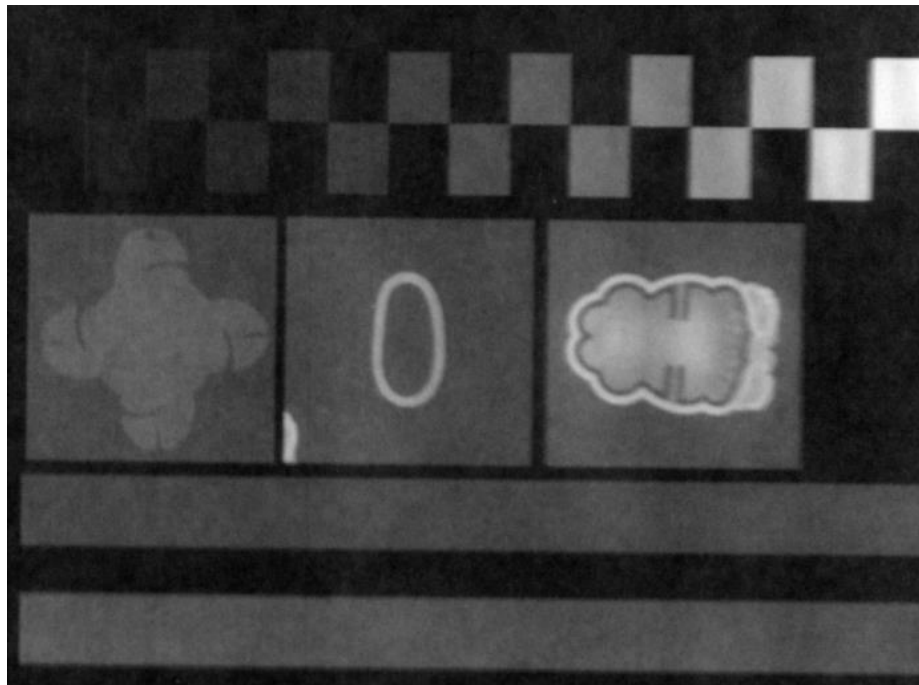
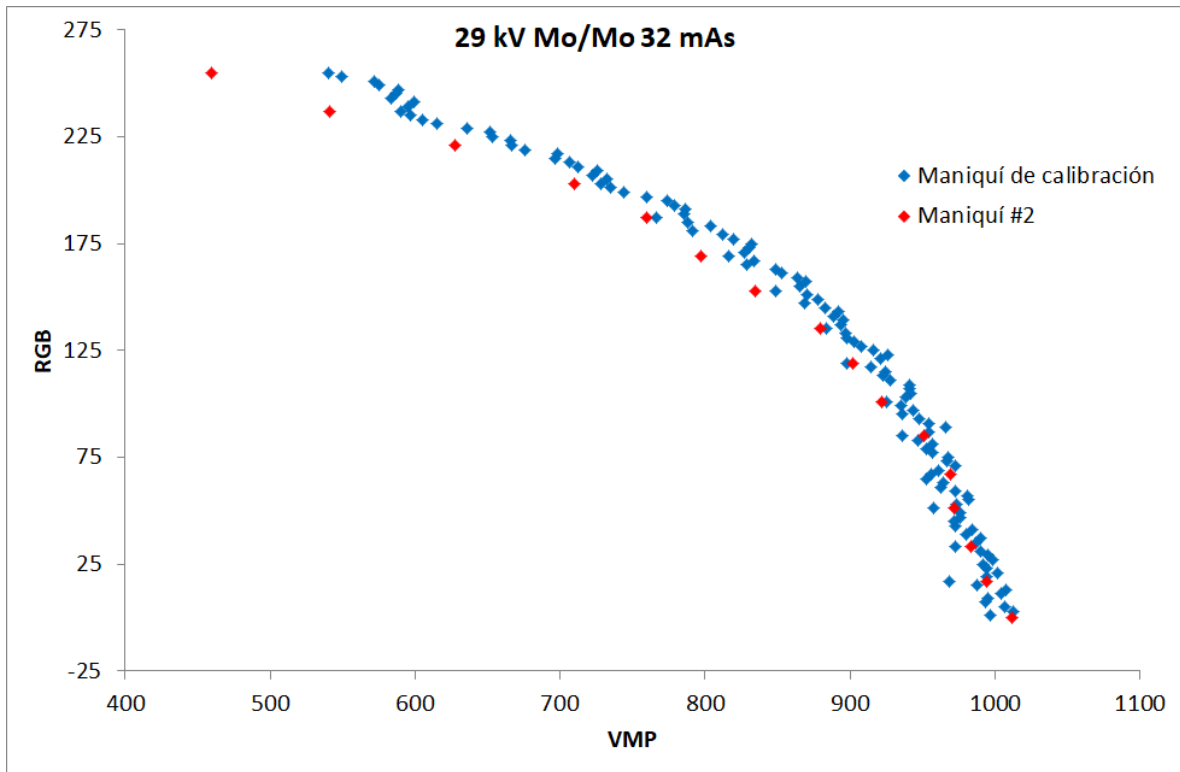


Imagen 59.- Imagen radiográfica del maniquí #2.

En la Gráfica 12 se comparan los valores de RGB en función del VMP de las radiografías del maniquí #2 y de calibración obtenidos con la siguiente técnica radiográfica: 25 kV; Mo/Mo; 32 mAs.



Gráfica 12.- Gráfica de los valores de RGB en función del VMP de las radiografías del maniquí #2 y de calibración obtenidas con la siguiente técnica radiográfica: 25 kV; Mo/Mo; 32 mAs. Se observa que las diferencias de VMP se encuentran principalmente en los valores de RGB altos

Se observó en la radiografía del maniquí #2 que para valores de RGB altos hubo una disminución del VMP. Probablemente este es el efecto de remplazar el cabezal, ya que este depositó más tinta que el cabezal viejo, esto a su vez fue una ventaja ya que incrementó el rango dinámico de la calibración y redujo en 2 minutos el tiempo de impresión de una hoja del maniquí que era aproximadamente de 6 minutos.

Otra posible explicación del cambio del VMP pudo ser que la tinta no fuera reproducible debido a que el medio de contraste se obtuvo recolectándolo de residuos o el método de fabricación no lo permite. De ser así, se necesitaría fabricar suficiente tinta radiopaca para fabricar un maniquí de calibración que permita caracterizarla y obtener la función de calibración correcta para modular las imágenes.

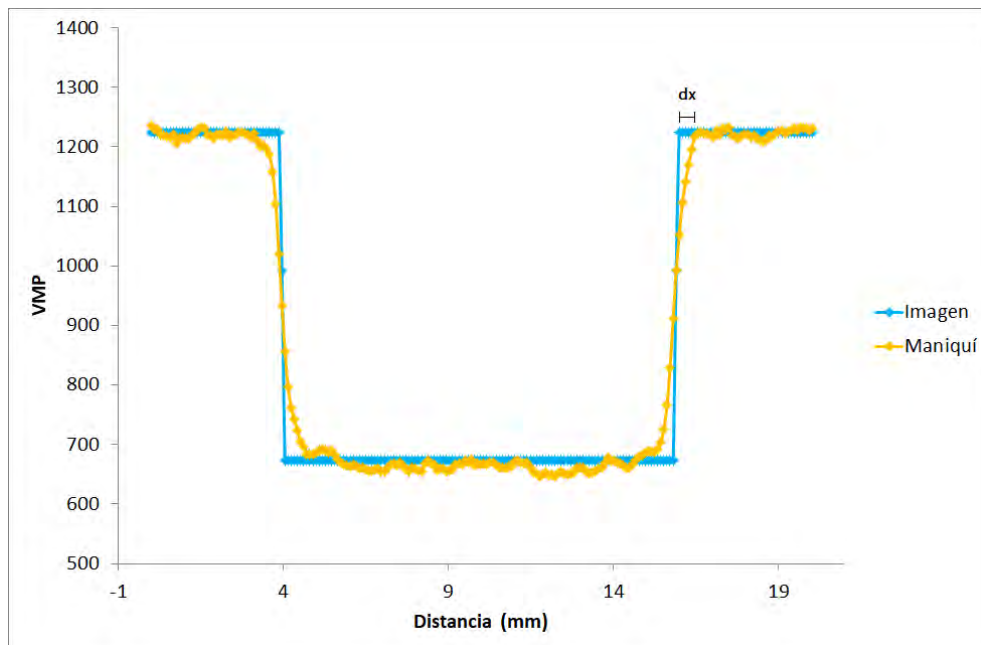
Estos resultados indicaron dos cosas: al cambiar el cabezal se tiene una impresora que es equivalente a una nueva, por lo que el método se puede optimizar reduciendo el tiempo de fabricación de los maniqués y un aumento del rango dinámico utilizando una impresora nueva; si la causa fuera que no es reproducible la tinta, se tiene que caracterizar cada vez que fabrique una a través de un maniquí calibración, esto representa una dificultad ya que se desgastarían los cabezales y se tendría menos tiempo para fabricar otros maniqués ya que la tinta debía ser utilizada el mismo día de su fabricación.

Realizando un ajuste cúbico a los datos se obtienen los siguientes parámetros mostrados en la Tabla 13. Se observó que la R^2 y el rango dinámico aumentaron para el maniquí #2.

Tabla 13.- Parámetros de la calibración de RGB en función del VMP/carga.

Parámetros del ajuste polinomial				
$RGB = A + B \left(\frac{VMP}{mAs}\right) + C \left(\frac{VMP}{mAs}\right)^2 + D \left(\frac{VMP}{mAs}\right)^3$				
Blanco/Filtro	Mo/Mo			Mo/Rh
Voltaje nominal	25 kV	27 kV	29 kV	28 kV
RD	277	400	543	522
R^2	0.99498	0.99359	0.99327	0.99412
A	758(118)	882(158)	968(181)	1062(191)
B	-161(36)	-131(31)	-104(25)	-119(27)
C	17(3)	9(2)	5(1)	6(1)
D	-0.6(0.1)	-0.22(0.04)	-0.08(0.02)	-0.10(0.02)

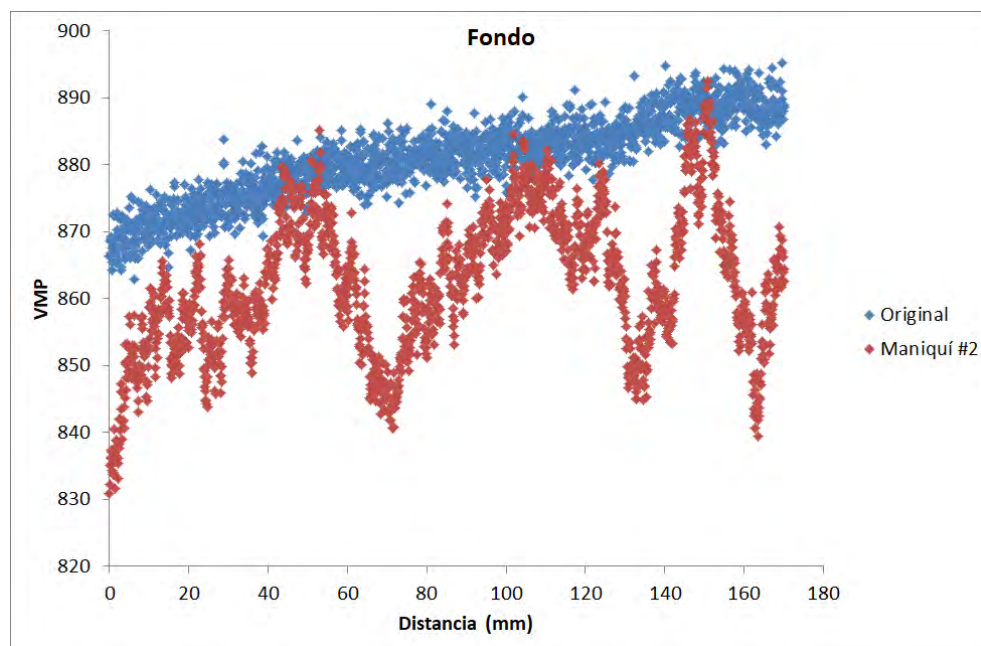
La prueba que se realizó para determinar el efecto de la imperfecta alineación de las hojas del maniquí sobre la radiografía mostró que hubo un desvanecimiento de los contornos de los objetos. Esto se puede ver en Gráfica 13 que corresponde a los VMP de un cuadro de la escala de grises. Horizontalmente se encontró que este desvanecimiento fue $dx = 0.3(0.2)$ mm mientras que verticalmente fue $dy = 0.3(0.1)$ mm y correspondió a 3 pixeles de la radiografía. A pesar de esto los objetos no fueron deformados, es decir, no aumentaron o disminuyeron su tamaño entre la imagen original y la radiografía.



Gráfica 13.- Comparación del VMP de un cuadro de la escala de grises de las imágenes impresa y del maniquí. Se muestra la diferencia obtenida como dx.

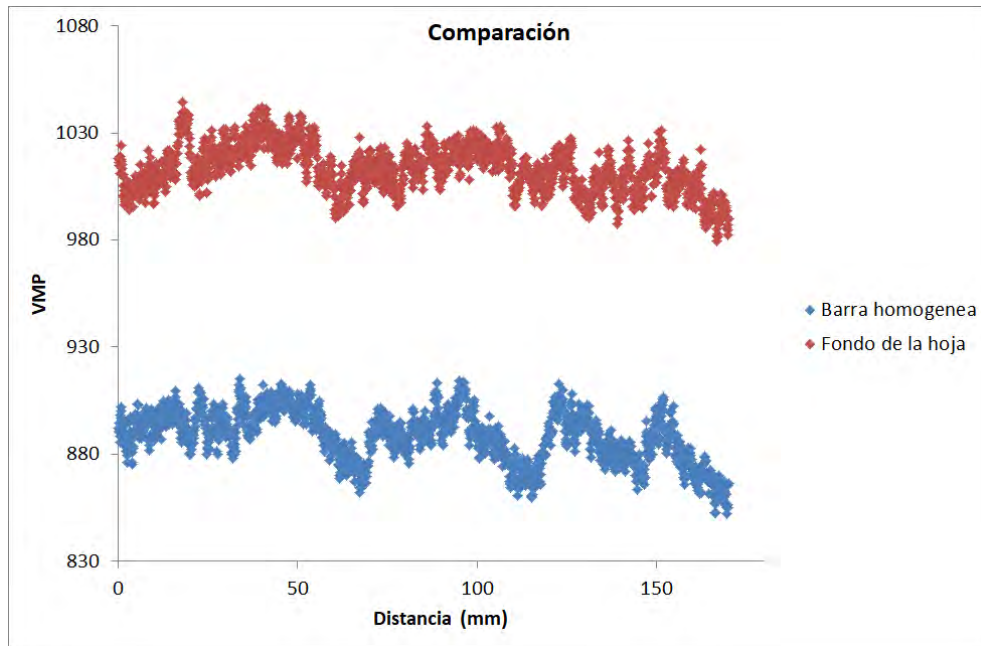
Por otro lado, estos resultados indicaron que debido a la imperfecta alineación de las hojas no se puede utilizar el maniquí para evaluar resolución espacial del mastógrafo, además de que la imagen original fue una radiografía tomada con el mismo, de modo que se utilizaría una herramienta con una resolución espacial menor a la del mastógrafo. Tampoco se pueden representar claramente microcalcificaciones mamarias que son de interés clínico, por ejemplo, microcalcificaciones finas pleomórficas también llamadas de piedra molida y que tienen una alta probabilidad de malignidad, ya que son menores a 0.5 mm [38].

En la Gráfica 14 se representan los perfiles de gris correspondientes a las regiones de fondo de la imagen original y la radiografía del maniquí #2. Se observó que el fondo no fue representado correctamente por el maniquí #2; además el perfil de gris tiene una estructura en forma de picos.



Gráfica 14.- Perfil de gris correspondiente a la región del fondo de la imagen original y la radiografía del maniquí #2. Se observa que los perfiles de gris no son similares.

En la Gráfica 15 se muestran los perfiles de gris de las regiones homogéneas con tinta y sin tinta del maniquí #2. Como fue esperado, el perfil de gris correspondiente a la región con tinta fue menor que la región sin tinta, pero en ambos perfiles se observó la estructura de picos similar a la observada en la Gráfica 14. El promedio del cociente del VMP de las regiones sin tinta y con tinta fue de 1.14(0.01) lo cual indicó que la presencia de los picos fue debida a las hojas con las que se fabricó el maniquí. Esto indicó que las hojas no son homogéneas y como consecuencia van a contribuir con un ruido estructurado en las radiografías de los maniqués.



Gráfica 15.- Perfil de grises correspondiente a la región con tinta y sin tinta del maniquí #2. Se observa que en ambos perfiles se tiene la presencia de picos debido a que las hojas no son homogéneas.

4.7 Elaboración del maniquí #3

En la Imagen 60 se muestra la mamografía de referencia y la radiografía del maniquí #3 tomada con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV, Mo/Mo, 32 mAs. Se observó que la radiografía del maniquí fue similar a la mamografía pero no son iguales por los siguientes motivos: la imperfecta alineación de las hojas disminuyó la resolución espacial del maniquí por lo que la radiografía (Imagen 60 b) no se ve nítida; la mamografía tuvo un rango dinámico de 1792, pero al modularse se comprimió a uno de 256 de tal forma que se tuvo una pérdida de información que con la radiografía no se pudo recuperar.

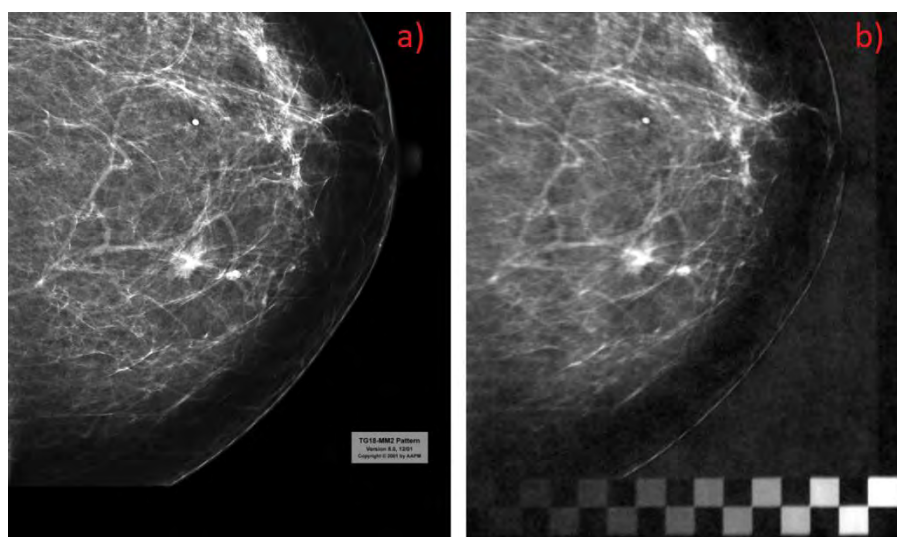
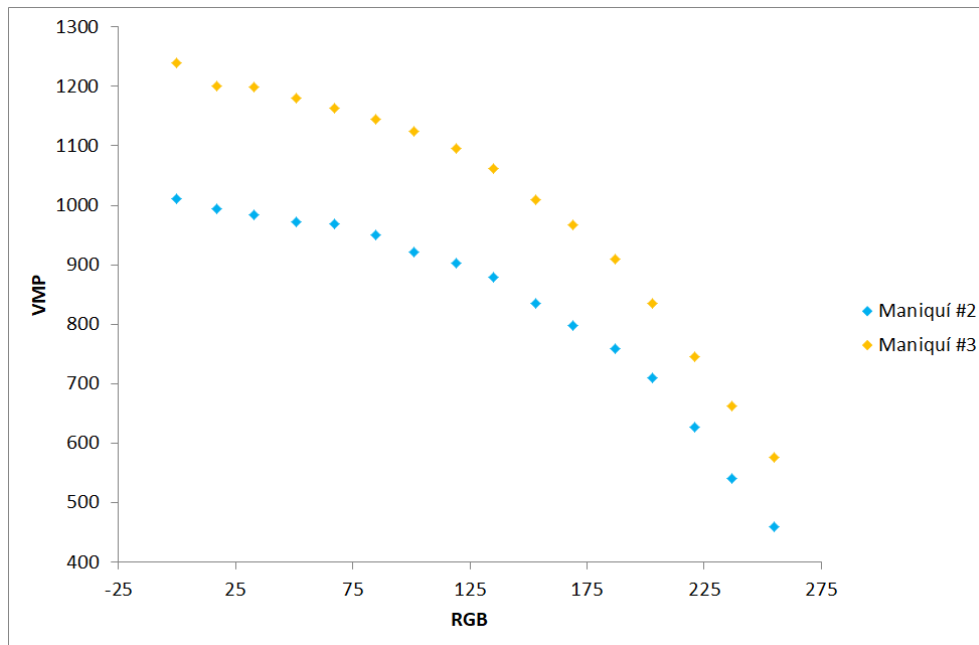


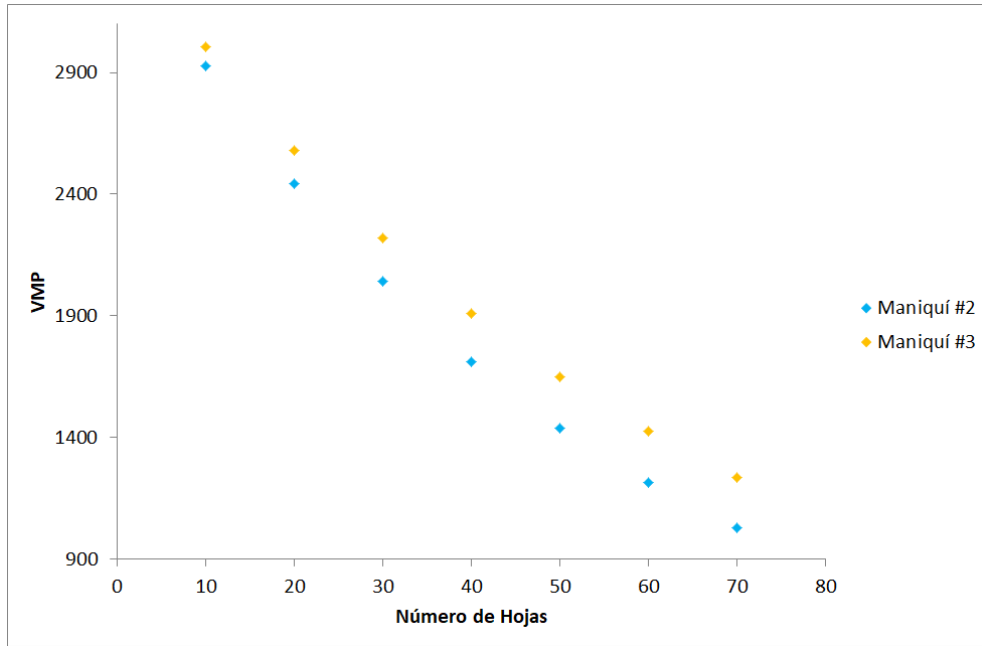
Imagen 60.- Comparación entre a) mamografía de referencia y b) la radiografía del maniquí #3 donde se observa la región con distintos tonos de gris utilizada para evaluar la reproducibilidad de la tinta. La radiografía se tomó con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV, Mo/Mo, 32 mAs.

En la Gráfica 16 se muestra la comparación del VMP de los cuadros de calibración de las radiografías de los maniquí #2 y #3. Se observó que los VMP del maniquí #3 fueron más altos que los del maniquí #2. Este resultado no fue el esperado ya que en las regiones donde no se depositó tinta (RGB = 0) el VMP debía ser el mismo ya que los maniquís se fabricaron siguiendo el mismo procedimiento y las radiografías se adquirieron con la misma técnica radiográfica. La explicación de este cambio fue que con el maniquí #2 se utilizó un paquete de hojas distinto al del maniquí #3. Estos paquetes fueron de la misma marca y las mismas características. Por tanto, este resultado mostró que entre paquetes de hojas sin importar que se conserve la marca y las características hay variaciones de las hojas, por lo que cambiar un paquete de hojas por otro requiere volver a hacer un maniquí de calibración.



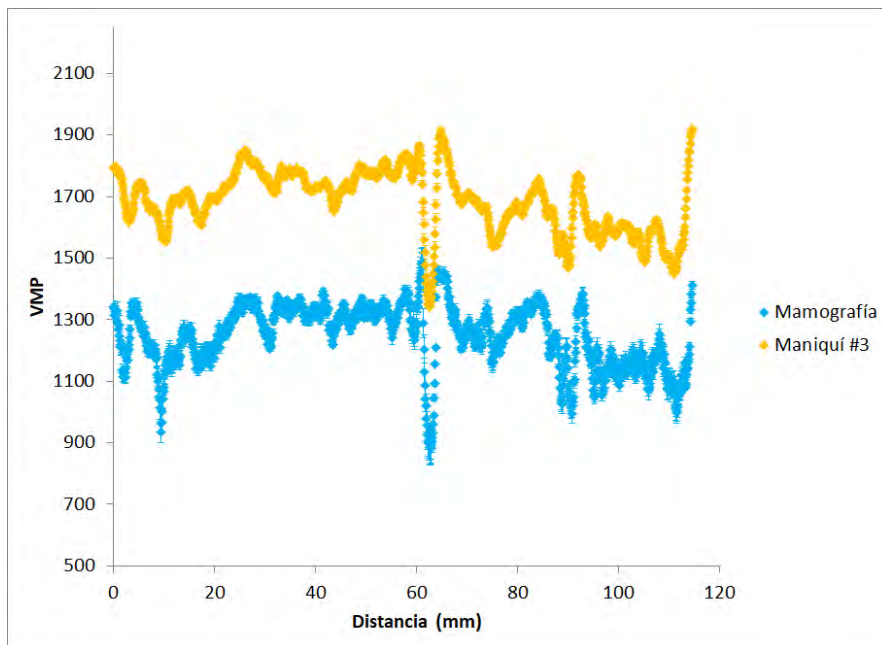
Gráfica 16.- Comparación de los VMP de la región de cuadros de calibración de las radiografías del maniquí #2 y #3.

Para verificar que esta suposición fue correcta se tomaron las imágenes de regiones de las hojas con las que se fabricaron ambos maniquís donde no fue depositada tinta y se evaluó el VMP, la Gráfica 17 muestra los resultados donde se observó que hay una diferencia del VMP entre ambas hojas, esto indicó que las propiedades de atenuación de las hojas entre un paquete y otro son distintas a pesar de que pertenezcan a la misma marca y tengan las mismas características.



Gráfica 17.- Comparación de los VMP de la región sin tinta de las hojas utilizadas en la fabricación de los maniqués #2 y #3.

En la Gráfica 18 se comparan perfiles de gris obtenidos de la mamografía y la radiografía del maniquí #3 de la región que se muestra en la Imagen 61. En todos los perfiles horizontales y verticales que se evaluaron, se observaron resultados similares: el VMP del perfil de la radiografía del maniquí #3 fue en promedio 1.35(0.07) veces el VMP de la mamografía. Este resultado fue consistente con el resultado anterior. A pesar de que las imágenes no son iguales por lo descrito anteriormente se observó que el perfil de gris si es similar, el factor de mérito que se obtuvo dio un valor de 24.2%.



Gráfica 18.- Perfiles de gris de las imágenes de la mamografía y del maniquí #3.

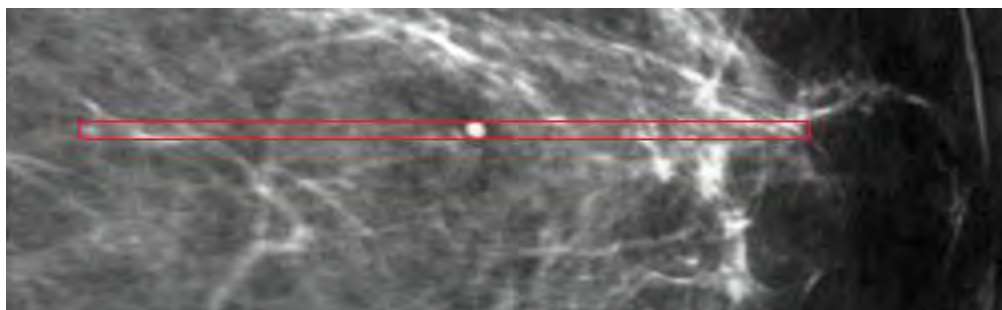
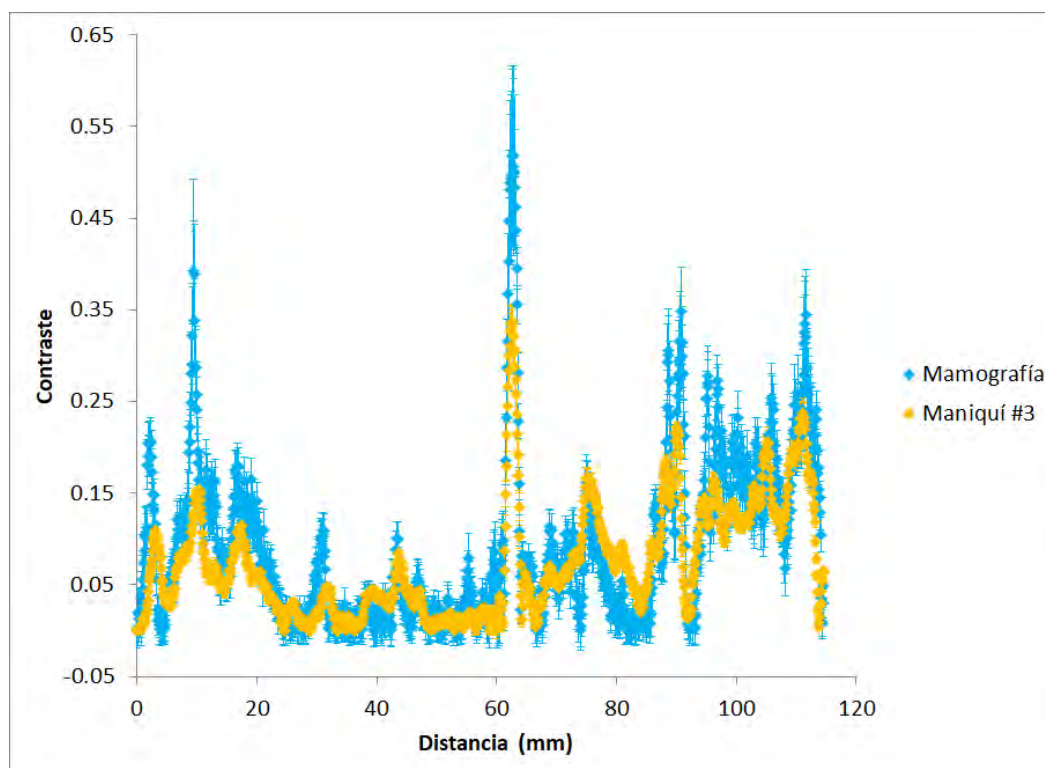


Imagen 61.- Región de la radiografía del maniquí #3 donde se muestra una región utilizada para evaluar el perfil de gris. Esta misma región se analizó en la mamografía.

En la Gráfica 19 se muestra el perfil de contraste analizado a partir del perfil de gris de la Gráfica 18; se observó que ambos perfiles de contraste tienen la misma estructura, pero no son iguales. Este resultado fue el esperado ya que la radiografía del maniquí tiene mayor ruido debido al ruido estructurado de la mamografía y probablemente sea el resultado de la pérdida de información al modular la imagen. También contribuyó el ruido estructurado debido a las hojas de papel.



Gráfica 19.- Comparación del perfil de contraste de la mamografía y la radiografía del maniquí #3.

4.8 Elaboración del maniquí #4

En la Imagen 62 a) se muestra la región de la mamografía utilizada para fabricar el maniquí #4 y la radiografía de este (Imagen 62 b) tomada con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV, Mo/Mo, 32 mAs. Se observa la región de cuadros de calibración utilizada para determinar la reproducibilidad de la tinta.

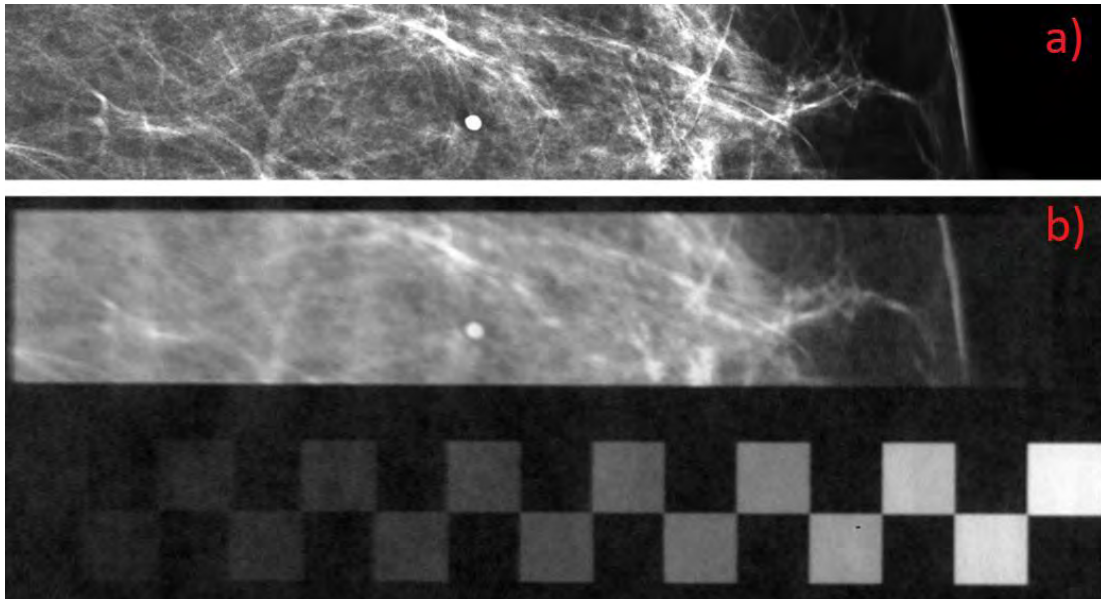
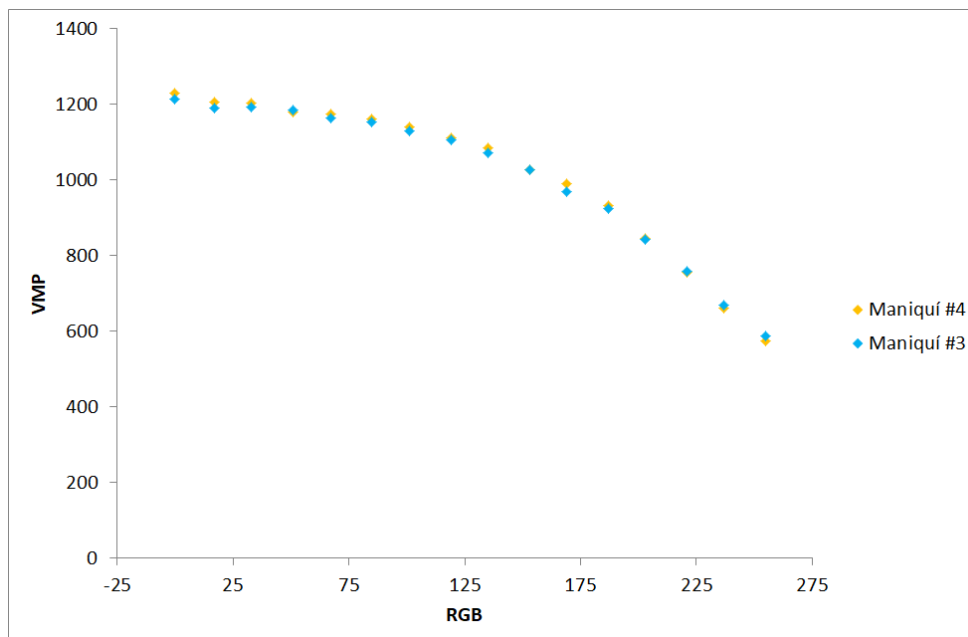


Imagen 62.- Comparación entre a) mamografía de referencia y b) la radiografía del maniquí #3 donde se observa la región con distintos tonos de gris utilizada para evaluar la reproducibilidad de la tinta. La radiografía se tomó con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV, Mo/Mo, 32 mAs.

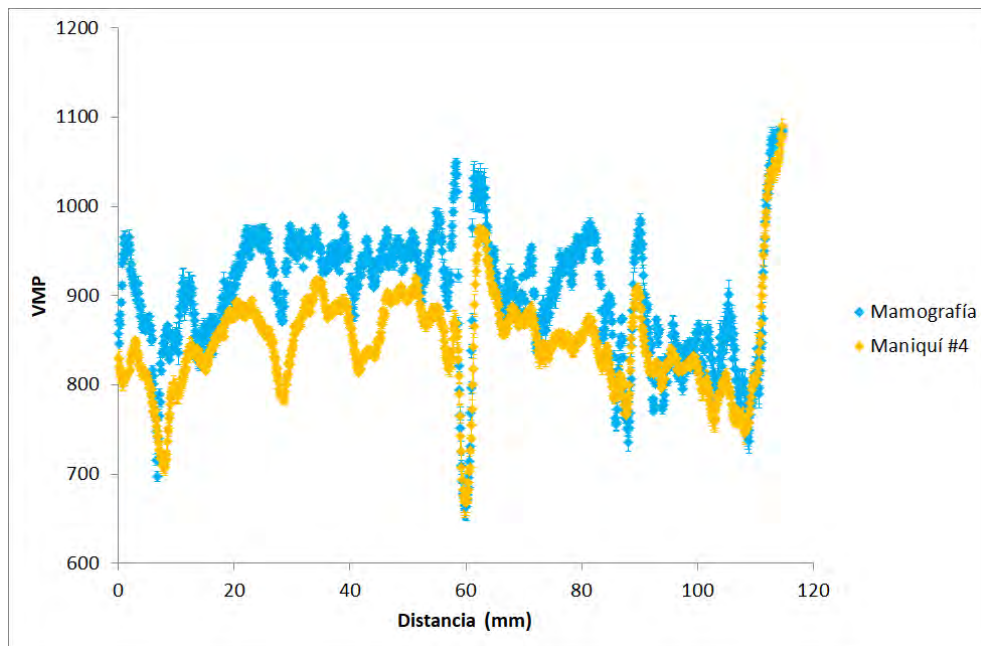
En la Gráfica 20 se muestran los VMP de los cuadros de calibración de las radiografías de los maniqués #3 y #4. En la elaboración de estos maniqués se utilizaron hojas del mismo paquete. Se observó que los VMP fueron equivalentes; esto indicó que la tinta radiopaca es reproducible y que la diferencia observada en la sección 4.7 fue debida al cambio de paquete de hojas. Este resultado indicó que no es necesario realizar una caracterización de cada tinta fabricada, lo que permite la elaboración del maniqué en menos de un día, ya que pasado este tiempo la tinta se hace viscosa y no se puede utilizar.



Gráfica 20.- Comparación de los VMP de los cuadros de calibración de las radiografías de los maniqués #3 y #4 tomadas con la siguiente técnica radiográfica: 29 kV, Mo/Mo, 32 mAs.

Por otro lado, este resultado indicó que con este método se puede reciclar el medio de contraste ya que no influye que este sea recolectado de distintos frascos de diferentes lotes y antigüedades, lo que permite ahorrar el costo de un frasco nuevo de Ultravist® 300 de 50 ml que en el mercado tiene un precio de \$730.00 [39].

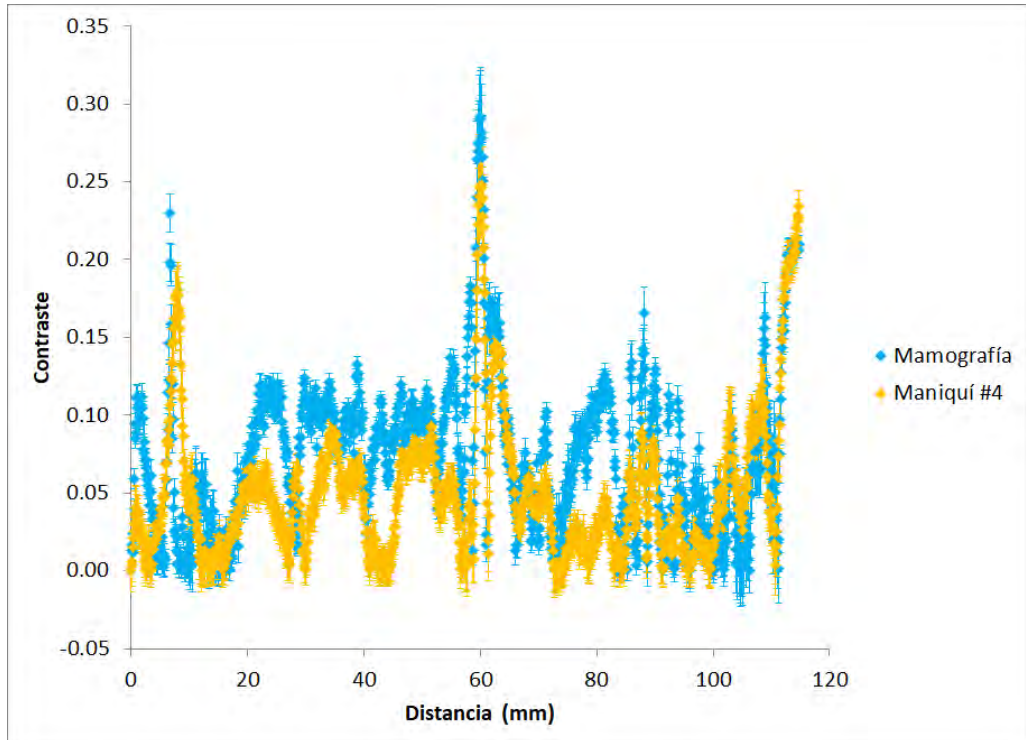
En la Gráfica 21 se presenta la comparación de los perfiles de gris de la radiografía del maniquí #4 y la mamografía. Se observó que ambos perfiles fueron más similares que los del maniquí #3, esto indicó que la calibración funcionó para reproducir estos valores de pixel lo que a su vez indicó que la calibración permitió elaborar un maniquí del cual, al tomarle una radiografía esta fue similar a la mamografía.



Gráfica 21.- Perfiles de gris de las imágenes de la mamografía y del maniquí #4.

Las diferencias observadas en los perfiles de gris fueron por el mayor ruido debido al ruido estructurado de la mamografía y pérdida de información al modular la imagen, además de la contribución del ruido estructurado del papel. El factor de mérito que se obtuvo fue de 12.5%, que fue menor que el correspondiente del maniquí #3 (24.2%), lo que indicó que para optimizar el método se deben utilizar hojas de un mismo paquete.

En la Gráfica 22 se muestra la comparación de los perfiles de contraste, nuevamente se observó que ambos perfiles de contraste tienen una estructura similar y que las diferencias se deben al ruido estructurado de la mamografía y papel además de la pérdida de información de la imagen al modularse.



Gráfica 22.- Comparación del contraste del perfil de gris de la mamografía y del maniquí #4.

Capítulo 5: Conclusiones

Se crearon maniquís utilizando tinta radiopaca y una impresora de inyección de tinta para ser utilizados con un mastógrafo Senographe 2000D. Las imágenes obtenidas de los maniquís fueron similares a las imágenes utilizadas como referencia en términos de perfiles de gris, visualmente y a través de sus factores de mérito.

Las imágenes no fueron iguales debido a las siguientes limitaciones: dificultad para la alineación correcta de las hojas que forman el maniquí; debido a la mala alineación se obtiene una pérdida de la resolución espacial del maniquí; alto ruido en las imágenes debido al papel utilizado y el ruido estructurado de las radiografías empleadas para fabricar los maniquís.

5.1 Trabajo a futuro

Los autores del trabajo *Rapid generation of structured physical phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis* [6], que sirvió como motivación de esta tesis, continuaron con el mejoramiento de su método propuesto. Estos autores crearon un maniquí utilizando papel pergamino Baking Parchment Paper y tinta radiopaca dopada con 350 mg/mL iohexol, sus resultados mostraron que con estos materiales los coeficientes lineales de atenuación del pergamino y pergamino con tinta son equivalentes a los coeficientes lineales de atenuación del tejido graso y glandular respectivamente, además, la imagen del maniquí es similar a la imagen utilizada para su fabricación, esta similitud se evaluó a través del índice de similitud estructural cuyo valor fue de 0.90 (un valor de 1 significa que las imágenes son iguales). Estos resultados se publicaron en la revista *Medical Physics* Número 44 volumen 2 [40]. La continuación de este trabajo implementó la fabricación de estructuras impresas en 3D que simuló una sección de una mama y que sirvió para contener hojas del maniquí impreso con objetos de interés, además de una calibración del nivel de gris impreso en función del coeficiente lineal de atenuación. Los autores reconocen que su método propuesto es una alternativa para obtener maniqués estructurados de bajo costo y rápida fabricación [41]. Por lo que esto muestra el interés que existe en la implementación y optimización de métodos de fabricación de maniqués con una impresora de inyección de tinta.

Debido a esto, para optimizar este trabajo se proponen los siguientes objetivos:

- Implementar un método para corregir la imperfecta alineación de las hojas para aumentar la resolución espacial del maniquí y poder representar distintas microcalcificaciones mamarias de interés clínico.
- Evaluar distintos sustratos que pueden ser utilizados para la impresión de las imágenes del maniquí, así mismo, evaluar otros sistemas de impresión para la generación de maniqués utilizando el método que se desarrolló en este trabajo con el fin de aumentar el rango dinámico y la resolución espacial.
- Implementados los puntos anteriores, fabricar maniqués digitales que permitan imprimir un maniquí con la capacidad de evaluar la resolución espacial del mastógrafo.
- Caracterizar el ruido de las hojas y las radiografías digitales para que pueda ser filtrado de las radiografías de los maniqués fabricados con el método propuesto.
- Hacer un maniquí que pueda ser implementado para: entrenamiento de técnicos radiólogos en el uso de equipos y técnicas radiográficas; optimizar técnicas radiográficas; probar el correcto funcionamiento de equipos nuevos o reparados.

Bibliografía

- [1] Instituto Nacional del Cáncer, «¿Qué es el Cáncer?,» 9 Febrero 2015. [En línea]. Disponible: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/naturaleza/que-es#conjunto-de-enfermedades>. [Último acceso: 2 Enero 2017].
- [2] M. E. Brandan y Y. Villaseñor Navarro, «Detección del Cáncer de Mama: Estado de la Mamografía en México,» *Cancerología*, pp. 147-160, 2006.
- [3] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, «Estadísticas a propósito del día mundial de la lucha contra el cáncer de mama,» 16 Octubre 2015. [En línea]. Disponible: <http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/mama0.pdf>. [Último acceso: 2 Enero 2017].
- [4] Diario Oficial de la Federación, «Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama,» 9 Junio 2011. [En línea]. Disponible: http://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5194157&fecha=09/06/2011. [Último acceso: 2 Enero 2017].
- [5] UNIVERSAL MEDICAL, «Mammography BR3D Phantom,» 4 Marzo 2017. [En línea]. Disponible: <http://www.universalmedicalinc.com/mammography-br3d-phantom.html>. [Último acceso: 4 Marzo 2017].
- [6] L. Ikejimba, C. Graff y S. Glick, «Rapid generation of structured physical phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis,» de *Breast Imaging*, Springer International Publishing, 2016, pp. 630-636.
- [7] National Cancer Institute, «Significado de los cambios en los senos: Guía para la salud de la mujer,» Marzo 2014. [En línea]. Disponible: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/educacion-para-pacientes/significado-cambios-en-los-senos>. [Último acceso: 2 Enero 2017].
- [8] C. Tijerina Sánchez, «Tecnológico de Monterrey,» 2008. [En línea]. Disponible: http://www.sitios.itesm.mx/webtools/Zs2Ps/libros/lagl_ndula.pdf. [Último acceso: 16 Noviembre 2016].
- [9] S. Miguel, *Diccionario de la mujer*, México: Secretaría de Salud, 1999.
- [10] R. Ibarra, «ABCsalud,» 5 Junio 2015. [En línea]. Disponible: <http://www.abc.es/salud/noticias/20150604/abci-cancer-mama-programa-prevencion->

201506031812.html. [Último acceso: 28 Agosto 2017].

- [11] International Agency for Research on Cancer, «Benefits of mammography screening outweigh adverse effects for women aged 50-69 years,» 3 Junio 2015. [En línea]. Disponible: https://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2015/pdfs/pr234_E.pdf. [Último acceso: 8 Mayo 2018].
- [12] A. Buzzi, «Capítulos multidisciplinarios,» 4 Mayo 2015. [En línea]. Disponible: http://www.sar.org.ar/web/docs/dayrad/hisotria_radiologia.pdf. [Último acceso: 9 Enero 2017].
- [13] R. Eisberg y R. Resnick, Física cuántica: Átomos, moléculas, sólidos, núcleos y partículas, México: Limusa, 2013.
- [14] J. T. Bushberg, S. J. Anthony, E. M. Leidholdt JR y J. M. Boone, The Essential Physics of Medical Imaging, Second ed., Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2012.
- [15] L. de la Peña, Introducción a la Mecánica Cuántica, México: Fondo de Cultura Económica, 2006.
- [16] J.-P. Dillenseger y E. Moerschel, Manual Para Técnicos Radiólogos Cuando la Teoría Enriquece la Práctica, Buenos Aires: Ediciones Journal, 2012.
- [17] R. Fernández Ruiz, «La Espectroscopía de Rayos X (XRF),» 2008. [En línea]. Disponible: https://www.uam.es/personal_pas/txrf/TXRF2.html.
- [18] F. H. Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, WILEY-VCH, 1991.
- [19] J. Rickards Campbell y R. Cameras Ross, Las radiaciones, II. El manejo seguro de las radiaciones nucleares, México: Fondo de cultura económica, 2002.
- [20] C. I. Quintina Zurro, Imágenes de Rayos X: Técnicas de producción y procesamiento digital destinadas a la detección temprana del cáncer de mama, Córdoba, 2014.
- [21] esmas.com, «Mujer,» 2011. [En línea]. Disponible: <http://www2.esmas.com/mujer/sexo-y-amor/salud-sexual/232696/cancer-mama-ataca-mas-menopausia-tardia-mujeres-doble-riesgo-padecer-enfermedad/>. [Último acceso: 25 Abril 2018].
- [22] P. Sartori, F. Rizzo, N. Taborda, V. Anaya, A. Caraballo, C. Saleme, R. Carrizo, M. Cayo y A. Peña, «Medios de contraste en imágenes,» *Revista argentina de radiología*, vol. 77, nº 1, pp. 49-62, 2013.
- [23] V. Pérez, «Definición de radiopaco,» 18 Agosto 2017. [En línea]. Disponible:

<https://www.onsalus.com/definicion-de-radiopaco-18715.html>.

- [24] E. Gaona, Los rayos X en mamografía: cáncer, física y control de calidad, México: DISTRIBUIDORA Y EDITORA MEXICANA S.A. DE C.V., 2002.
- [25] M. Chevalier y R. Torres, «Mamografía digital,» *Revista de Física Médica*, pp. 11-26, 2010.
- [26] R. Torres Cabrera, «Mamografía digital: estado actual de la tecnología,» *Radiología*, pp. 7-13, 2010.
- [27] FotoNostra, «FotoNostra,» 2 Febrero 2018. [En línea]. Disponible: <http://www.fotonostra.com/grafico/rgb.htm>. [Último acceso: 19 Abril 2018].
- [28] J. Elizalde Cabrera, «TESIUNAM - Tesis del Sistema Bibliotecario de la UNAM,» Junio 2014. [En línea]. Disponible: <http://132.248.9.195/ptd2014/junio/303189765/Index.html>. [Último acceso: 25 Abril 2018].
- [29] KTH, «Photon counting, SRN and the Rose model,» 24 Enero 2013. [En línea]. Disponible: <http://medim.sth.kth.se/hl2009/Photoncounting-Rose%20model.pdf>. [Último acceso: 27 Septiembre 2017].
- [30] N. Gopalika, D. Mishra, V. Manoharan y G. Mohr, «Digital Radiography: a-Si Array Detectors for Industrial Applications,» 27 Enero 2014. [En línea]. Disponible: <https://www.slideshare.net/gopalika/digital-detectors-for-industrial-applicationsnityanand-gopalika>. [Último acceso: 1 Febrero 2018].
- [31] R. Goldschmidt, «Paípe: Soluciones ambientales y productos innovadores,» 2006. [En línea]. Disponible: http://www.quimicapaípe.com.ar/fs_files/user_img/Manual%20para%20la%20fabricacion%20OTINTAS%20INK%20JET.pdf. [Último acceso: 05 Diciembre 2016].
- [32] EPSON, «EPSON: EXCEED YOUR VISION,» 14 Junio 2013. [En línea]. Disponible: http://global.epson.com/innovation/topics/201306_03.html. [Último acceso: 9 Diciembre 2016].
- [33] Keyword Suggest Encyclopedia, «Image Gallery: monochromatic,» 2017. [En línea]. Disponible: <http://keywordsuggest.org/gallery/345401.html>. [Último acceso: 6 Febrero 2017].
- [34] A. L. C. Kwan, J. A. Seibert y J. M. Boone, «An improved method for flat-field correction of flat panel x-ray detector,» *Med. Phys.*, pp. 391 - 393, 2006.
- [35] Clinic Cloud, «¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar de imágenes médicas,» 31

Marzo 2014. [En línea]. Disponible: <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>. [Último acceso: 29 Abril 2018].

- [36] E. Samei, A. Badano, D. Chakraborty, K. Compton, C. Cornelius, K. Corrigan, M. Flynn, B. Hemminger, N. Hangiandreou, J. Johnson, M. Moxley, W. Pavlicek, H. Roehrig, L. Rutz, J. Shepard, R. Uzenoff, J. Wang y C. Willis, «Assessment of display performance for medical imaging systems: Executive summary of AAPM TG18 report,» 10 Enero 2006. [En línea]. Disponible: http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18#_DOCUMENT%E2%80%99S_AVAILABILITY. [Último acceso: 27 Octubre 2017].
- [37] D. Youssian y Y. S. Horowitz, «ESTIMATION OF GAMMA DOSE IN NEUTRON DOSIMETRY USING PEAK 4 TO PEAK 5 RATIOS IN LiF:Mg,Ti (TLD-100/600),» *Nuclear Technology Publishing*, vol. 77, nº 3, pp. 151-158, 1998.
- [38] P. Arancibia H., T. Taub E., J. A. de Garzia K., M. L. Díaz C., A. López P., C. Sáez T. y T. Cermenati B., «Microcalcificaciones mamarias: revisión de los descriptores y categorías BI-RADS,» *Revista chilena de obstetricia y ginecología*, vol. 78, nº 5, pp. 383-394, 2013.
- [39] Ventas Médicas, «MEDIO DE CONTRASTE - BAYER,» 8 Mayo 2018. [En línea]. Disponible: <http://ventasmedicas.com.mx/directory/medio-de-contraste-bayer/>. [Último acceso: 8 Mayo 2018].
- [40] L. C. Ikejimba, C. G. Graff, S. Rosenthal, A. Badal, Ghammraoui, J. Y. Lo y S. J. Glick, «A novel physical anthropomorphic breast phantom for 2D and 3D x-ray,» *Medical Physics*, vol. 44, nº 2, pp. 407-416, 2017.
- [41] L. C. Ikejimba, J. Salad, A. Makeev, C. G. Graff, B. Ghammraoui y S. J. Glick, «Anthropomorphic breast phantoms for evaluation of FFDM/DBT and breast CT using inkjet printing,» SPIE.Digital Library, 9 Marzo 2018. [En línea]. Disponible: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10573/2294534/Anthropomorphic-breast-phantoms-for-evaluation-of-FFDM-DBT-and-breast/10.1117/12.2294534.short>. [Último acceso: 24 Mayo 2018].