

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información**



TRABAJO DE DIPLOMA

Comparación de calidad de imagen en Mamografía de contraste de fase vs. Mamografía digital

Autor: Damarys Martínez Aguila

Tutores: DrC. Yusely Ruiz González

DrC. Marlen Pérez Díaz

Santa Clara

2014

"Año 56 de la Revolución"

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información**



TRABAJO DE DIPLOMA

Comparación de calidad de imagen en Mamografía de contraste de fase vs Mamografía digital.

Autor: Damarys Martínez Aguila

dmaquila@uclv.edu.cu

Tutores: DrC. Yusely Ruiz González

yuselyr@uclv.edu.cu

DrC. Marlen Pérez Díaz

mperez@uclv.edu.cu

Santa Clara

2014

"Año 56 de la Revolución"



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

*En todos los asuntos humanos hay esfuerzos, y hay resultados, y la fortaleza del esfuerzo
es la medida del resultado.*

James Allen

DEDICATORIA

A mis padres que tanto se han sacrificado por mí. El apoyo de ustedes es mi mayor estímulo.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres y mi hermano por su apoyo incondicional, por su gran labor en todos estos años de estudios.

A mis tutoras, la DrC. Yusely Ruiz González y la DrC. Marlen Pérez Díaz por la oportunidad de trabajar bajo su asesoría; agradezco todas sus enseñanzas y sobre todo, su gran paciencia.

A mis tíos, a Keily y a toda mi familia por su ayuda absoluta a lo largo de mi carrera.

A mis profesores por sus enseñanzas, su apoyo y sobre todo por sus consejos.

A mis Amigos por estar siempre ahí, justo cuando los he necesitado en especial a Joisel y a Luis Emilio.

A mi novio Jardany Delgado Valdez por su apoyo y comprensión.

A todos aquellos que en el momento más duro de mi carrera estuvieron a mi lado para darme una mano.

A todos mis compañeros de aula y a los que he conocido durante la carrera, que hicieron mi estancia en la universidad tan placentera y única, y que compartieron conmigo cada día en estos 5 años.

TAREA TÉCNICA

Revisión bibliográfica para fundamentar las potencialidades de la aplicación de la Mamografía de contraste de fase y la Mamografía digital.

Determinación de los indicadores de calidad de imagen para la comparación de imágenes de la Mamografía de contraste de fase y Mamografía digital.

Implementación sobre el software MATLAB de los indicadores seleccionados para la medición de la calidad de las imágenes de prueba.

Evaluación de estos indicadores sobre el conjunto de imágenes de pruebas.

Análisis y evaluación de la calidad de imagen de la Mamografía de contraste de fase y la Mamografía digital.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

La mamografía es uno de los métodos más usados en las técnicas de diagnóstico médico en la actualidad. La misma es uno de los procedimientos más confiables para la detección y diagnóstico de lesiones mamarias. Por lo anteriormente expuesto es importante conocer la tecnología más eficaz para los estudios mamográficos que cumpla con el compromiso de una buena calidad de imagen.

En este trabajo se realiza un estudio sobre diferentes bases de datos de imágenes mamográficas, de maniqués físicos, antropomórficos y pacientes. En el proceso de adquisición de las imágenes se utilizaron tres tecnologías diferentes, dos equipos digitales uno con tecnología CR (*Computer Radiography*) y otro con tecnología DR (*Digital Radiography*) y un tercero que utiliza la técnica del contraste de fase por haces de sincrotrón. Sobre las imágenes se seleccionaron regiones de interés sobre las que se calcularon indicadores de calidad de imagen para comparar las técnicas como son: relación señal a ruido utilizando el modelo de Rose, relación contraste ruido, contraste de la imagen, entropía e información transmitida.

Se demuestra que la mamografía por contraste de fase usando haces de sincrotrón es una técnica factible para la detección de lesiones ya que produce mejoras en el contraste imagen y aumenta la visibilidad de los detalles más pequeños.

GLOSARIO

CR (Radiografía Computarizada): Técnica para la obtención de imágenes digitales que utiliza la digitalización indirecta.

DD: Diferencia de densidades ópticas entre dos escalones del patrón de densidades.

DGM (Dosis Glandular Media): Es la medida en mGy que se acepta como indicativo del riesgo radiológico, la cual es estimada según los protocolos internacionales en función de la capa hemirreductora del espectro de rayos x utilizado y el espesor de la mama comprimida.

DO (Densidad óptica): Grados de ennegrecimiento obtenidos cuando se expone una película mamográfica a la luz.

DR (Radiografía Digital): Técnica para la de obtención de imágenes digitales. Este sistema utiliza digitalización directa.

keV: Energía del haz de rayos x (kilo- electrón Volt).

kV (Tensión del tubo): Diferencia de potencial (kilovoltios, kV) aplicados entre al ánodo y el cátodo de un tubo de rayos x durante una exposición radiográfica.

kVp (Máxima energía del espectro de rayos x): Máximo kV o pico de tensión durante el ciclo de tensión, muy útil en el control de la radiación de salida de un tubo de rayos x. La radiación de salida es proporcional al cuadrado del kVp. Duplicar el kVp cuadruplica la exposición del tubo.

mAs: Este parámetro relaciona la corriente aplicada al tubo en miliamperes (mA) con el tiempo que de exposición para la adquisición de la radiografía en segundos (s). Influye directamente en el número de fotones de rayos x usados para producir la imagen.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA.....	iv
RESUMEN	v
GLOSARIO	vi
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	5
1.1 Las imágenes médicas.....	5
1.1.1 Imágenes médicas obtenidas a través de rayos x.....	6
1.2 Mamografía.....	7
1.2.1 Mamógrafo.....	7
1.2.2 Espectro de la mamografía.....	8
1.2.3 Principales lesiones a visualizar en un estudio mamográfico.....	10
1.3 Mamografía convencional y digital.....	11
1.4 Técnica de contraste de fase.....	16
1.4.1 Mamografía de contraste de fase con radiación de sincrotrón.....	18

1.5	Calidad de Imagen.....	21
1.6	Estado del arte en calidad de imagen digital vs. mamografía de contraste de fases usando haces del sincrotrón.....	24
1.7	Conclusiones del Capítulo.....	26
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....		27
2.1	Tecnología utilizada.....	27
2.1.1	Mamógrafo GE.....	27
2.1.2	Mamógrafo Giotto.....	28
2.1.3	Mamógrafo digital utilizando haces de sincrotrón.....	28
2.2	Bases de datos utilizadas.....	29
2.2.1	Maniquí físico.....	29
2.2.2	Maniquí antropomórfico.....	30
2.2.3	Pacientes.....	31
2.3	Imágenes adquiridas para el estudio.....	31
2.3.1	Imágenes del Senographe DS General Electric.....	31
2.3.2	Imágenes del Giotto.....	33
2.3.3	Imágenes del sincrotrón.....	35
2.4	Medidas objetivas para el análisis de calidad de imagen.....	37
2.4.1	Indicadores de calidad de imagen utilizados.....	38
2.5	Cálculos estadísticos.....	42
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....		44
3.1	Comportamiento de las medidas objetivas de calidad de imagen.....	44
3.1.2	Maniquí físico.....	44
3.1.3	Maniquí antropomórfico.....	47

3.2	Análisis de la calidad de imagen.....	50
3.2.1	Entropía.....	54
3.3	Conclusiones del capítulo.....	57
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		58
Conclusiones.....		58
Recomendaciones.....		59
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		60
ANEXOS		64
Anexo I: Comportamiento de los índices de calidad de imagen en el maniquí físico		64
Anexo II: Comportamiento de los índices de calidad de imagen en el maniquí antropomórfico.....		67
Anexo III Tabla de los valores obtenidos en la prueba t-student para el maniquí físico..		68
Anexo IV Comportamiento de los índices SNR y CNR en las imágenes de pacientes....		70

INTRODUCCIÓN

Uno de los avances más importantes en la ciencia y la técnica en las últimas décadas ha sido el avance en las tecnologías de obtención de imágenes médicas. Estos avances han facilitado en gran medida la detección, diagnóstico y estudio de afecciones del cuerpo humano. Un método que ha alcanzado gran desarrollo en este aspecto es el estudio radiográfico a través de rayos x [1].

Desde la creación y obtención de la primera radiografía a finales de 1895 [2] los estudios radiográficos han crecido vertiginosamente hasta convertirse en una de las ramas más importante de la medicina moderna. El desarrollo de esta técnica ha llevado a que se fraccione en diferentes especialidades dentro de las cuales una de las más difundidas es la mamografía, que no es más que un estudio con rayos x de las mamas [3].

El equipo de mamografía (mamógrafo) es un equipo con especificaciones técnica diferentes a un equipo de rayos x tradicional. Posee un tubo de rayos x adaptado para conseguir una mayor resolución y contraste que los equipos comunes, lo cual se aprovecha en la visualización de las estructuras internas de la glándula mamaria. Esto es debido a que las anomalías en el tejido glandular tienden a tener una densidad muy parecida a la del tejido sano. Si la tecnología de adquisición y visualización no se diseña de forma adecuada para lograr un contraste mayor del habitual en los estudios radiográficos de otros tejidos, se pierde la visibilidad de las lesiones y las micro-lesiones [3]. En este caso, en la técnica de mamografía se aprovecha el espectro discreto de rayos x, en lugar del continuo utilizado en el resto de los equipos [4].

La historia de la mamografía va desde una simple radiografía de una pieza de mastectomía hasta ser el método de detección del cáncer de mama en los programas de pesquisa a nivel mundial. La primera investigación de cáncer de mama combinando la mamografía y la palpación se hace entre los años 1963-1966 por el *Health Insurance Plan (HIP)* en Nueva York. En los años 1981-1982

estos programas de investigación del cáncer de mama se extienden a Suecia, utilizando una sola proyección radiológica, la medio-lateral oblicua. Posteriormente este tipo de programa se extendió al resto del mundo [5]. De hecho, en la actualidad, todos los países con recursos puestos al servicio de la salud, los utilizan como "estándar dorado" para la prevención de este tipo de patología. En los años 90 surge y se desarrolla la mamografía digital, primero utilizando la técnica "*Computed Radiography*" (CR) que es un método digital indirecto y luego utilizando la técnica completamente digitalizada, denominada "*Digital Radiography*" (DR) en sus variantes indirecta y directa. En el año 2000, la FDA aprueba el primer mamógrafo de campo completo [6]. A partir del año 2000 las técnicas mamográficas alcanzan un gran desarrollo, surgen modalidades como la Tomografía Computarizada de mamas y más recientemente la Tomosíntesis [7]. Todo este conjunto de técnicas se ha convertido en la principal fuente de detección y seguimiento de todas las enfermedades de las mamas.

Paralelamente, se desarrolló la mamografía de contraste de fase. Esta técnica comenzó a estudiarse a partir de la década de 1960, aunque el uso de la radiación del sincrotrón para la misma reportó los primeros resultados a partir de 1995 en Estados Unidos [8]. Esta es una técnica innovadora de imagenología que también utiliza los rayos x, pero en este caso los considera como una onda coherente que no solo se atenúa sino que puede difractarse y cambiar de fase al encontrar cuerpos a su paso [9]. En el caso del sincrotrón, los rayos x son generados de una forma más coherente y con mayor monocromaticidad [10]. Uno de los grupos de investigación pioneros en esta línea a nivel mundial utilizó en el año 2000 la radiación proveniente de un sincrotrón, para obtener imágenes con contraste de fase de maniqués y piezas de mastectomía, mostrando un aumento en los niveles de contraste imagen y un aumento en la visibilidad de detalles delgados y pequeños [11]. El flujo proporcionado por la radiación de sincrotrón permitió un tiempo de adquisición compatible con los requisitos para los estudios mamográficos. En marzo de 2006 extienden el proyecto al análisis de imágenes reales adquiridas con pacientes en la línea SYRMEP (de sus siglas en inglés: *SYnchrotron Radiation for Medical Physics*) en Elettra, la instalación del sincrotrón en Trieste, Italia [10, 12].

El contraste de fase es una técnica que ha mostrado una mejora en resolución espacial, principalmente en la nitidez con que se aprecian los bordes de las estructuras. Esta técnica

proporciona imágenes prácticamente monocromáticas, reduce la dosis de radiación que recibe el paciente, determina una reducción general de la dispersión de la radiación y reduce el número de falsos negativos [11]. Los países a la vanguardia de la investigación en la mamografía usando radiación del sincrotrón han sido: Japón [13, 14], Italia [10-12], Rusia [15] y Estados Unidos [16, 17].

Sin embargo, tanto la mamografía de contraste de fase con haces de sincrotrón como las técnicas digitales son aun relativamente recientes. Los niveles de calidad de imagen que generan se han estudiado y comparado, fundamentalmente, desde el punto de vista subjetivo [12], por lo que podemos afirmar que aún existe un relativo desconocimiento de todo el potencial que pueden ofrecer.

El Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI) de la Universidad Central “Marta Abreu” de las Villas en conjunto con otras instituciones nacionales e internacionales realizan el proyecto de “Cuantificación de la mejora de calidad de imagen en la mamografía de contraste de fase usando haces de sincrotrón respecto a la mamografía convencional y digital con rayos x”, para el estudio de la calidad de imagen en estas técnicas. El objetivo de este proyecto es cuantificar a través de medidas objetivas robustas de calidad de imagen, la superioridad de la mamografía de contraste de fase sobre la mamografía convencional fílmica y digital. A partir de este proyecto se desarrolla esta propuesta de tesis.

El objeto de estudio de esta investigación es la calidad de imagen de las técnicas digitales de mamografía CR, DR y de contraste de fase.

Se define como Problema de Investigación la necesidad de conocer desde el punto de vista objetivo la calidad de imagen en la mamografía de contraste de fase con haces de sincrotrón en comparación con la mamografía digital CR y DR.

Objetivo General:

Comparar la calidad de la imagen entre las técnicas de mamografía de contraste de fase usando haces de sincrotrón y la mamografía digital con sistemas CR y DR en base a criterios objetivos para diversas condiciones de adquisición.

Objetivos Específicos:

1. Seleccionar un grupo de imágenes a partir de maniquíes físicos y antropomórficos y también de pacientes reales, que se hayan sometido simultáneamente a los diferentes tipos de estudios para poder comparar las técnicas.
2. Escoger medidas objetivas adecuadas para la comparación de las imágenes.
3. Realizar las mediciones sobre regiones de interés en las imágenes seleccionadas.

Organización del informe

En el Capítulo 1, el cual cuenta con 21 cuartillas, se realiza una revisión bibliográfica de temas relacionados con las imágenes mamográficas y sus métodos de obtención. El Capítulo 2, con una extensión de 15 cuartillas, describe los materiales y métodos utilizados para la realización de este trabajo. Posteriormente, el Capítulo 3, con 13 cuartillas de extensión, muestra los resultados obtenidos y el análisis y discusión de estos. Se incluyen Conclusiones y Recomendaciones generales. El trabajo incluye 52 referencias distribuidas en todo el informe además de un total de 28 figuras, 15 tablas y 4 anexos.

CAPÍTULO 1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

En este capítulo se exponen aspectos importantes sobre de las técnicas de mamografía convencional, digital y mamografía de contraste de fase, sus principios físicos, formas de obtención de las imágenes y sus principales características. Posteriormente se realiza un análisis sobre la calidad de imagen con vistas a una futura comparación entre los diferentes métodos de obtención de imágenes mamográficas.

1.1 Las imágenes médicas

Una imagen médica es una representación de la distribución espacial de una o más propiedades físicas o químicas del cuerpo humano. Se basa en un conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos para diagnosticar o examinar enfermedades, incluyendo el estudio de la anatomía normal y su función [1, 2]. Los métodos de obtención pueden ser muy variados, con el empleo de técnicas por radiaciones ionizantes o no ionizantes, así como por muy diversos principios. Entre las más usadas y extendidas a nivel mundial están las técnicas diagnósticas que emplean los rayos x, ya sea en su variante convencional (analógica) o más recientemente en las modalidades digitales CR y DR.

Las imágenes médicas digitales están compuestas por matrices cuadradas compuestas por un número limitado de elementos. Cada uno de estos elementos se denomina píxel y tiene un único valor, color o tono asignado durante el proceso de adquisición y/o procesamiento [18].

En un sentido amplio, una imagen digital $f(x,y)$ es la representación de una imagen obtenida utilizando diferentes procedimientos: proyecciones radiológicas

convencionales (rayos x), ultrasonografía, mamografía, tomografía computada, o resonancia magnética nuclear, entre otras. Las coordenadas para la ubicación de estructuras anatómicas son x , y . El valor de $f(x,y)$ de la posición (x,y) es llamado nivel de gris y es un entero no negativo. Dependiendo del procedimiento de digitalización utilizado, los valores de nivel de gris pueden tener los siguientes rangos: 0-255 (8 bits), 0-511 (9 bits), 0-1023 (10 bits), 0-2047 (11 bits), 0-4095 (12 bits). Estos niveles representan propiedades físicas o químicas de las estructuras [3].

La visualización de las imágenes médicas puede realizarse mediante la impresión de la imagen en una placa radiográfica o en un papel térmico; o bien, visualizarlo en un monitor en forma temporal [3].

1.1.1 Imágenes médicas obtenidas a través de rayos x

En las radiografías convencionales o analógicas se obtiene la imagen por medio de la exposición del tejido a un haz de rayos x, los cuales son detectados por un detector de imagen, compuesto por una pantalla luminiscente que convierte la radiación en fotones de luz que luego impactan en una película radiográfica [19]. Esta es revelada mediante un proceso químico con el que se obtiene una imagen radiográfica para realizar un diagnóstico.

Los rayos x se producen dentro de un tubo de rayos x, en el que se encuentran dos electrodos, cátodo y ánodo, una fuente de electrones (cátodo calentado mediante el paso de una corriente) y un blanco [20]. Entre cátodo y ánodo existe una diferencia de potencial (kV) que acelera los electrones arrancados. Los electrones impactan sobre este ánodo y producen la radiación x en forma de espectro discreto y continuo, específicamente sobre el punto focal (pequeña área en la superficie cuyas dimensiones tienen un rango usualmente de 0.1mm a 2mm). La causa de estos espectros es la pérdida de energía durante el frenado de los electrones al interactuar con el núcleo atómico de los átomos del ánodo en el caso del espectro continuo en forma de radiación de frenado o con los electrones de las capas atómicas, en el caso del espectro discreto [21]. La cantidad (exposición) y calidad (espectro) de la radiación x producida

puede ser controlada por el ajuste de magnitudes como la tensión del tubo (kV) y el producto de la corriente mA por el tiempo de exposición T (mAs).

1.2 Mamografía

Una de las técnicas de rayos x más utilizadas para estudiar el cuerpo humano es la mamografía [22]. Para realizar una mamografía se debe comprimir la mama entre dos placas transparentes. Estas placas están conectadas a una cámara altamente especializada, la cual toma dos imágenes de la mama desde dos ángulos diferentes. Luego se repite el procedimiento en la otra mama. En algunos casos son necesarias más de dos imágenes para tomar la mayor cantidad de tejido posible.

La mamografía puede resultar dolorosa para algunas mujeres, pero en general lo que sienten es una leve incomodidad y la sensación dura solo unos pocos segundos. Es necesario comprimir la mama porque al hacerlo se reduce su grosor y con esto mejora el contraste imagen ya que el haz de rayos x penetra una menor cantidad de capas de tejido superpuesto [23]. En total, el procedimiento dura unos 20 minutos aproximadamente. La mamografía de diagnóstico generalmente demora más que una mamografía de detección, ya que toma más imágenes desde una mayor cantidad de ángulos.

La mamografía, a su vez, implica una exposición mínima a la radiación. La Sociedad Americana del Cáncer indica que la dosis de radiación recibida durante una mamografía de detección es aproximadamente la misma que recibe una persona en su hábitat natural (radiación de fondo) en un período de 3 meses (0.7 mSv) [24].

1.2.1 Mamógrafo

El mamógrafo es un equipo de rayos x con características especiales que lo diferencian del resto de los equipos de rayos x (Figura 1). Entre estas características tenemos:

- Rangos de kV más bajo, de 22 a 40 kV máximo
- Focos del tubo de rayos x más pequeños, foco fino 0,1mm y foco grueso 0,3 mm.

- Distancia foco película fija y del orden de los 65 cm.
- Los ánodos de los tubos de rayos x son de otros materiales.
- Las películas utilizadas como receptores son de alto contraste.

Generalmente como en mamografía se generan radiaciones blandas de más baja energía que en los rayos x convencionales, estas no pueden ser filtradas con los filtros convencionales de cobre y aluminio. Usualmente se usan filtros de molibdeno y de rodio, para facilitar que las interacciones fundamentales sean con las capas electrónicas y se utilice el espectro discreto de rayos x, a diferencia del resto de la radiología convencional y digital.

La mamografía es una imagen que representa un gran reto tecnológico, el mamógrafo debe ser capaz de producir una imagen que identifique claramente todas las estructuras naturales de la mama [23]. La Figura 1 muestra un mamógrafo moderno.



Figura 1. Mamógrafo Giotto

1.2.2 Espectro de la mamografía

Los rayos x producen dos espectros al interactuar con los átomos del ánodo: uno continuo de radiación de frenado al interactuar con el campo del núcleo atómico y otro característico (o de líneas) producto del salto electrónico entre capas energéticas [21]. El espectro característico es el utilizado para mamografía debido a que la imagen de mamografía requiere de un haz de fotones con la energía suficiente para atravesar los tejidos de la mama con capacidad para diferenciarlos (Figura 2) [4]. En este espectro,

los electrones que son acelerados en el tubo de rayos x con cierta energía crítica y pasan cerca de una subcapa interna de los átomos que componen el blanco, le donan su energía a un electrón de esta subcapa. Debido a la energía que recibe el electrón enlazado a la subcapa, este puede escapar del átomo, dejando al átomo en un estado excitado. Eventualmente, el átomo regresará a su estado de equilibrio cuando un electrón de una capa más energética salta a la vacante de la subcapa impactada y se emite la diferencia de energía de ambas capas en forma de fotones x, que son los que corresponden al espectro característico de líneas de rayos x. Este espectro depende no solo del material del ánodo, sino de la composición del tejido en el cual incide el haz de rayos x en el cuerpo del paciente. La energía fotónica máxima del espectro de rayos x está a su vez determinada por la diferencia de potencial entre cátodo y ánodo y se denomina kilovoltaje pico (kVp). Este valor para mamografía se encuentra entre 25 a 35 kV [25].

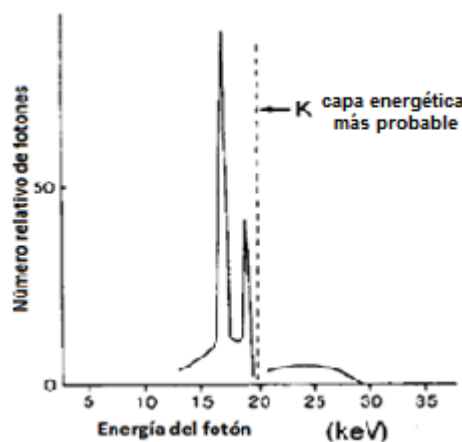


Figura 2. Espectro característico en mamografía para una exposición de 28 kV usando ánodo de molibdeno

En mamografía el ánodo usualmente es de molibdeno (Mo), rodio (Rh) o wolframio (W). Sin embargo, el espectro emitido debe ser filtrado para que solo impacten en el paciente los rayos x con energía útil para formar la imagen. En este caso, se utilizan filtros para potenciar la radiación característica y desechar las radiaciones blandas (energía no útil para formar la imagen), ya que estas contribuyen a la dosis en el tejido

mamario sin llegar a la película y generar contraste útil para la imagen. Los filtros usados en la actualidad son de Mo, Rh y Al.

Con mamas más gruesas o densas es posible emplear filtros de Rh que desplazan ligeramente el espectro, consiguiendo mayor penetración. Esto disminuye ligeramente el contraste imagen, aunque no de forma considerable. El Rh tiene mayor número atómico que los otros dos materiales de filtros utilizados y genera un pico en 23,22 keV [26, 27].

1.2.3 Principales lesiones a visualizar en un estudio mamográfico

La mamografía es la principal herramienta de diagnóstico y estudio a la hora de identificar o tratar una lesión subclínica en las mamas, ya sea benigna o maligna. Existen diferentes tipos de lesiones mamarias entre las que se encuentran los nódulos y las microcalcificaciones (Figura 3).

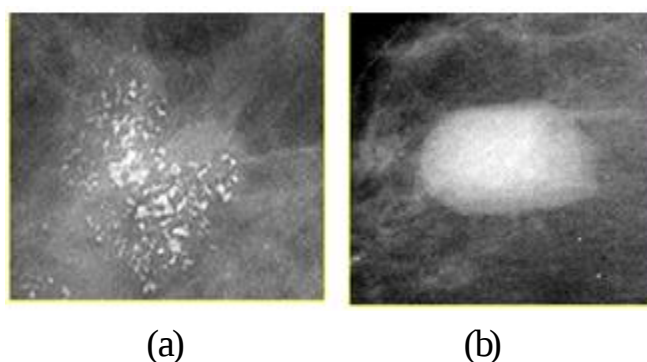


Figura 3. Lesiones mamarias (a) Microcalcificaciones (b) Nódulo

Existen diversos tipos de nódulos mamarios; pero en general, reviste un especial interés determinar si estos nódulos son benignos y malignos. Los nódulos benignos son áreas no cancerosas en las que las células del seno han crecido de forma anormal y rápida, a menudo formando una masa. Los dos tipos principales son fibrosis y/o quistes y los tumores benignos, a pesar de que existen otras lesiones [28]. Los nódulos malignos, por lo general, son únicos, firmes y de bordes poco definidos. Si se les palpa no se mueven, parecen estar adheridos a la estructura mamaria. En la mayoría de los casos, no duelen y son de gran interés clínico ya que pueden poner en peligro la vida del paciente.

Las microcalcificaciones mamarias son comúnmente un hallazgo mamográfico en mujeres asintomáticas. Son depósitos de calcio en el espesor de la glándula mamaria que se aprecian en la mamografía como pequeños puntos blanquecinos. Clásicamente se define como microcalcificación a toda aquella que mide en su diámetro máximo hasta un milímetro.

Las microcalcificaciones pueden ser benignas o sospechosas de malignidad, según su tamaño, aspecto y distribución. En la gran mayoría de los casos son la representación radiológica de procesos benignos inherentes a las distintas etapas evolutivas por los que transcurre la glándula mamaria a lo largo de la vida. Las superiores a 2 mm se denominan macrocalcificaciones y suelen ser benignas. Por debajo de 1 mm se denominan microcalcificaciones y, cuanto más pequeñas y agrupadas, más sospechosas son de malignidad [29].

La obtención de imágenes de microcalcificaciones requiere puntos focales pequeños, ya que permiten apreciar un mayor número de detalles. Usualmente en los equipos se puede elegir entre un punto focal grueso (0.3mm) y uno fino (0.1 mm).

1.3 Mamografía convencional y digital

En mamografía la búsqueda de la excelencia, tanto en la generación de la imagen, como en el almacenamiento y comunicación de los resultados, ha conducido hacia la digitalización. A lo largo del desarrollo de la mamografía, se han empleado diferentes receptores de imagen:

1. Película para exposición directa.
2. Xeroradiografía.
3. Pantalla / película
4. Detectores digitales

Actualmente solo se producen y emplean los dos últimos tipos [23].

En la mamografía convencional la imagen se obtiene usando detectores pantalla-película, que graban los fotones de radiación que pasan a través de la mama (Figura 4) [30].

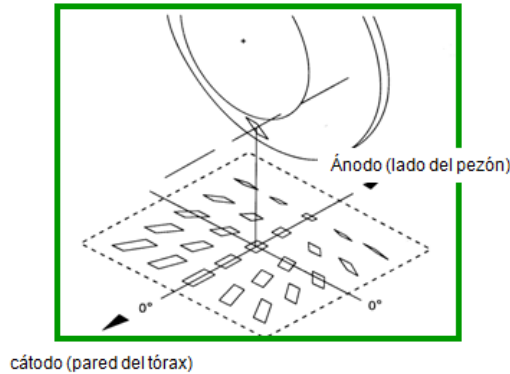


Figura 4. Campo de radiación en mamografía

Algunas pantallas con más actividad que otras, tendrán más material fosforescente que al interactuar con los fotones de radiación permitirán una exposición más corta, disminuyendo la posibilidad de borrosidad por movimiento y además reducen la dosis glandular; sin embargo, la calidad se verá afectada por el aumento de la borrosidad resultante de la producción e interacción de una mayor cantidad de luz. Un problema importante del sistema detector pantalla-película es el hecho que las películas no tienen capacidad de respuesta inmediata ante los fotones que inciden, es así como obtenemos en las áreas de mayor densidad, mayor absorción de radiación, que en la imagen aparecen más blancas, quedando un rango muy pequeño para que la atenuación de la radiación en los tejidos se exprese en términos de contraste. Este hecho debe tomarse en cuenta, sobre todo cuando constatamos que aunque con la película se obtenga una alta resolución espacial, al no acompañarse de un adecuado contraste, determina que algunas lesiones puedan ser sub-diagnosticadas.

Para conseguir una imagen visible a partir de la imagen latente, la película mamográfica debe revelarse utilizando un procesamiento químico, que consiste en pasar la película irradiada por diferentes sustancias [31]. El procesamiento estándar dura de 90 -140 segundos, según el sistema utilizado. Si el revelado no se ajusta a estos tiempos se afecta la calidad de la imagen por un sub-procesamiento o un sobre-procesamiento. Alteraciones de temperatura o concentración de la sustancia reveladora o la presencia de contaminación alteran también la calidad de la imagen obtenida.

El procesado de la película mamográfica se realiza en un procesador automático que tiene las fases de revelado, fijado, lavado y secado [32].

Este método, a pesar de que puede llegar a ser económico y eficaz en la producción de imágenes cuando se usa una adecuada combinación pantalla-película, tiene como inconveniente que la imagen una vez obtenida no puede modificarse, puede perderse y en ocasiones su transmisión y almacenamiento crea verdaderos problemas. Todo esto dio lugar, con el surgimiento de la era digital, a que esa tecnología también se utilizase para la mamografía.

Hasta el presente se han desarrollado dos tipos de sistemas de obtención de imágenes digitales: la radiografía computarizada (CR) y la digital (DR). Ambos van asociados al desarrollo de otros factores, diferentes de la producción de la imagen propiamente, como lo son las tecnologías de monitores de visualización, las vías de transmisión de la información digital y los software de procesamiento de imágenes [30].

La radiografía computarizada (CR) es una técnica de digitalización indirecta. Se basa en que muchos sólidos, cuando son expuestos a radiación electromagnética (por ejemplo a rayos x), absorben energía, que se almacena excitando los electrones del material. Con frecuencia, dichos materiales pierden su excitación de manera espontánea e inmediata, emitiendo la energía absorbida en forma de luz visible o ultravioleta. Sin embargo, algunos de ellos no se comportan de ese modo, sino que conservan al menos parte de la energía absorbida hasta que reciben un determinado tipo de estímulo. Un caso particular lo constituyen los llamados fósforos fotoestimulables, que son aquellos que precisan ser iluminados para emitir la energía almacenada en su red en forma de luz. Estos son, por sus propiedades, los que han encontrado una aplicación en radiología digital [33]. Constituyen la base de los llamados sistemas de CR (Figura 5).

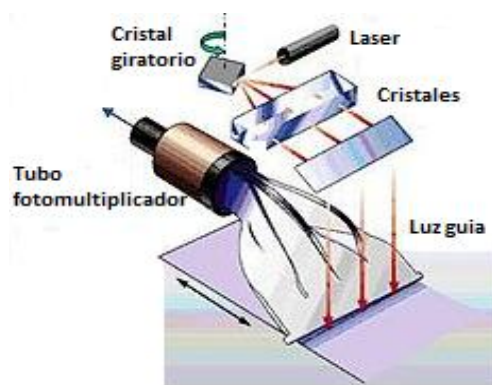


Figura 5. Sistema CR

Se puede depositar una capa de fósforo fotoestimulable sobre un soporte de dimensiones similares a las de una placa convencional, y disponer el conjunto en el interior de un chasis también similar en todo a los convencionales. Cuando se coloca ese dispositivo en el lugar del chasis con la película clásica y se expone a un haz de rayos x, la intensidad de radiación que llega a cada punto del fósforo estimula el material de manera proporcional, dando lugar a una imagen latente. Esta imagen latente sigue siendo en lo esencial una imagen analógica distribuida por toda la superficie del fósforo. Dado el carácter fotoestimulable del material que contiene la imagen latente, es posible utilizar un estrecho haz láser para extraer la información relativa de dicha imagen [33]. La señal luminosa emitida por el fósforo al perder la excitación tiene una intensidad muy pequeña en comparación con la del láser estimulador, por lo que, para que resulte útil, es preciso proceder a un cuidadoso filtrado que la separe.

En mamografía, el barrido del haz láser se realiza al mismo tiempo que la película se desplaza en dirección perpendicular. Estos barridos se denominan *scan* y *subscan*, respectivamente [34]. Las dimensiones del píxel quedan determinadas por la anchura del haz láser que es focalizado sobre la placa durante la lectura y por la distancia entre las distintas muestras. En este tipo de detectores, las dimensiones de la apertura (tamaño del píxel) suelen ser mayores que el espacio de muestreo, debido fundamentalmente a que la luz láser se dispersa al penetrar en la placa de fósforo y libera electrones atrapados en niveles que se encuentran a los lados de la dirección

inicial del haz. Esto origina una imagen menos nítida pero tiene el efecto beneficioso de reducir el suavizado [34].

La mamografía digital primaria DR es otro paso de avance en la digitalización. En esta se miden directamente los fotones de radiación que pasan por la mama e impactan sobre un detector plano [19]. La importancia de esto es que el equipo tiene la capacidad de leer los primeros fotones, lo cual no es obtenido con el sistema pantalla-película ni con los sistemas CR tampoco, y además lee un gran flujo de ellos, permitiendo la obtención de información de una enorme cantidad de puntos de la mama, practicándose un mapeo más exacto de las variaciones de atenuación de los tejidos mamarios. Este sistema se utiliza en mamógrafos digitales indirectos (Figura 6a) y mamógrafos digitales directos (Figura 6b).

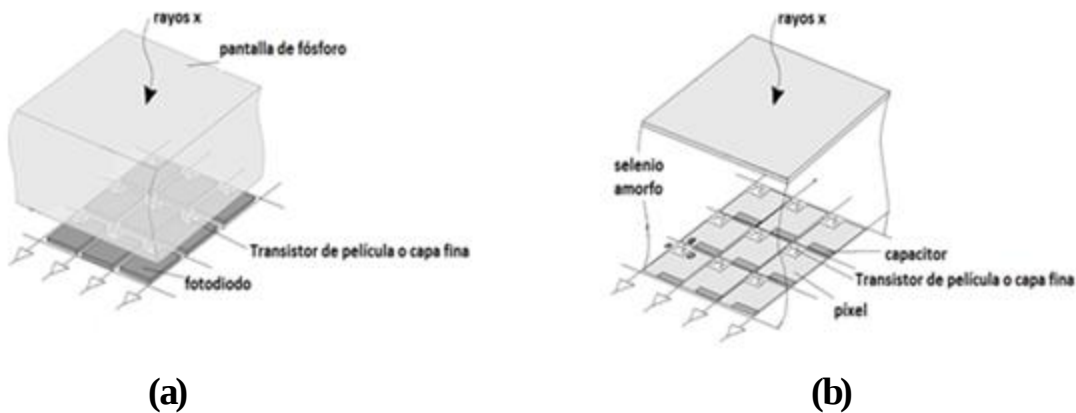


Figura 6. Configuración del detector DR (a) DR indirecto (b) DR directo

Los mamógrafos digitales directos tienen detectores de radiación que convierten directamente la información en carga eléctrica. Habitualmente utilizan selenio como fotodetector por su afinidad con los rayos x. Los indirectos ocupan dos pasos en el proceso de digitalización: la radiación convertida en luz es recibida por fotodiodos y transformada en carga eléctrica. Ambos sistemas pertenecen al grupo conocido en la literatura como Radiografía Digital (DR) [30].

Beneficios de la mamografía digital con respecto a la mamografía convencional.

- Mejor contraste entre tejido denso y no denso
- Mayor rapidez en la adquisición de imágenes
- Tiempo de estudio más corto
- Facilidad en el almacenamiento de las imágenes
- Posibilidad de manipulación de las imágenes por el radiólogo.
- Posibilidad de transmitir imágenes por líneas telefónicas o redes para consultas remotas o con otros médicos.

1.4 Técnica de contraste de fase

Desde que Wilhelm Röntgen descubrió los rayos x hace más de 100 años, las imágenes de rayos x se han basado en la diferencia de atenuación de los rayos x al pasar por los diferentes tejidos de los pacientes lo cual genera contraste. En el diagnóstico de imagen basado en rayos x, los fotones interactúan con el tejido por absorción fotoeléctrica, dispersión coherente y dispersión incoherente [9]. Sin embargo, los rayos x, además de poder ser considerados fotones, manifiestan la dualidad onda-partícula [35], es decir también son ondas electromagnéticas, y la interacción de los rayos x con el tejido produce también cambios en la fase de la onda. De hecho, los cambios de fase en los rayos x son un resultado de la dispersión coherente de estos. Cuando los rayos x son dispersados por el tejido o alguna muestra, su fase cambia. Este cambio de fase contiene los efectos de refracción, difracción y dispersión. La magnitud del cambio de fase está determinada por las propiedades eléctricas del tejido biológico, tal como la susceptibilidad dieléctrica y el índice de refracción. El índice de refracción n es un número complejo igual a:

$$n = 1 - \delta + i\beta \quad (1)$$

donde δ representa el cambio de fase en los rayos x, y β la parte imaginaria de n asociada a la absorción de los rayos x. El δ está dado por:

$$\delta = \left(\frac{r_e \lambda^2}{2\pi} \right) \sum_k N_k (Z_k + f_k^r), \quad (2)$$

donde r_e , N_k y f_k^T representan al radio clásico del electrón, densidad atómica y la parte real del factor de dispersión atómico anómalo del elemento k, respectivamente.

Si el rayo x es alejado del borde de absorción del tejido, la fórmula anterior se puede simplificar a:

$$\delta \cong (4.49 \times 10^{-16}) \lambda^2 N_e, \quad (3)$$

donde N_e es la densidad electrónica. En términos de δ , la cantidad de cambio de fase en tejido biológico puede ser calculada como:

$$\phi = -\frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(s) ds \quad (4)$$

donde la integral es sobre la trayectoria del rayo. Para nuestra conveniencia el valor de δ del tejido es mucho más grande que β [9]. La Figura 7 muestra las diferencias de la técnica con contraste de fase y la técnica de solo atenuación.

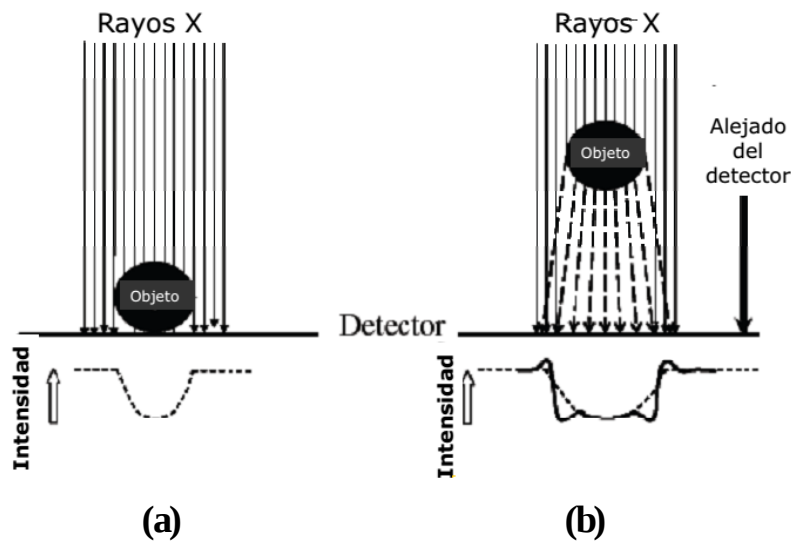


Figura 7. Haz de rayos x (a) Contraste por atenuación (b) Contraste por atenuación y contraste de fase

Se ha mostrado que, en adición al contraste por atenuación de los rayos x, el contraste basado en cambios de fase es posible llevarlo a cabo en múltiples aplicaciones, particularmente en imágenes médicas [9]. De hecho existen básicamente tres tipos de arreglos experimentales para generar imagen con cambio de fase, a saber:

- Imagen por interferometría de rayos x: la fase ϕ es directamente medida mediante el uso de rayos x monocromáticos provenientes de una fuente de luz de un sincrotrón.
- Imagen realzada por difracción (DEI): mide directamente el gradiente de la fase mediante el uso de una fuente de rayos x monocromática provenientes de una fuente de luz de un sincrotrón.
- Imagen por contraste de fase en línea: mide el Laplaciano de la fase. Se basa en la difracción de Fresnel [36], pero requiere una fuente de rayos x coherente que los tubos convencionales de rayos x no proporcionan. Los datos medidos en esta técnica tienen que ser previamente analizados para reconstruir la distribución de fase [9].

1.4.1 Mamografía de contraste de fase con radiación de sincrotrón

El sincrotrón es un acelerador de partículas (electrones), que aumentan su energía cinética manteniéndolos en trayectorias circulares [37]. La intensidad y calidad de la radiación producida por el sincrotrón es mucho mayor que la de los tubos de rayos x ordinarios ya que posee propiedades únicas como la monocromaticidad y una alta coherencia espacial [10].

La investigación médica basada en haces de sincrotrón se observó por primera vez en 1947 y para mediados de la década de 1960 los programas de investigación de radiación sincrotrón ya estaban en funcionamiento en Italia, EE.UU, Alemania y Japón [16]. El primer programa dedicado de la radiación de sincrotrón entró en operación en la Universidad de Wisconsin en 1968. A finales de 1970 se produjo el nacimiento de una nueva etapa en la investigación y el desarrollo de técnicas con radiación de sincrotrón, con la construcción de la primera fuente de radiación del sincrotrón en Daresbury, Reino Unido, la cual comenzó a operar en 1981 [16]. La obtención de imágenes médicas con la radiación del sincrotrón se ha convertido en una modalidad de investigación significativa en las últimas dos décadas [38], a pesar de que la mayoría de estos estudios solo se han realizado en objetos de prueba y en muestras de mastectomía [11] y usualmente la evaluación se ha realizado solamente de manera subjetiva [10-12]. La aplicación de esta técnica se ha expandido gracias a las mejoras

sustanciales en la calidad de las imágenes y en la reducción de la dosis al paciente. En la actualidad hay más de 50 fuentes de radiación de sincrotrón en todo el mundo [16].

Una de las instalaciones generadora de rayos-x obtenidos por radiación de sincrotrón (SR) está situada en los imanes de flexión de Elettra en Trieste, Italia. La SR ofrece muchas ventajas y presenta varias diferencias con respecto a los sistemas de tubo de rayos x tradicionales [10]:

1. El alto flujo proporcionado (casi 10^8 fotones/s/ mm^2) permite seleccionar sólo la ventana de energía más adecuada con un ancho de banda estrecho (0,1%).
2. La colimación natural de la viga laminar (alrededor de 200 mm de ancho y 4 mm de altura en la estación clínica) facilita el rechazo de la dispersión natural sin la necesidad de redes anti-dispersión. Como consecuencia, esta geometría requiere el escaneo del paciente y el detector a través de una viga estacionaria.
3. El tamaño de fuente pequeña (aproximadamente 1mm de ancho y 0.1mm de alto), junto con la gran distancia de la fuente a la muestra (en el orden de 30 m) cuentan con una pequeña zona de penumbra, permitiendo que las técnicas de imagen sean sensible al cambio de fase.

En los últimos 5 años se han desarrollado varias técnicas médicas que hacen uso de la radiación del sincrotrón. La ejecución de la fase clínica de la mamografía de contraste de fase con radiación de sincrotrón en la línea de luz SYRMEP era de esperar, ya que esta línea de luz cuenta con las características descritas anteriormente y el espectro de rayos x (de 8,5 a 35keV) cae en el rango de energía adecuado para esta aplicación [10].

El mamógrafo por haces de sincrotrón se encuentra instalado en varias habitaciones. Cuenta con: sala del radiólogo, sala de examen médico que comprende el sistema de alineación y de exploración del paciente, y sala de control y de instrumentación necesaria para la seguridad del paciente. Este diseño permite trabajar con mayor seguridad en modo experimental o en el modo de clínica [39].

A diferencia de los otros equipos de mamografía digital, este equipo cuenta para la alineación del paciente y el sistema de barrido, de un elemento de movimiento con tres grados de libertad y un soporte en el que el paciente está en decúbito prono (Figura 8).

Además posee un agujero de forma ergonómica con capacidad para la mama. A continuación del orificio se coloca un sistema de compresión, que consta de dos placas deslizantes, una (de fibra de carbono) que actúa como referencia y el segundo (de policarbonato) que comprime la mama. Vale la pena hacer notar que la posición particular del paciente reduce el dolor asociado con la compresión en comparación con las unidades tradicionales [10]. El detector, que en este caso es el KODAK MIN-R 2000, está situado en un carril de 2 m de largo, lo que permite el ajuste de la distancia óptima para maximizar los efectos del contraste de fase.



Figura 8. Soporte del paciente en el equipo de mamografía por haces de sincrotrón

La mamografía con radiación de sincrotrón es un innovador método de obtención de imágenes, donde los sincrotrones generan rayos x que son prácticamente monocromáticos, permiten optimizar la dosis y determinan una reducción general de la radiación dispersa. En lugar del detector estar colocado inmediatamente detrás de la muestra, tal como en las técnicas tradicionales de rayos x, el detector está a una distancia determinada, el cual es un espacio libre de propagación que transforma la modulación de fase del haz transmitido en una modulación de amplitud [40]. El contraste es generado a partir de la interferencia entre las partes de los frentes de onda. Tal contraste se superpone a la imagen y ayuda a mejorar la visibilidad de los bordes de las estructuras y otros detalles [11].

A diferencia de la mamografía convencional o digital, en la mamografía por radiación de sincrotrón el contraste de fase y la difracción de la imagen producen mejoras en el

contraste de la misma y aumentan la visibilidad de detalles pequeños [41]. Debido a la mejora de estos indicadores pueden aplicarse eficazmente en mamografía para el diagnóstico de lesiones malignas.

Los estudios radiológicos tradicionales, como hemos visto, se basan sólo en los efectos de absorción, y por lo tanto el contraste de la imagen se debe enteramente a diferencias en las propiedades de absorción de los tejidos. Esto conduce a varios problemas cuando son imágenes de tejidos biológicos blandos como el tejido mamario. Para estos tejidos el rango de energía es de 15 a 25 keV. En ese rango la absorción es considerablemente menor que el desplazamiento de fase, y por lo tanto, los efectos debidos a la fase son más relevantes que los efectos de absorción [11].

1.5 Calidad de Imagen.

La calidad de la imagen es una medida del funcionamiento de un sistema generador de imágenes usado para un determinado tipo de examen [22]. Aunque el proceso de realizar el diagnóstico desde la imagen es a menudo subjetivo, las imágenes de alta calidad brindan mejor información diagnóstica [3]. La calidad de una imagen se expresa en términos de 5 parámetros fundamentales:

- Contraste
- Resolución espacial
- Presencia de artefactos
- Ruido
- Distorsión

Contraste imagen: Es la diferencia en densidad óptica (DO) entre dos tejidos o estructuras aledañas sobre una imagen y expresa el diferente grado de atenuación de la radiación en los distintos tejidos o estructuras del cuerpo [25]. Teniendo en cuenta que las mamas están compuestas por tejidos blandos y que las calcificaciones típicas que se producen en ellas son muy pequeñas, solo un poco más densas que los tejidos blandos y con número atómico ligeramente mayor, es importante garantizar el contraste adecuado para su observación, seleccionando correctamente el kVp, que por lo general

es más bajo que en otros estudios de radiografía y tiende a generar mayores dosis en el paciente.

La relación inversa entre contraste y la dosis óptima para un espectro de fotones de energía depende en este caso del tamaño y la densidad de la mama, por lo que debe de ser particularizado para cada paciente. Algunos criterios que indican un contraste correcto en mamografía son: la DO de las áreas glandulares debe ser diferente de la de la grasa; el tejido fibroglandular debería ser de gris a blanco y las regiones grasas de gris oscuro a negro. Por otro lado, aunque es deseable un buen contraste, si el contraste es demasiado alto no pueden verse las partes gruesas y las finas de la mama al mismo tiempo [42].

Resolución espacial: Las estructuras y objetos en el cuerpo varían no sólo en cuanto al contraste físico sino también en tamaño. Cada método de imagen tiene un límite en cuanto al objeto más pequeño que puede ser monitoreado y ser visibles los detalles de estos. La pérdida de resolución espacial reduce el contraste y la visibilidad de los pequeños objetos o detalles [25]. Es una medida de la capacidad del sistema para representar en la imagen detalles finos del objeto, como son estructuras de pequeño tamaño o bordes nítidos. Naturalmente depende del contraste de dichas estructuras o bordes y suele expresarse como una función, llamada función de transferencia de modulación (MTF), que da, para cada frecuencia espacial, la relación de contraste entre la imagen y el objeto original.

Artefactos: Son elementos presentes en la imagen que no se corresponden con otros elementos en el objeto de estudio. En mamografía esto se corresponde con variaciones en la (DO) de la imagen que no reflejan las verdaderas diferencias de atenuación de la radiación en el tejido [42].

Ruido: Un objeto uniforme no produce una imagen completamente plana. En ella aparecen unas ciertas variaciones aleatorias de intensidad como consecuencia de la variación estadística en el número de fotones que llegan al receptor y también por el propio comportamiento de este y de la eventual electrónica asociada (en sistemas digitales). Tal circunstancia se describe como ruido de la imagen [33].

Para el caso de los equipos de mamografía el ruido o moteado radiográfico puede comprometer la posibilidad de discernir los pequeños detalles como es el caso de las microcalcificaciones [42].

Para los sistemas digitales, dada su latitud mucho más amplia, en la formación del ruido no sólo intervienen los factores asociados al propio sistema de imagen sino también la intensidad de la señal. Es posible adquirir imágenes con dosis muy pequeñas a costa de incrementar el ruido de manera apreciable. O, por el contrario, cabe reducir drásticamente el ruido a base de aumentar la dosis. La variación del ruido con la intensidad de la señal se convierte así en un factor fundamental para la calidad de imagen [33].

Distorsión: Una imagen médica no sólo debe presentar los objetos visibles, sino que debe dar una impresión correcta de su tamaño, forma y posición relativa. Las fuentes de distorsión en equipos de rayos x son: distancia o posición del objeto y forma del objeto.

Los objetos más alejados del foco sufren distorsión debido a la dispersión de los fotones. Para el estudio de la glándula mamaria se practican dos proyecciones radiológicas básicas, la medio-lateral oblicua y la cráneo-caudal de cada mama (Figura 9). Una buena proyección se obtiene con un buen posicionamiento y una buena compresión. En todas las proyecciones el pezón debe de quedar paralelo al receptor de la imagen y no ha de estar proyectado en la glándula mamaria [27, 43]



Figura 9. Proyecciones para la obtención de la imagen en mamografía (a) Proyección medio-lateral oblicua (b) Proyección cráneo-caudal

La calidad de la imagen en mamografía está en buena medida determinada por las características técnicas del equipo de adquisición, la selección de variables apropiadas por el operador como el kilovoltaje y la corriente de tubo entre otros aspectos [44, 45].

Kilovoltaje (kV): establece la energía de los electrones emitidos, por lo que los fotones x emitidos por el ánodo no pueden ser formados con una energía mayor que la máxima de los electrones que impactan el ánodo. Por eso, este factor regula la energía del espectro. A mayor kV, mayor energía de los fotones x y menor atenuación en el cuerpo del paciente, lo que aumenta la penetración de la radiación provocando una reducción en el contraste imagen. Por el contrario, una disminución del kV implica una mayor atenuación de los rayos x en el cuerpo del paciente, que mejora el contraste imagen pero incrementa además la dosis que recibe el paciente [21].

Kilovoltaje pico (kVp): regula la máxima energía del espectro de rayos x, la cual es proporcional al cuadrado del kVp. Duplicando este parámetro se cuadruplica la exposición del tubo [21, 46]

Miliamperes por segundo (mAs): representa la cantidad total de electrones emitidos por unidad de tiempo. Es el producto de la corriente que circula por el tubo en (mA) y el tiempo en segundos [47] y determina la cantidad de rayos x emitidos que alcanzan el detector. Determina la relación señal a ruido (SNR) y la dosis que recibe el paciente. A mayor mAs mayor dosis absorbida por el paciente [21].

1.6 Estado del arte en calidad de imagen digital vs. mamografía de contraste de fases usando haces del sincrotrón.

En el año 2000 comenzó la investigación en la línea SYRMEP en Elettra, la instalación de sincrotrón en Trieste, Italia, según un proyecto de investigación con vistas a desarrollar experimentos para la comparación de la calidad de imagen en mamografía digital vs. mamografía por contraste de fase. Para esta primera etapa del experimento se usaron maniqués y piezas de mastectomía para la obtención de las imágenes. La técnica por radiación de sincrotrón obtuvo mejores resultados de contraste y de resolución espacial en comparación con las técnicas convencionales logrando, una mayor definición de los detalles [11] a juicio de los observadores reales que evaluaron las imágenes subjetivamente. En la Figura 10 se ilustra lo anteriormente mencionado.

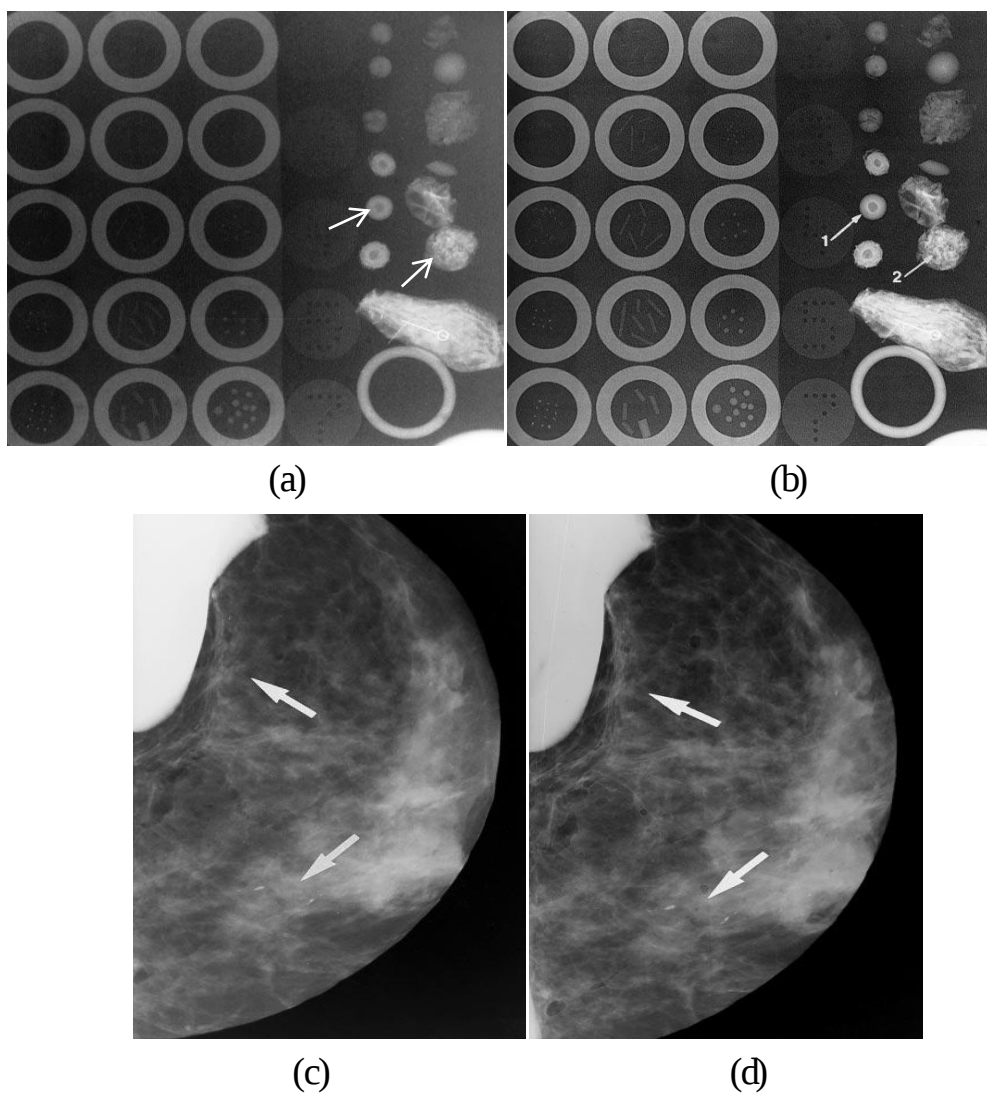


Figura 10. (a, b) Imágenes de maniquís y (c, d) piezas de mastectomía. (a, c) Imagen tomada con un equipo de mamografía convencional (b, d) Imagen tomada usando contraste de fase

En 2008 [10] se obtuvieron nuevos resultados en esta línea de investigación. Para esta segunda etapa de proyecto el experimento se realizó con pacientes. En estos ensayos se tomó en cuenta también la dosis aplicada a las pacientes, dada su relación con la calidad de imagen. A partir de un análisis subjetivo, realizado por 3 radiólogos, en las imágenes obtenidas con ambas técnicas se observó que la mamografía por contraste de fase usando haces de sincrotrón fue superior a la mamografía digital (Figura 11). Las dosis suministradas a las pacientes fueron menores en la técnica de contraste de fase que en las tomadas con los mamógrafos digitales.

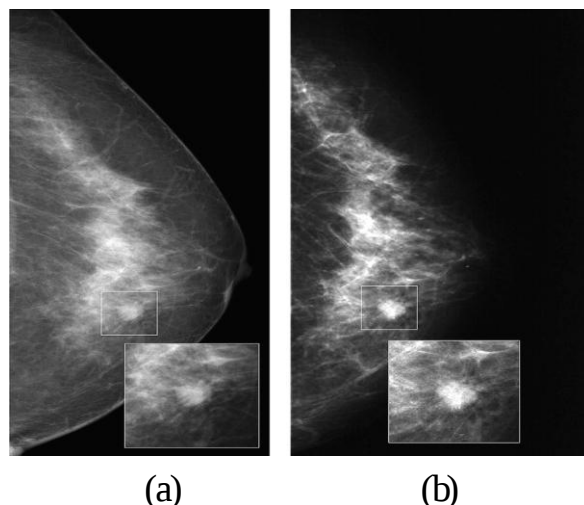


Figura 11. Imágenes tomadas a una mama real de una paciente (a) con un mamógrafo digital (b) usando contraste de fase con haces de sincrotrón

Los últimos resultados obtenidos en esta línea de investigación se obtuvieron el en 2011. El experimento se realizó con 96 mujeres, las cuales fueron diagnosticadas de tener sospecha de lesión. El análisis realizado fue nuevamente subjetivo, mostrando que la mamografía de contraste de fase con la radiación del sincrotrón facilita el diagnostico de verdaderos-negativos. Los resultados del estudio sugieren que esta nueva técnica puede usarse para clarificar los casos identificados como sospechosos en una mamografía digital [12].

En estas investigaciones no se ha realizado hasta el presente ninguna medida objetiva para evaluar la calidad de las imágenes obtenida a partir de estas técnicas.

1.7 Conclusiones del Capítulo

La mamografía digital como técnica de obtención de imágenes es compleja. La técnica ha evolucionado desde la analógica (convencional) hasta las modernas técnicas digitales CR y DR e incluyendo las de contraste de fase. Garantizar un método efectivo que implique buena calidad de imagen con el menor daño radiológico al paciente es un reto tecnológico que se persigue constantemente. Para encontrar una tecnología eficiente que cumpla con los requisitos antes mencionados es necesario identificar cuál de las técnicas digitales existentes hasta el momento ofrece los mejores resultados en la relación calidad de imagen/ dosis al paciente desde el punto de vista objetivo.

CAPÍTULO 2 MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente capítulo se describen los materiales y métodos utilizados en esta investigación. Inicialmente se refieren las características de los equipos y maniqués utilizados para adquirir las imágenes. Posteriormente se detallan las condiciones de adquisición de las imágenes utilizadas y las regiones de interés (ROI) seleccionadas. Finalmente se describen los indicadores de calidad de imagen seleccionados y los cálculos estadísticos realizados para evaluarlos.

2.1 Tecnología utilizada

En esta investigación se adquirieron imágenes en tres equipos de mamografía, de ellos, dos son equipos digitales instalados en los hospitales Cattinara y Marggiore de la ciudad de Trieste, Italia, y un tercer equipo instalado en las instalaciones de SYRMEP también en Trieste, Italia. Este último es el utilizado para generar imágenes con contraste de fase usando haces de sincrotrón.

2.1.1 Mamógrafo GE

El Senographe DS, General Electric es un equipo de mamografía digital del tipo CR. Posee características especiales que permite que las imágenes obtenidas a partir de esta técnica tengan una buena calidad.

Características técnicas del equipo:

Detector: Silicio amorfo de 19x23 cm (239x305 mm)

Rejilla: 5:1

Voltaje nominal: 49 kV

Filtración permanente: 0.69 mm Be

Tamaños punto focal: (0.1 – 0.3mm)

0.3 mm Mo: 64 V

0.3 mm Rh: 34 V

0.1 mm Mo: 289 V

0.3 mm Rh: 288 V

Rango dinámico: 14bits

Matriz de resultante: 1914 x 2294 pixel

Dimensión del pixel: 100 μ m.

Modalidades de exposición del equipo: Estándar, Contraste, Dosis, Manual

2.1.2 Mamógrafo Giotto

GIOTTO SDL IMAGEN/ W es un sistema de mamografía moderno del tipo DR.

Características técnicas del equipo:

Detector: Selenio (dimensiones son 24x30 cm (239x305 mm))

Tamaños punto focal: (0.1 – 0.3mm)

Filtración adicional: 0.05 mm Rh, 0.05mm Ag

Matriz resultante: 2816 x 3584 pixel (10.092.544 pixel)

Dimensión del pixel: 85 μ m

Rango dinámico: 13bits

Modalidades de exposición del equipo: Automático y Manual

2.1.3 Mamógrafo digital utilizando haces de sincrotrón

El detector usado en este experimento fue el FUJIFILM Medical Systems y de uso general en radiografía.

Características técnicas del equipo:

Detector: Selenio (dimensiones son 24x18 cm)

Distancia detector-muestra: 2m

Filtración adicional: No necesaria

Matriz resultante: 4740 x 3540 pixel (16.779.600 pixel)

Dimensión del pixel: 50 μ m

Rango dinámico: 16bits

Modalidades de exposición del equipo: Automático, semiautomático y manual

Radiación monocromática (0.2% de ancho de banda)

Energía variable entre 8–35 keV,

Flujo de fotones de 10^8 fotones/(mm²sec)

2.2 Bases de datos utilizadas

Para la realización de esta tesis se utilizó una base de datos de imágenes previamente obtenidas en los equipos anteriormente mencionados a partir del proyecto “Cuantificación de la mejora de calidad de imagen en la mamografía de contraste de fase usando haces de sincrotrón respecto a la mamografía convencional y digital con rayos x (ICTP/ELECTRA/Cuba)”. Para cada equipamiento se fijaron determinados parámetros de adquisición y se tomaron imágenes a pacientes y a maniquíes, en nuestro caso se utilizó un maniquí físico y uno antropomórfico, que permitieron obtener imágenes con calidad para su posterior estudio.

2.2.1 Maniquí físico

El CIRS Modelo 015 es un maniquí físico diseñado para probar el rendimiento de un sistema de mamografía por una evaluación cuantitativa de la capacidad del sistema de detectar pequeñas estructuras similares a las que se encuentran clínicamente. Este maniquí posee 16 objetos que simulan calcificaciones, calcificaciones fibrosas en los conductos y masas tumorales, como se muestra en la Figura 12, de las cuales se tomaron 6 regiones específicas para el estudio.

Especificaciones

Insertos de cera

Las fibras (fibra de nylon)	Puntos (punto Al ₂ O ₃)	Masas (espesor)
1. 1,56 mm	7. 0,54 mm	12. Masa 2,00 mm
2. 1,12 mm	8. 0,40 mm	13. Masa 1,00 mm
3. 0,89 mm	9. 0,32 mm	14. Masa de 0,75 mm
4. 0,75 mm	10. 0,24 mm	15. Masa de 0,50 mm
5. 0,54 mm	11. 0,16 mm	16. Masa de 0,25
6. 0,40 mm		

Dimensiones: 10.8 cm x 10.2 cm x 4.4 cm

Peso: 2 lbs. (0,91 kg)

Material: Polimetilmetacrilato (PMMA)

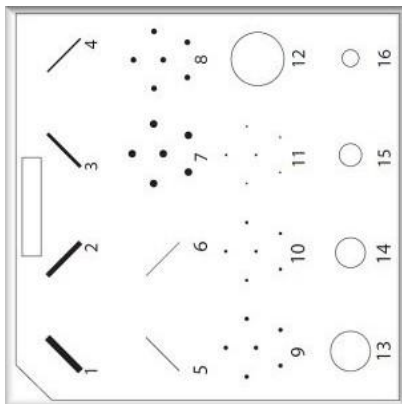


Figura 12. Maniquí físico CIRS Modelo 015

2.2.2 Maniquí antropomórfico

El maniquí antropomórfico RMI 165 (Figura 13) brinda un modelo del tejido equivalente al material de una mama real, proporcionando una imagen del tamaño y forma de una mama comprimida en 5 cm. El RMI 165 permite probar los sistemas monográficos bajo condiciones clínicas específicas, ya que tiene las mismas características de atenuación que una mama humana.

Especificaciones

Exterior:(material) acrílico

Interior (componentes estructurales) tejidos que imitan tejido mamográfico real

Dimensiones: 19.6 cm x 11.7cm x 6.1cm

Peso: 0,7kg



Figura 13. Maniquí antropomórfico RMI 165

2.2.3 Pacientes

Las imágenes tomadas para este estudio son de pacientes, que tuvieron un diagnóstico sospechoso o incierto en exámenes con equipos digitales CR o DR (los mismos que se incluyeron en esta investigación). La muestra tomada para el experimento corresponde a mujeres sintomáticas entre 45 y 75 años voluntarias, que dieron su autorización para que se le practicara la mamografía con contraste de fase a partir de las radiaciones del sincrotrón.

Un primer examen se les realizó en un equipo digital (GE o Giotto) y en caso de un diagnóstico dudoso, se sometieron a la mamografía por contraste de fase con haces de sincrotrón. La base de datos cuenta con imágenes tomadas a nueve pacientes. Para nuestro estudio se tomó una muestra de 6 pacientes, tomando 6 imágenes del sincrotrón, tres del GE y tres del Giotto donde un especialista en radiología señaló las regiones dudosas.

2.3 Imágenes adquiridas para el estudio

Para la obtención de las imágenes que vamos a utilizar para nuestro estudio se tuvieron en cuenta diferentes parámetros de adquisición del equipo utilizado para la obtención de las imágenes.

2.3.1 Imágenes del Senographe DS General Electric

En las mediciones realizadas con el equipo Senographe DS General Electric (CR) se utilizó un detector de silicio amorfo, con un tamaño de punto focal de 0.1 – 0.3mm y tubos de rayos x MAXIRAY 100TH-M1.

El equipo cuenta con 4 modalidades de exposición, automática y manual, donde la primera utiliza 3 modos diferentes: *contrast*, *standard*, *dose*. La exposición se realizó utilizando un maniquí físico y uno antropomórfico, obteniendo un total de 23 y 16 imágenes respectivamente.

En las siguientes Tablas (1 a la 5) se muestran los datos de adquisición de las imágenes, incluida una estimación de la dosis absorbida:

Tabla 1: Mediciones con el Maniquí ACR: Modo automático

Modo	Ánodo/Filtro	kV	mAs	DGP (mGy)
<i>Contrast</i>	Mo/Rh	27	75	1.40
<i>Standard</i>	Mo/Rh	28	47	1.02
<i>Dose</i>	Mo/Rh	28	39	0.86

Tabla 2: Mediciones con el Maniquí ACR: Modo manual

Foco Grueso Mo/Mo	kV	mAs	DGP (mGy)
	25	80	1.02
	26	56	0.83
	27	45	0.78
	28	36	0.78
	29	28	0.66
	30	25	0.68
	31	20	0.64
	32	16	0.59
Foco Grueso Mo/Rh	kV	mAs	DGP (mGy)
	25	56	0.74
	26	45	0.7
	27	36	0.64
	28	32	0.66
	29	25	0.59
	30	20	0.54
	31	18	0.55
	32	14	0.49
	33	14	0.56
	34	11	0.52
	35	10	0.53

Tabla 3: Mediciones con el Maniquí RMI-165: Modo automático

Modo	Anodo/Filtro	kV	mAs	DGP (mGy)
Contraste	Rh/Rh	30	103	2.05
Standard	Rh/Rh	31	74	1.72
Dose	Rh/Rh	30	68	1.37

Tabla 4: Mediciones con el Maniquí RMI-165: Modo manual

Foco Grueso Mo/Mo mAs Fijo	kV	mAs	DGP (mGy)
	28	180	2.7
	29	180	3.16
	25	80	0.75
	28	80	1.20
	29	80	1.40
	30	80	1.60
	31	80	1.97
	32	80	2.31
Foco Grueso Mo/Mo kV Fijo	kV	mAs	DGP (mGy)
	30	100	2.05
	30	80	1.60
	30	71	1.45
	30	63	1.29
	30	50	1.02
	30	36	0.74

Tabla 5: Mediciones realizadas a las pacientes

Paciente	Anodo/Filtro	kV	mAs	DPG (mGy)
GV	Rh/Rh	29	42	0.99
MB	Rh/Rh	29	62	0.87
ZC	Rh/Rh	31	62	1.45

2.3.2 Imágenes del Giotto

Para la obtención de imágenes con el equipo Giotto (DR) se usó un detector de selenio, un tubo de rayos x VARIAN y tamaños de punto focal de 0.1 – 0.3mm. La exposición se

realizó en 2 modalidades, modo automático y modo manual, utilizando los maniqués antes mencionados, obteniendo un total de 19 imágenes con el maniquí físico y una con el antropomórfico.

Los datos de los parámetros de adquisición de las imágenes obtenidas se muestran en las siguientes tablas:

Tabla 6: Mediciones con el Maniquí ACR: Modo automático

Modo	Anodo/Filtro	kV	mAs	DGP (mGy)
Automático	W/Rh	26	98	1.2

Tabla 7: Mediciones con el Maniquí ACR: Modo manual

Foco Grueso W/Ag	kV	mAs	DGP (mGy)
	25	80	0.9
	26	56	0.7
	27	45	0.7
	28	36	0.6
	29	28	0.5
	30	25	0.5
	31	20	0.4
	32	16	0.4
Foco Grueso W/Rh	kV	mAs	DGP (mGy)
	25	56	0.6
	26	45	0.5
	27	36	0.5
	28	32	0.4
	29	25	0.4
	30	20	0.3
	31	18	0.3
	33	14	0.3
	34	11	0.2
	35	10	0.2

Tabla 8: Mediciones con el Maniquí RMI-165: Modo automático

Modo	Ánodo/Filtro	kV	mAs	DGP(mGy)
Automático	W/Ag	30	111	2.0

Tabla 9: Mediciones realizadas a las pacientes

Paciente	Ánodo/Filtro	kV	mAs	DPG (mGy)
AA	W/Ag	28	79	1.2
PM	W/Rh	24	67	0.9
UR	W/Ag	30	76	1.4

2.3.3 Imágenes del sincrotrón

Por último, para las imágenes adquiridas con el mamógrafo digital utilizando haces del sincrotrón, se tomaron en cuenta las características específicas de este equipo; se usaron igualmente un maniquí físico y uno antropomórfico, para los cuales los valores de energía (keV) se variaron de 17 a 22 keV en pasos de 0.5 y de 22 a 25 keV en pasos de 1. Se utilizaron dos tiempos de exposición de forma tal que un grupo de imágenes tuviera una dosis glandular promedio (DGP) baja (~ 0.62 mGy) y el otro una alta (~ 1.02 mGy) para los mismos valores de energía, obteniéndose un total de 25 imágenes con cada maniquí. En el estudio con esta técnica se utilizó como detector el Sistema Médico FUJIFILM.

Los datos de la adquisición de las imágenes se muestran en las siguientes tablas:

Tabla 10: Mediciones con el Maniquí ACR

E (keV)	MGD (mGy)
17	0,63
17,5	0,61
18	0,65
18,5	0,63
19	0,63
19,5	0,62
20	0,63
20,5	0,64
21	0,64

21,5	0,62
22	0,62
17	1,03
17,5	1,05
18	1,04
18,5	1,02
19	1,02
19,5	1,03
20	1,02
20,5	1,02
21	1,02
21,5	1,02
22	1,02
23	
24	
25	

Tabla 11: Mediciones con el Maniquí RMI-165: Modo automático

E (keV)	MGD (mGy)
17	0,61
17,5	0,61
18	0,68
18,5	0,65
19	0,64
19,5	0,63
20	0,64
20,5	0,64
21	0,65
21,5	0,64
22	0,63
17	1,03
17,5	1,03
18	1,09

18,5	1,04
19	1,03
19,5	1,03
20	1,01
20,5	1,02
21	1,02
21,5	1,02
22	1,02
23	
24	
25	

Tabla 12: Mediciones realizadas a las pacientes

Paciente	DPG (mGy)
GV	0.84
MB	2.00
ZC	1.06
AA	1.42
PM	0.55
UR	0.89

2.4 Medidas objetivas para el análisis de calidad de imagen

Para el análisis de las medidas objetivas se situaron ventanas sobre las regiones de interés (ROI) seleccionadas en ambos maniqués (Figura 14), todas de igual tamaño en cuanto a área, variando el número de los píxeles en dependencia de equipo utilizado.

En el maniquí físico se escogieron las regiones 1, 4, 7, 8, 12 y 13 para el estudio, debido a que son regiones que imitan lesiones o estructuras mamarias como lo son los conductos de la mama (1 y 4, de ahora en adelante líneas), nódulos (12 y 13, de ahora en adelante masas) y microcalcificaciones (7 y 8, de ahora en adelante puntos). Las regiones similares, masas, puntos y líneas se promediaron, obteniéndose 3 valores, cada uno perteneciente a un tipo de estructura en particular. Como ROI de fondo se tomó una región resultante del promedio de 6 regiones seleccionadas en la imagen, donde no existieran elementos físicos del maniquí (Figura 14a).

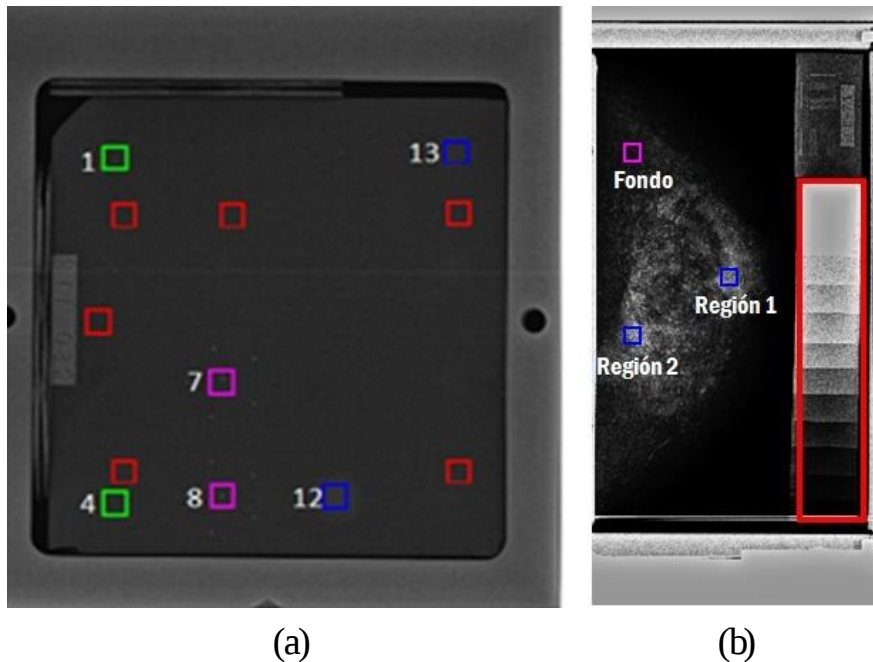


Figura 14. ROI seleccionadas en las diferentes imágenes maniquíes tomadas con el equipo del sincrotrón
a) Maniquí físico, verde: líneas, violeta: puntos, azul: manchas, rojo: fondo b) Maniquí antropomórfico, violeta: fondo, azul: lesiones simuladas, rojo: diferentes DD

En el maniquí antropomórfico fueron escogidas 2 ROIs consideradas tejidos, con una densidad diferente y superior al tejido normal, a partir del criterio de un especialista médico (radiólogo con más de 10 años de experiencia) y una ROI de fondo, considerada como tejido normal también por el especialista médico (Figura 14b).

En el caso de las imágenes de pacientes, estas fueron primeramente evaluadas y diagnosticadas por el especialista médico, de modo que las ROIs se ubicaron en los sitios sugeridos por este.

2.4.1 Indicadores de calidad de imagen utilizados

En las ventanas seleccionadas se midieron el Contraste imagen (Cima), la relación contraste ruido (CNR) y la relación señal ruido (SNR) a partir de modelo de Rose (SNR_{Rose}), la entropía y la información transmitida, funciones que fueron implementadas a partir de las ecuaciones siguientes.

Contraste

Se define como la diferencia entre las densidades ópticas de dos tejidos o estructuras aledañas sobre la imagen y expresa el diferente grado de atenuación de la radiación en los distintos tejidos o estructuras del cuerpo.

$$C = \frac{(DO_1 - DO_2)}{DO_1} \quad (5)$$

DO: Densidad óptica en dos regiones de interés (1 y 2).

Relación Contraste-Ruido (CNR)

Es la medida objetiva que expresa la habilidad de un sistema de imágenes para detectar gran cantidad de detalles. Matemáticamente se define como:

$$CNR = \frac{X_{roi} - X_{fondo}}{\sigma_{fondo}} \quad (6)$$

donde X_{roi} es el valor medio de las intensidades de píxel en una región de interés, X_{fondo} es el valor medio de las intensidades de píxel en la región de fondo y σ_{fondo} es la desviación estándar de la intensidad de los píxeles en la región de fondo.

Relación Señal a Ruido utilizando el Modelo de Rose

Este modelo expresa la relación entre el número de fotones y la percepción de los detalles. El mismo describe la Relación señal-ruido (SNR) necesaria para detectar un objeto uniforme sobre un fondo uniforme [48]. Considerando que el contraste definido por Rose se puede expresar matemáticamente como:

$$C = \frac{q_f - q_o}{q_f} \quad (7)$$

donde: q_f : valor medio de fotones por unidad de área del fondo.

q_o : valor medio de fotones por unidad de área del objeto de interés enmarcado en la ROI seleccionada.

Rose además definió señal ΔS (ΔS_{Rose}) como un incremento del cambio en el número de fotones de la imagen, causado por la integración de un objeto sobre el área de ese objeto [48]. Matemáticamente se expresa:

$$\Delta S_{Rose} = q_f - q_0 \quad A \quad (8)$$

siendo:

A : el área del objeto.

El ruido en la señal de Rose es la desviación típica del número de fotones en un área igual a un fondo uniforme, σ_{Rose} . Dado que es un caso especial de fotones de fondo no correlacionados, el ruido descrito es derivado de la distribución estadística de *Poisson*. La definición matemática de la desviación típica para este caso es:

$$\sigma_{Rose} = \sqrt{q_f} \quad A \quad (9)$$

Por tanto la relación señal a ruido de Rose [48] se expresa como:

$$\Delta SNR_{Rose} = \frac{A(q_f - q_0)}{\sqrt{q_f} \quad A} = C \sqrt{q_f} \quad A \quad (10)$$

Entropía

Otro método utilizado como medida de la calidad de imagen es el método de la variación de entropía [49].

La entropía se define como:

$$H(p_1, p_2, \dots, p_n) = - \sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i \quad (11)$$

Donde $p_1, p_2, \dots, p_n$ es la probabilidad de ocurrencia de un evento.

Considerando que se tienen dos variables, una variable de entrada (x) y una variable de salida (y), la entropía para la entrada y salida se definen como $H(x)$ y $H(y)$ respectivamente [50]. La unión entre las entropías de entrada y de salida se define como $H(x,y)$ y $H_x(y)$ y

$H_y(x)$ son las entropías condicionales [49]. Para este caso tenemos que la información transmitida se expresa como:

$$\begin{aligned} T(x; y) &= H(x) - H_y(x) = H(y) - H_x(y) \\ &= H(x) + H(y) - H(x, y) \end{aligned} \quad (12)$$

Para calcular las entropías y la información transmitida se emplea una matriz de frecuencia (Tabla 10). Las columnas y las filas de esta tabla representan varias entradas y salidas que toman valores discretos. Las variables X y Y representan la cantidad de entradas o salidas totales respectivamente. Los subíndices i y j se refieren a una entrada o salida particular pero no específica. El número de veces que ocurre la entrada x_i es representado por n_i , y el número de veces que ocurre la salida y_j por n_j , finalmente la frecuencia con que las entradas x_i corresponden a la salida y_j , se da por n_{ij} . El total de todas las frecuencias se da por n .

Tabla.13: Matriz de frecuencia

		Input x							
		x_1	x_2	--	x_i	--	X		
Output y	y_1	n_{11}	n_{21}	--	n_{i1}	--	--	n_{X1}	$n_{j=1}$
	y_2	n_{12}	n_{22}	--	n_{i2}	--	--	n_{X2}	$n_{j=2}$
	y_3	n_{13}	n_{23}	--	n_{i3}	--	--	n_{X3}	$n_{j=3}$
	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	y_j	n_{1j}	n_{2j}	--	n_{ij}	--	--	n_{Xj}	$n_{j=j}$
	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Y		n_{1Y}	n_{2Y}	--	n_{iY}	--	--	n_{XY}	$n_{j=Y}$
		$n_{i=1}$	$n_{i=2}$	--	$n_{i=i}$	--	--	$n_{i=X}$	n

Esto se expresa:

$$\sum_j n_{ij} = n_i \quad (13)$$

$$\sum_i n_{ij} = n_j \quad (14)$$

$$\sum_{ij} n_{ij} = \sum_i n_i = \sum_j n_j = n \quad (15)$$

Por consiguiente, las tres entropías, $H(x)$, $H(y)$, y $H(x,y)$, pueden calcularse de la Tabla.1 por las ecuaciones siguientes:

$$H(x) = \sum_i p_i \log_2 \frac{1}{p_i} = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_i n_i \log_2 n_i \quad (16)$$

$$H(y) = \sum_j p_j \log_2 \frac{1}{p_j} = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_j n_j \log_2 n_j \quad (17)$$

$$H(x, y) = \sum_{ij} p_{ij} \log_2 \frac{1}{p_{ij}} = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_{ij} n_{ij} \log_2 n_{ij} \quad (18)$$

donde el $p_i = n_i/n$, $p_j = n_j/n$, y $p_{ij} = n_{ij}/n$.

La TI se calculó solamente en el maniquí antropomórfico utilizando la ecuación 12, 16, 17 y 18. Se situaron ventanas horizontales y verticales sobre las diferentes densidades ópticas (Figura 15) para calcular su entropía en función de la variación de intensidad de los píxeles.



Figura 15. Ventanas situadas en los pasos de densidad óptica en las imágenes del maniquí antropomórfico. a) Verticales b) Horizontales

Para la realización de los experimentos, procesamiento de las imágenes y cálculos de las medidas de calidad de imagen se utilizó Matlab (versión 7.4.0.287(R2007a)).

2.5 Cálculos estadísticos

Para el análisis estadístico usamos la prueba t-student con el objetivo de determinar la probabilidad de que dos conjunto de datos puedan tener una diferencia significativa entre

los valores de sus medias a pesar de que estas sean similares, utilizándose una estimación de la desviación típica en lugar del valor real. En nuestro trabajo se tomó como hipótesis, que para valores de probabilidad (p) menores que 0.05 las medias entre las muestras analizadas presentaran una diferencia significativa entre ellas.

Para la obtención de los resultados se utilizó la distribución de dos colas lo que corresponde a la probabilidad de un valor absoluto más elevado y la prueba número 3 la que pertenece a muestras con varianzas diferentes.

La normalidad de los datos fue comprobada utilizando la prueba de Lilliefors [51] la cual demuestra que un conjunto de datos pertenecen a una familia con distribución normal. Los cálculos estadísticos se realizaron utilizando el Excel del paquete de Office 2010.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se exponen y discuten los resultados obtenidos en el análisis objetivo realizado a partir del cálculo de los indicadores de calidad de imagen. Inicialmente se realizó un estudio de tendencias de los indicadores variando las condiciones de adquisición de forma manual. Posteriormente se analizan los valores medios de los indicadores en cada equipo y sus diferencias estadísticas. Finalmente se realizan un conjunto de medidas en imágenes de pacientes.

3.1 Comportamiento de las medidas objetivas de calidad de imagen.

Para analizar los resultados obtenidos, correspondientes a los valores estimados del cálculo de los indicadores sobre las regiones de interés, se tuvo en cuenta las diferentes condiciones de adquisición de las imágenes en modo manual. Se ajustaron líneas de tendencia para investigar cómo varían los parámetros de calidad de imagen con las variaciones en la energía de la radiación.

3.1.2 Maniquí físico

Las siguientes figuras muestran el comportamiento de las líneas de tendencias de los indicadores calculados para el maniquí físico en la región de las masas. Para analizar los resultados obtenidos correspondientes a los valores resultante del cálculo de los indicadores sobre las regiones en el maniquí físico en los equipos de GE y Giotto se tomó en cuenta la combinación ánodo-cátodo mientras que para el sincrotrón se tuvo en cuenta la dosis aplicada al paciente. Por tanto para el análisis, las imágenes quedaron divididas en 6 grupos, dosis altas (HD), dosis bajas (LD), y combinación W/Ag, W /Rh en el Giotto,

Mo/Mo, y Mo/Rh en el GE. Las Figuras 16, 17 y 18 muestra estos resultados para las masas y el anexo 1 muestra los resultados para fibras y puntos.

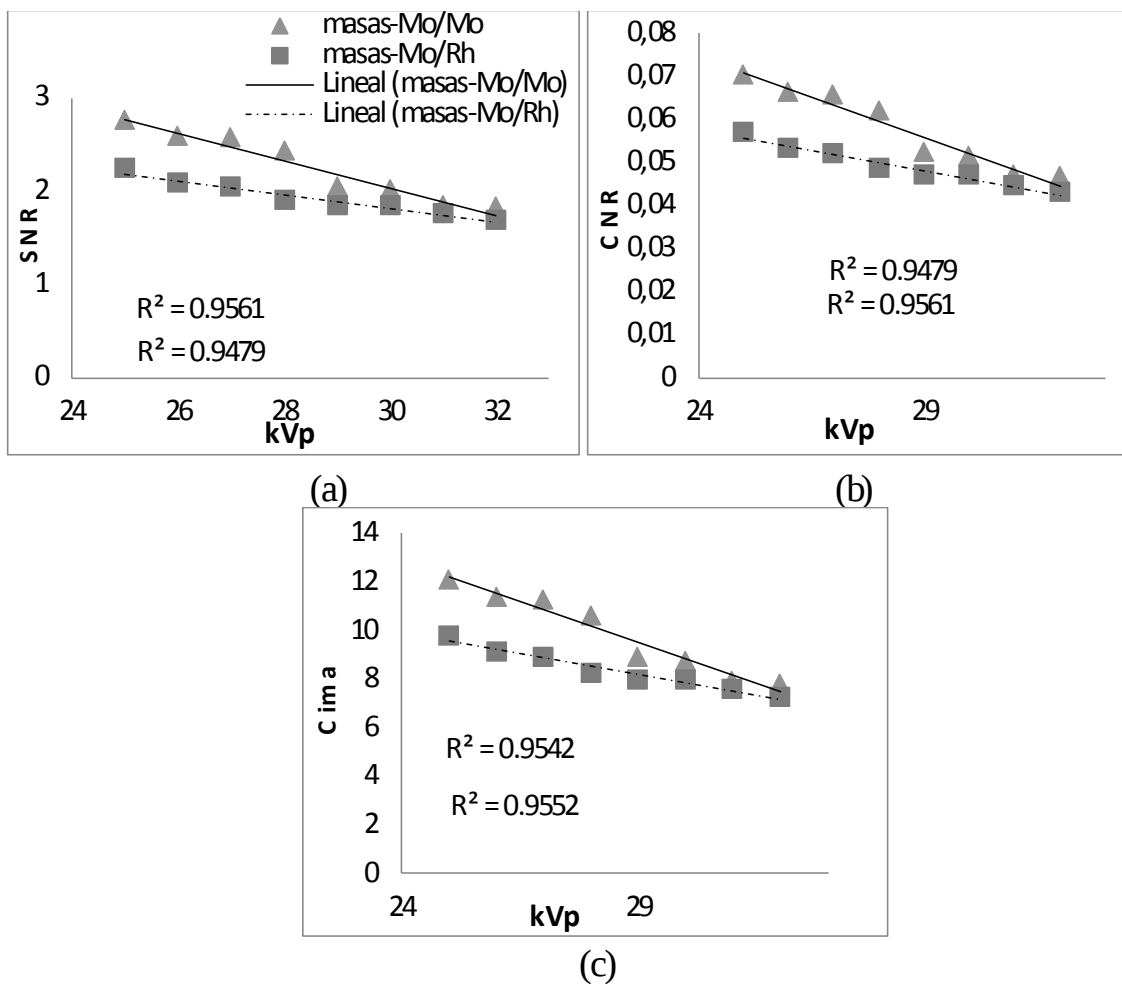
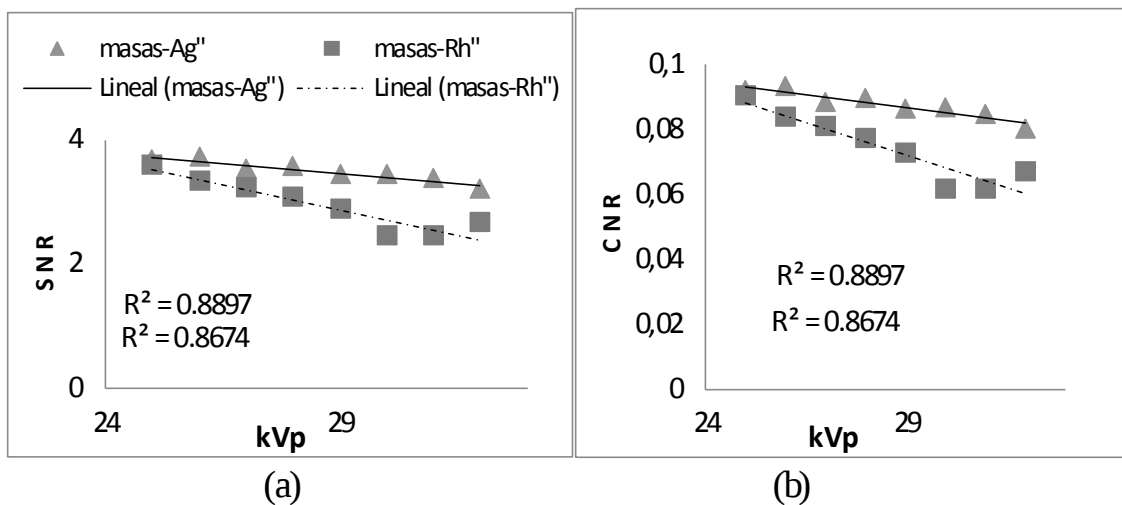


Figura 16. Comportamiento de los indicadores en las masas en el GE a) SNR b) CNR c) Cima



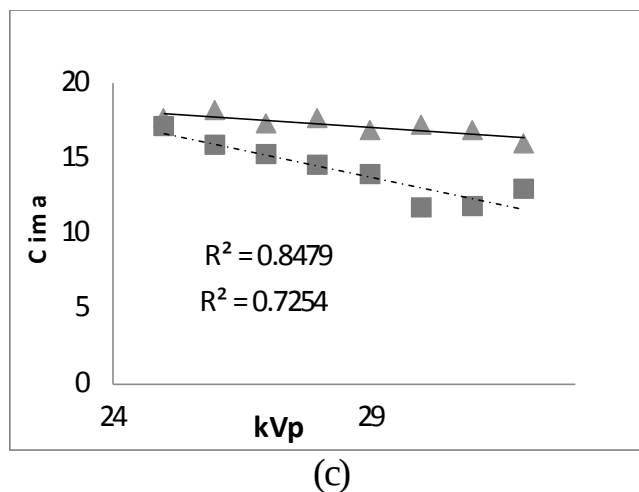


Figura 17. Comportamiento de los indicadores en las masas en el Giotto a) SNR b) CNR c) Cima

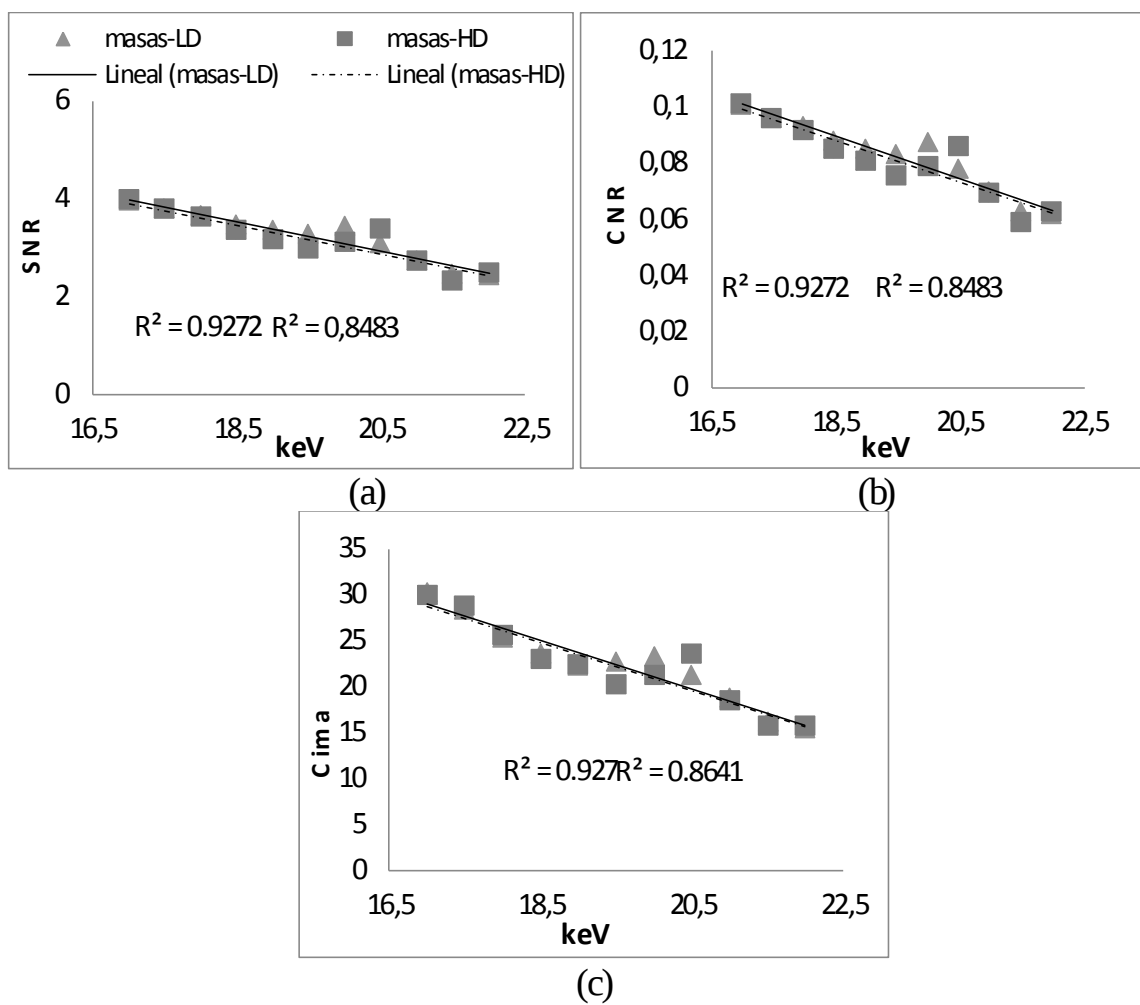


Figura 18. Comportamiento de los indicadores en las masas en el sincrotrón a) SNR b) CNR c) Cima

Para las masas las líneas de tendencia en los tres parámetros, SNR, CNR y Cima, mostraron un comportamiento lineal decreciente, con un error aproximado entre 0.3 y 0.1, con el incremento de la energía, comportamiento que se debe a la disminución de la interacción fotónica con el tejido. El valor absoluto siempre fue más alto en el sincrotrón (CF), seguido por el Giotto (DR) y el valor más bajo lo tuvo el General Electric (CR).

Para la región de las fibras el comportamiento en el Giotto y el GE también tuvo una tendencia lineal decreciente con el incremento de la energía con valores de error similares a los obtenidos en la región de las masas a pesar de que el rango de los valores está por debajo. En el GE para ambas combinaciones ánodo-cátodo el error es de aproximadamente 0.2 lo cual indica un comportamiento con poca dispersión. Para el Giotto las líneas de tendencia presentan valores de error más altos para la combinación W/Ag. El sincrotrón tuvo un comportamiento irregular, ya que los valores obtenidos no mostraron un comportamiento que se ajustara a una línea o curva con la variación del keV (Anexo 1).

Para las puntas el comportamiento es bastante irregular en todos los equipos, esto se debe a que la ROI seleccionada para esta región es muy similar a la ROI de fondo (incluye casi tanto fondo como esta) pues el tamaño del punto es pequeño, lo que incluye alta dispersión en los resultados. Por esa razón, las líneas de tendencia para esta región presentan valores de error altos. Estos valores oscilan entre 0.9 y 0.5 (Anexo 1). En este caso, en investigaciones futuras se debe repetir todo el experimento utilizando ROIs aún más pequeñas. De hecho, este tipo de objeto simula las microcalcificaciones, en cuya detección y diagnóstico fallan prácticamente todos los métodos objetivos que se han publicado en la actualidad para otras tecnologías [52].

3.1.3 Maniquí antropomórfico

Los siguientes gráficos muestran el comportamiento de los indicadores en las regiones de interés del maniquí antropomórfico.

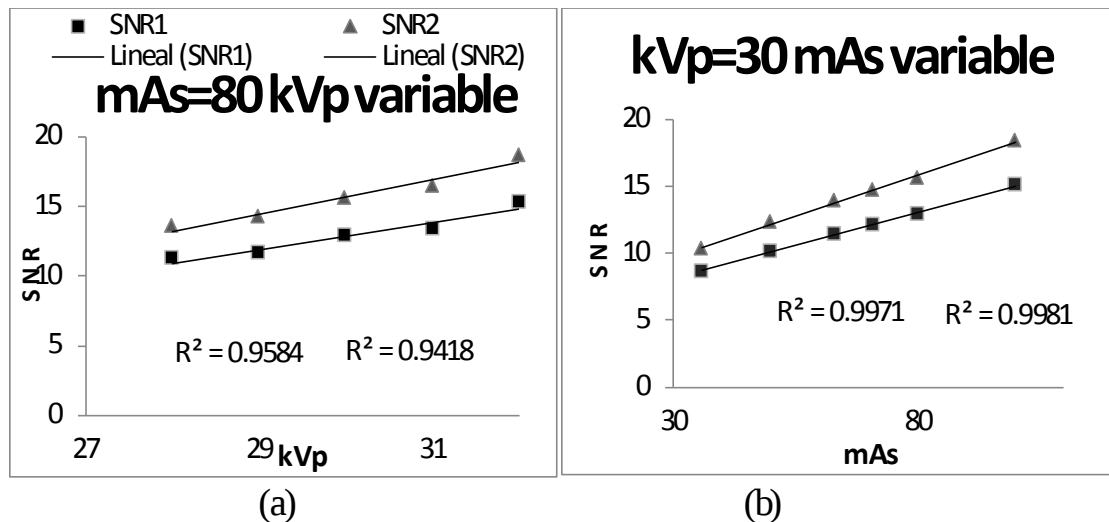


Figura 19. Comportamiento de la SNR para el GE (a) con mAs=80 y el kVp variable (b) con kVp=30 y un mAs variable

Como podemos apreciar, para el GE (CR) en el maniquí antropomórfico hubo dos condiciones de adquisición. La primera, con mAs constante y varios valores de kVp, en este caso, el comportamiento de los indicadores no fue el adecuado ya que al aumentar los niveles de kVp las medidas objetivas aumentaron en lugar de disminuir, estos resultados pueden ser producto de algún error o sesgo introducido durante la adquisición de las imágenes, por lo que como parte de este proyecto se ha recomendado repetir esta secuencia de mediciones en Trieste. La segunda condición fue a kVp constante y variación del mAs, para estas circunstancias los resultados sí tuvieron un comportamiento correcto ya que a medida que se aumentó el mAs ascendió la línea de tendencia de la SNR, la CNR y el Cima, presentando un error aproximado de tan solo 0.1 con respecto a una línea de tendencia lineal. La CNR y Cima se comportan de forma similar a la SNR (ver Anexo 2).

La base de datos de imágenes tomadas con el equipo Giotto (DR) solo tiene una imagen, por lo que no es posible realizar análisis de tendencias. Por tanto, para analizar comparativamente la calidad de esta imagen con respecto a condiciones de adquisición similares de otro equipo, se seleccionaron dos imágenes tomadas con el GE (CR) (Tabla 14).

Tabla 14: Datos de las imágenes para el análisis de la imagen del equipo Giotto

Imagen	Equipo	Modo	kV	mAs	DGP(mGy)
Rachel_G_1	Giotto	W/Ag automático	30	111	2
Rachel_14	GE	Mo/Mo Manual	30	100	2.05
Rachel_1	GE	Rh/Rh automático	30	103	2.05

La siguiente figura muestra los resultados obtenidos en la comparación de estas tres imágenes, donde podemos observar que la imagen de Giotto (DR) presenta valores de SNR, CNR y Cima más bajos que las imágenes tomadas con el GE (CR) para ambos modos de adquisición.

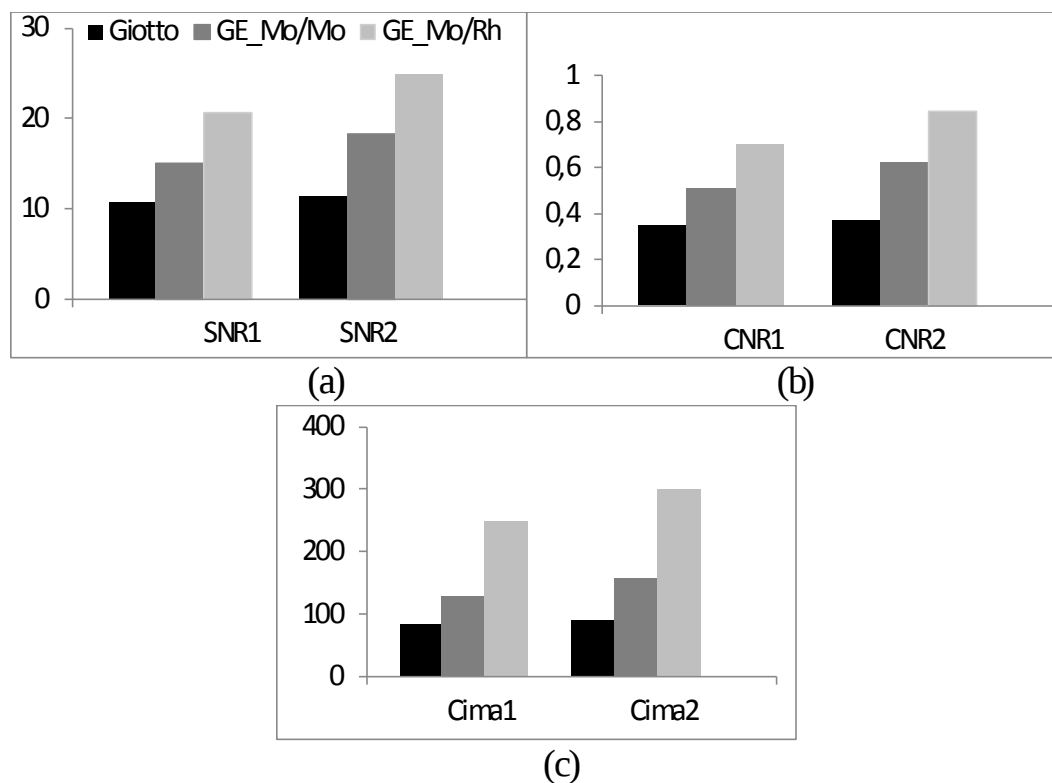


Figura 20. Comportamiento de los indicadores en las imágenes tomadas para el análisis del Giotto a) SNR b) CNR c) Cima

Las siguientes figuras muestran el comportamiento de los indicadores para los estudios obtenidos con el Sincrotrón (CF).

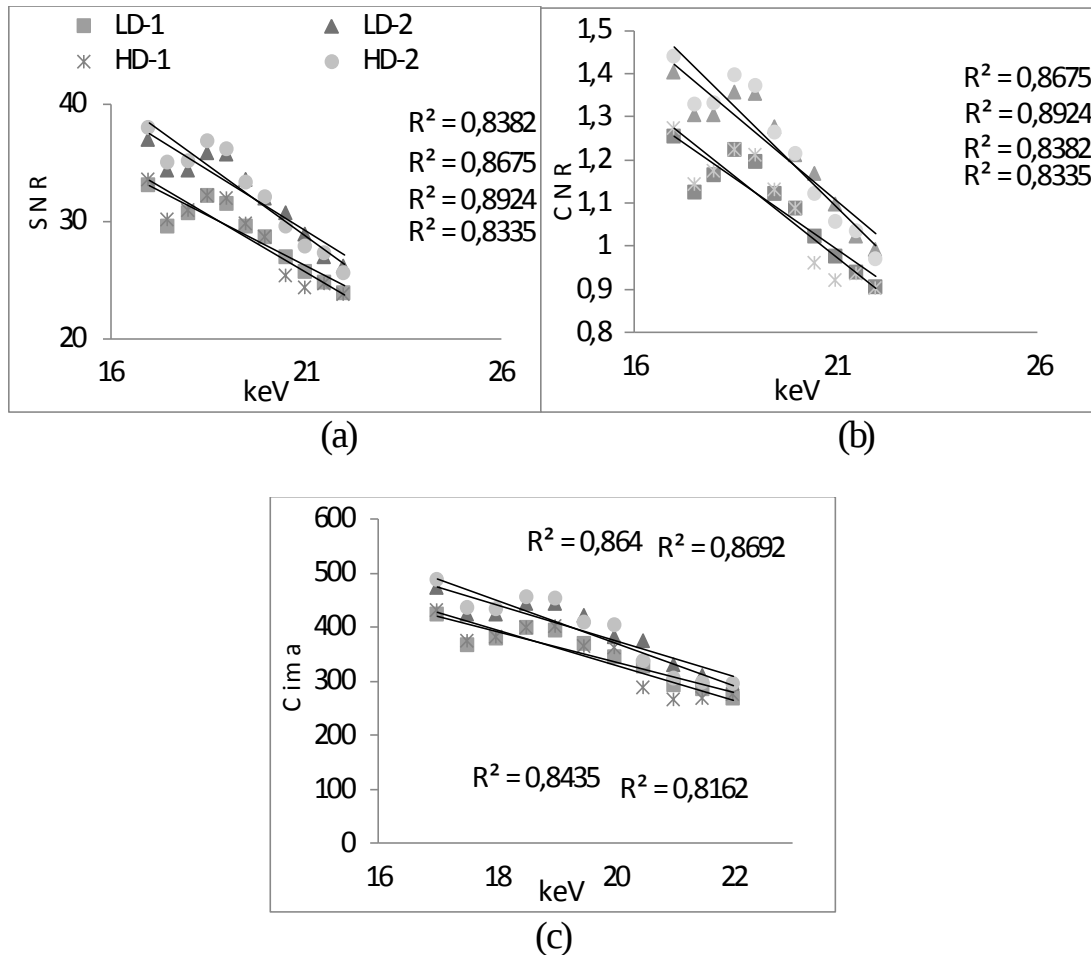


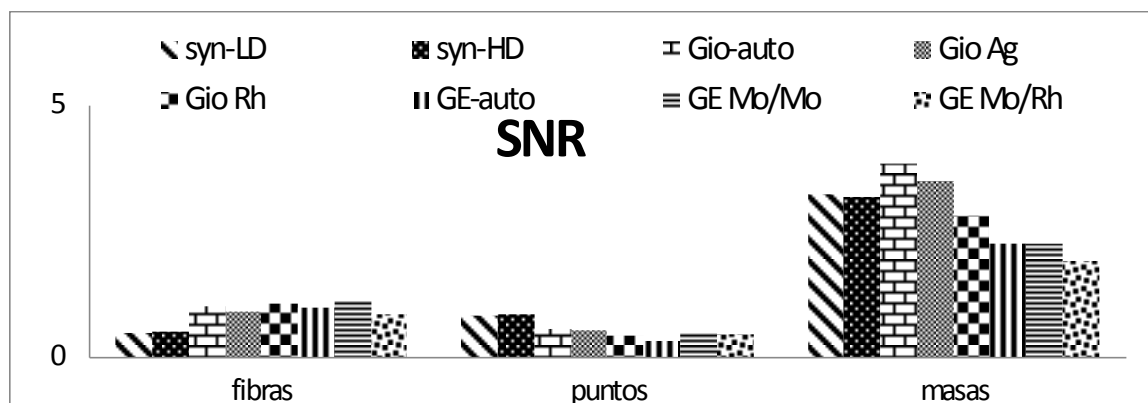
Figura 21. Comportamiento de los indicadores para las regiones de interés en las imágenes tomadas con la técnica del sincrotron con CF a) SNR b) CNR c) Contraste imagen

El comportamiento de las líneas de tendencia para los tres indicadores es similar, independientemente de la región analizada o de la dosis aplicada al paciente, LD o HD. Vemos que las líneas de tendencias de la SNR, CNR y Cima decrecen a medida que aumentamos los valores de energía y el error de la misma es de aproximadamente 0.2. Los parámetros calculados en el maniquí antropomorfo siguen siendo más altos en el sincrotrón (CF) que en el GE (CR) y el Giotto (DR).

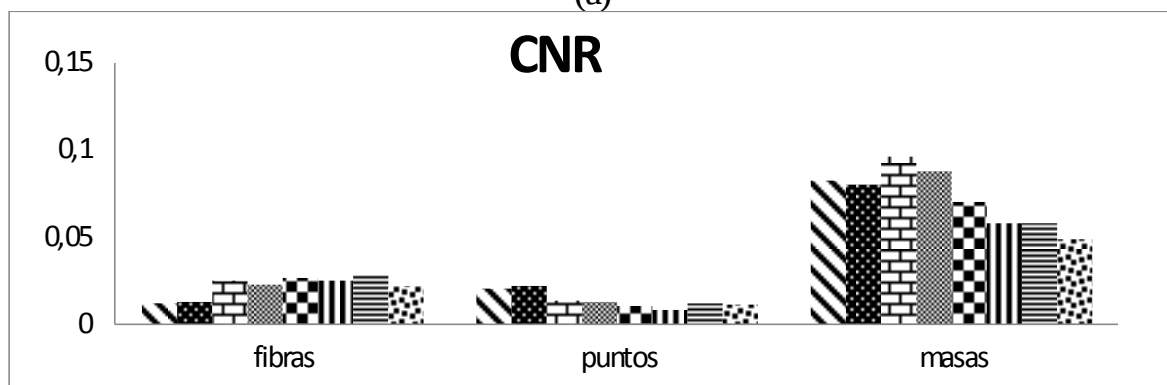
3.2 Análisis de la calidad de imagen

Los resultados mostrados hasta este momento representan las tendencia de los diferentes indicadores para diferentes condiciones de adquisición variadas de forma manual, pero los equipos tienen un modo automático de trabajo. La Figura 22 muestra los resultados de los

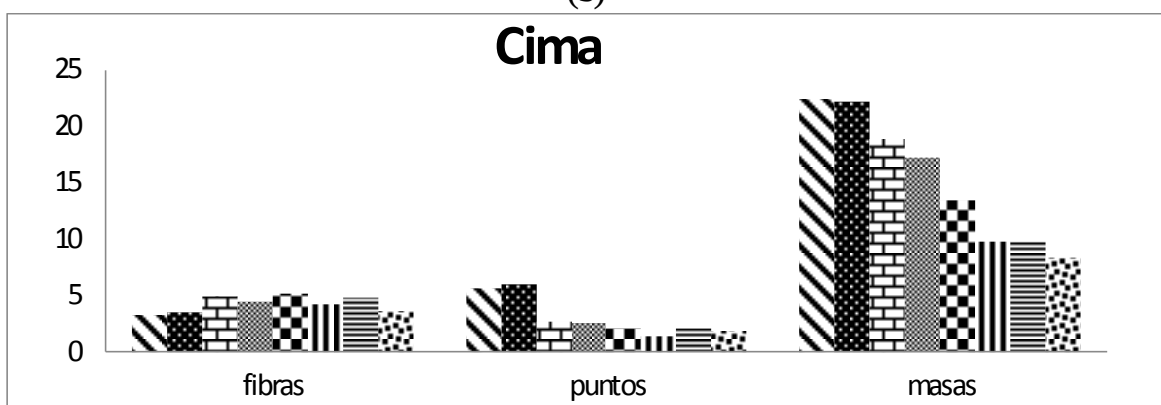
valores medios obtenidos del cálculo de los indicadores para el maniquí físico tanto en modo manual como en modo automatico.



(a)



(b)



(c)

Figura 22. Comportamiento de los indicadores en el maniquí físico a) SNR b) CNR c) Cima

El significado estadístico de los resultados anteriores fue comprobado utilizando la prueba de t-student (Anexo 3). Para la región de las masas, la técnica de contraste de fase utilizada en el sincrotrón es superior en el indicador contraste imagen ($p \leq 0.005$), sin embargo, para la SNR y la CNR los resultados obtenidos con el sincrotrón no presentan diferencias significativas con respecto al Giotto ($p \leq 0,0865$) y son significativamente superiores con respecto al GE ($p \leq 0.0004$). En la región de los puntos la técnica del sincrotrón demostró ser superior, los valores de los tres indicadores son significativamente mayores en comparación con las otras dos técnicas, mientras que los resultados en la región de las fibras muestran que los valores del sincrotrón son significativamente menores en los tres indicadores. De forma general en los equipos digitales se obtienen mejores resultados en el modo automático y cuando se utilizan los filtros de plata o molibdeno, los peores resultados se obtienen con los filtros de rodio.

La Figura 23 muestra un ejemplo de las imágenes del maniquí físico en cada uno de los equipos.

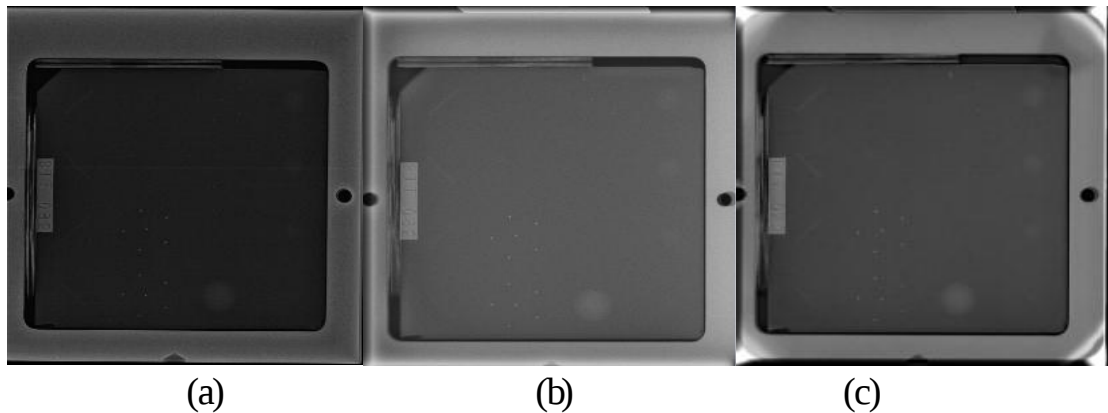
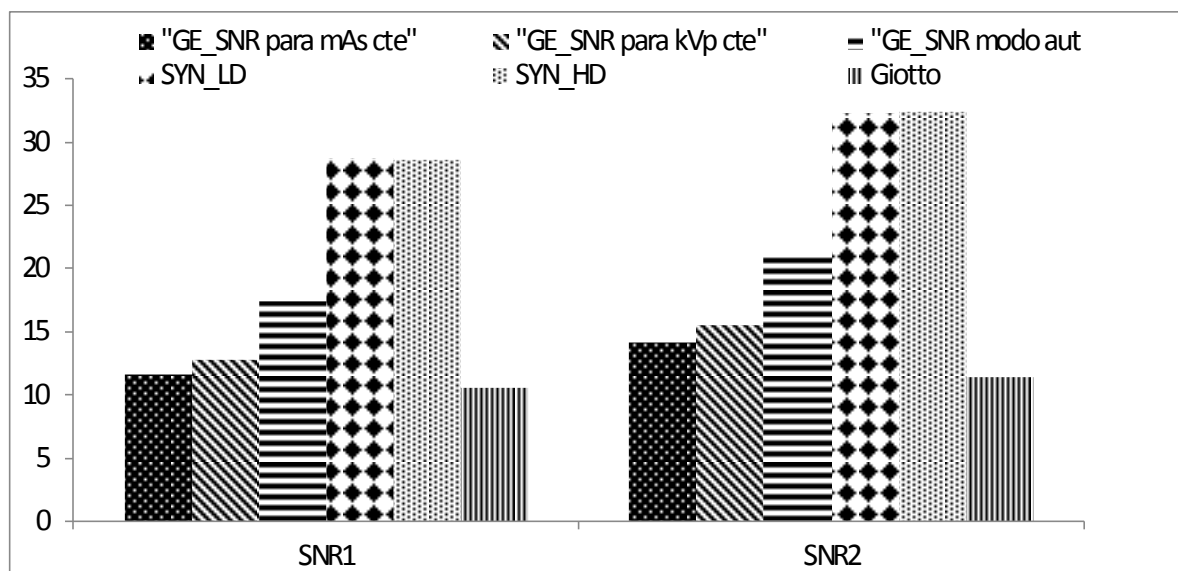


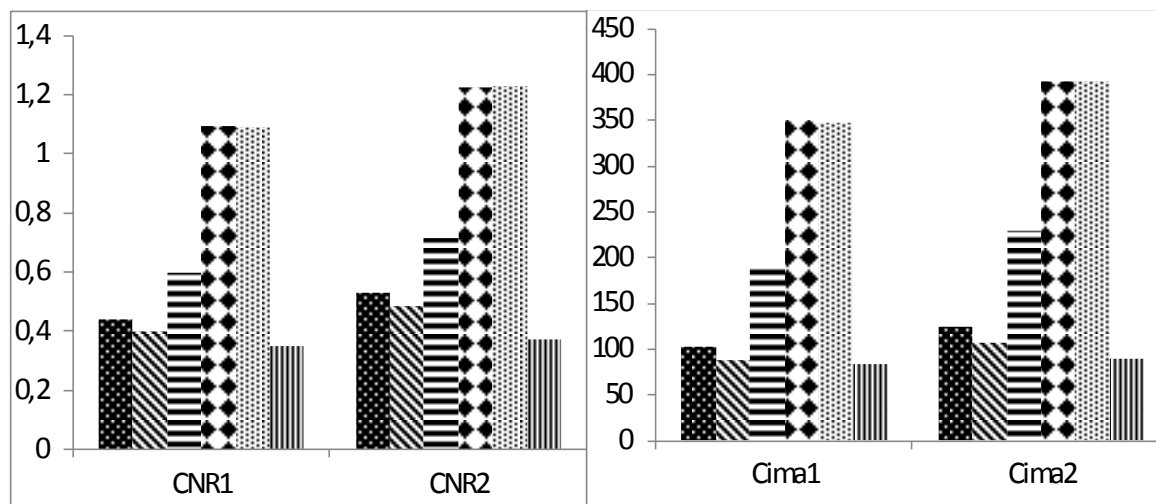
Figura 23. Ejemplo de imágenes del maniquí físico ACR, a) sincrotrón (CF) b) GE (CR) c) Giotto (DR-imagen con la mayor dosis)

La Figura 24 muestra los resultados de los valores medios obtenidos del cálculo de los indicadores para el maniquí antropomórfico tanto en modo manual como en modo automático.

En el maniquí antropomórfico, el sincrotrón mostró valores más altos en las 3 medidas objetivas de calidad de imagen que en el GE (CR) o el Giotto (DR) en las dos regiones analizadas. Las diferencias entre las medias son significativas ($p \leq 0.01$).



(a)



(b)

(c)

Figura 24. Comportamiento de los indicadores en el maniquí antropomórfico a) SNR b) CNR c) Cima

En la tabla 15 se muestran los resultados obtenidos en la prueba del t-student con el maniquí antropomórfico.

Tabla 15: Resultado de la prueba del t-student para la región 1 y región 2 del maniquí antropomórfico

	SNR		CNR		Cima	
	GE_Auto		GE_Auto		GE_Auto	
Sincrotrón_LD	0.0100	0.0002	0.0037	0.0069	0.0237	0.0369
Sincrotrón_HD	0.0082	0.0150	0.0026	0.0050	0.0211	0.0331

De los resultados obtenidos con el cálculo de los indicadores sobre el maniquí antropomórfico notamos que el uso de la mamografía digital con contraste de fase por haces de sincrotrón es una tecnología que ofrece resultados superiores en cuanto a calidad de imagen con respecto al GE (CR) y al Giotto (DR) desde el punto de vista objetivo. Los valores de SNR, CNR y Cima para esta técnica son en general más altos que para los otros dos equipos ya que el cambio que ocurre en la fase de la onda se hace sensible a través de la medida contraste imagen y también sobre la mejora de la visibilidad de detalles pequeños. En la figura siguiente se muestra un ejemplo de las imágenes del maniquí antropomórfico en cada equipo.

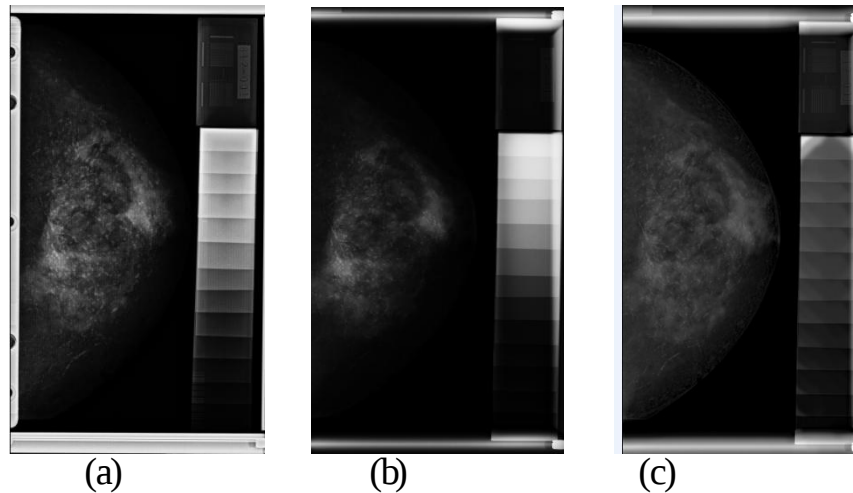


Figure 25. Ejemplo de imágenes del maniquí antropomórfico ACR, a) sincrotrón b) GE c) Giotto

3.2.1 Entropía

Los experimentos realizados en este estudio utilizaron los 12 pasos de DO presentes en estas imágenes como entrada (X). Los valores de los píxeles en las ventans situadas en las diferentes densidades ópticas fueron tomados como salida (Y). Las ventanas de se situaron

en posición vertical u horizontal como se explicó anteriormente, obteniéndose resultados similares.

La entropía de entrada tiene el mismo valor para los tres equipos, pero la entropía de salida $H(y)$ y la condicional $H(x,y)$ aumenta en las imágenes tomadas con sincrotrón en comparación con las otras dos técnicas digitales (Figura 26 a y b). Sin embargo la TI se comporta de forma contraria, siendo más baja en el sincrotrón (CF) seguida del Giotto (DR), y con valores mas altos en el GE (CR).

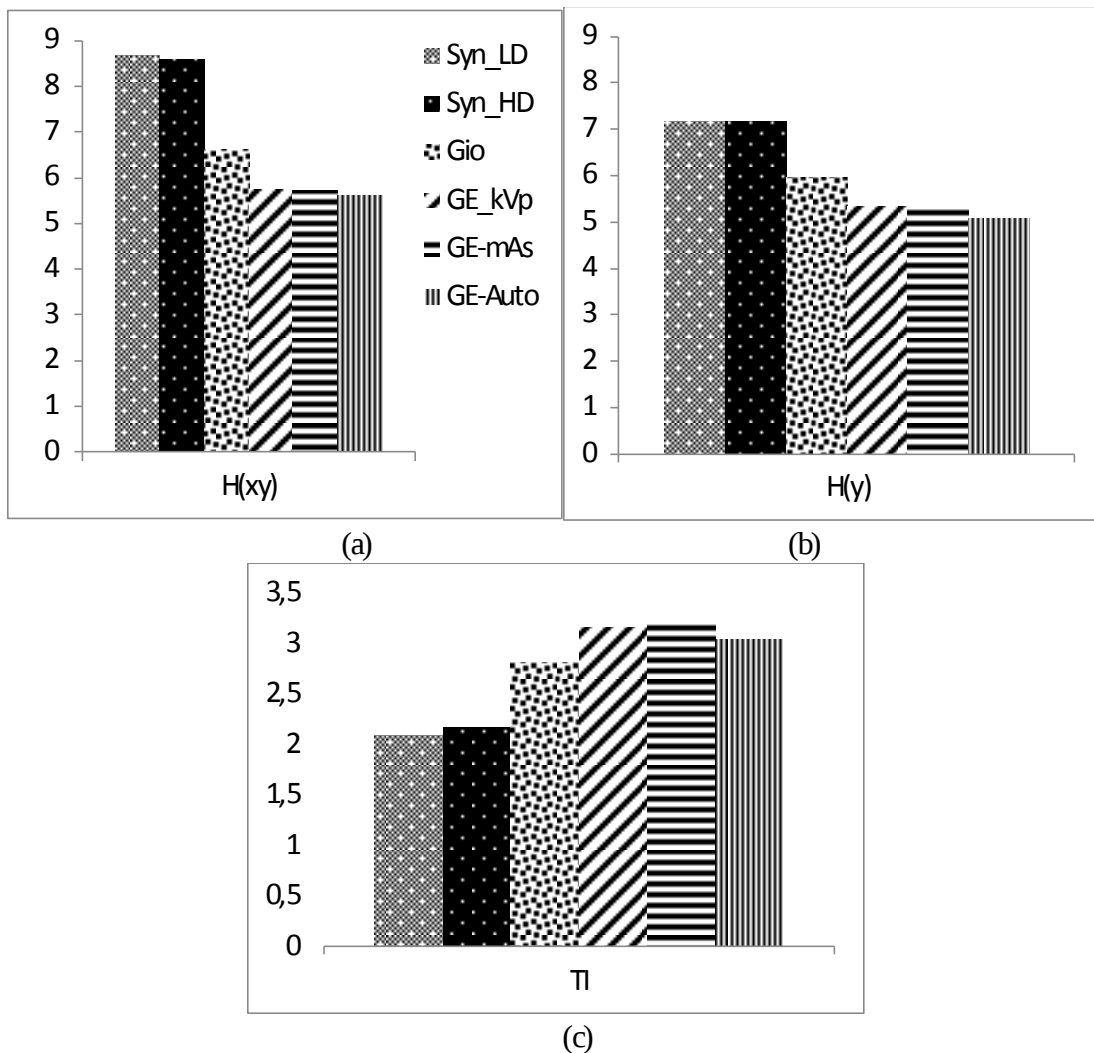


Figura 26. Comportamiento de los tres equipos utilizados en cuanto a las métricas relacionadas con la entropía y la transmisión de la información

Las imágenes adquiridas en el sincrotrón son portadoras de mayor información (relacionada con la absorción y el contraste de fase) y sus resultados en cuanto a la información

transmitida son más bajos. Se debe tener en cuenta que en esta análisis se tomaron regiones uniformes de diferente densidad óptica pero que no incluyen bordes o cambios estructurales. En general las técnicas de mayor resolución espacial se ha comprobado que tienen esta característica [49, 50] .

3.2.2 Análisis de la calidad de imagen en las imágenes de pacientes

Análisis subjetivos previos de imágenes de pacientes adquiridas en los mamógrafo digitales GE, Giotto y usando técnicas de contraste de fase han demostrado la superioridad de esta última en cuanto a la detección de lesiones y visualización de sus bordes [10, 12]. En la Figura 27 podemos ver que la técnica de contraste de fase mejora la detección de lesiones en comparación con otras técnicas digitales que usan imagen de absorción como las utilizadas en los equipos GE (CR) y Giotto (DR). Con el sincrotrón es posible delimitar bordes de lesiones que pueden ser confundidas con el tejido natural de la mama y se pueden discernir detalles, por ejemplo en la detección de microcalcificaciones.

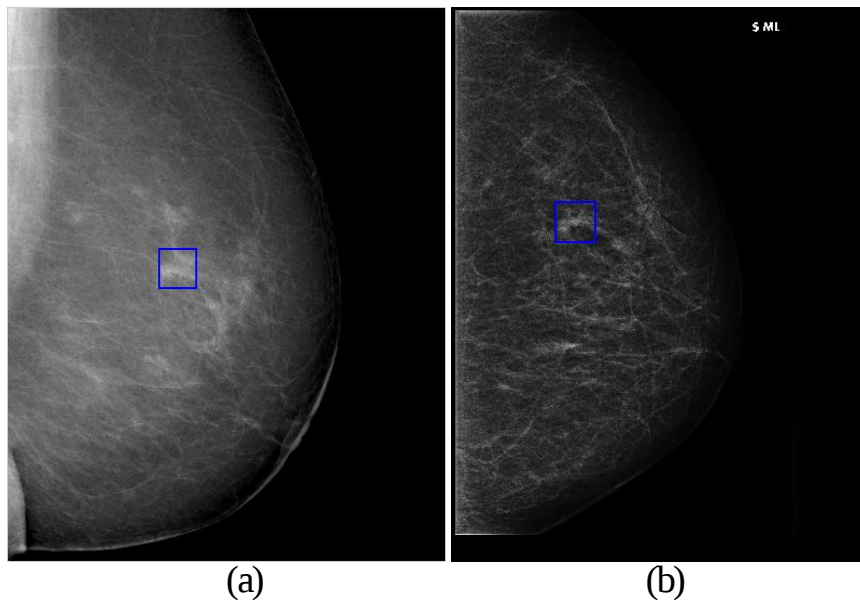


Figure 27. Ejemplo en la detección de lesiones imágenes en una paciente, a) GE b) Sincrotrón

El análisis objetivo de la SNR, CNR y Cima fue realizado en lesiones previamente detectadas por un especialista médico. En Figura 28 se muestra el comportamiento del indicador contraste imagen en las imágenes de pacientes; comparando sus valores en

imágenes con contraste de fase adquiridas en el sincrotrón, con e imágenes de absorción de los equipos digitales GE y Giotto.

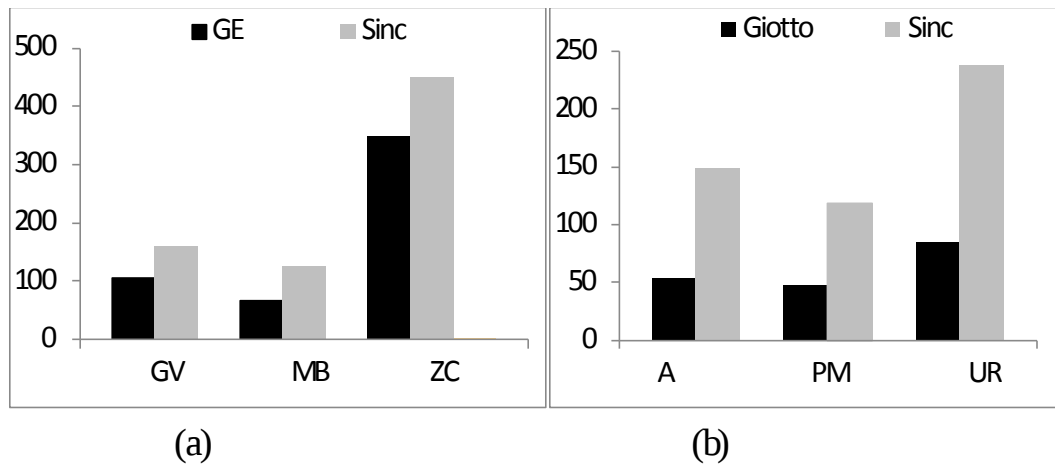


Figura 28. Comportamiento del indicador contraste en las imágenes de pacientes a) GE vs. Sincrotrón
b) Giotto vs. Sincrotrón

Los resultados muestran que la mamografía de contraste de fase utilizando radiación del sincrotrón presenta valores superiores en los valores del contraste, para estos casos. No obstante, en las imágenes obtenidas a partir de la radiación por sincrotrón los valores de SNR y CNR expresan mayor presencia de ruido que en el GE y el Giotto (Anexo 4).

3.3 Conclusiones del capítulo

1. Los indicadores calculados Cima, SNR y CNR son sensibles a los cambios de las condiciones de adquisición en todos los equipos monitorizados.
2. La mamografía por contraste de fase usando haces de sincrotrón presenta mejores resultados, especialmente mejor contraste imagen para las diferentes condiciones de adquisición analizadas en comparación con el GE y el Giotto.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- La selección realizada del conjunto de imágenes tanto de los maniqués como de los pacientes para las diferentes técnicas y equipos de mamografía comparados permitió tener un nivel de comprensión de la influencia de las condiciones de adquisición sobre la calidad de la imagen y la dosis aplicada al paciente con cada tecnología.
- El cálculo de los indicadores SNR, CNR, Cima, Entropía y TI constituyeron una herramienta adecuada para el análisis objetivo de calidad de imagen, útil para evaluar las tecnologías de adquisición digitales modernas como los mamógrafos CR, DR y con CF.
- A partir del maniquí físico apreciamos que para la detección de masas, el CF aportó mayor Cima mientras que SNR y CNR fueron similares a la tecnología DR. Para la detección de microcalcificaciones, la técnica con CF mostró mayor Cima, CNR y SNR que las otras dos técnicas, mientras que para las fibras fue al revés. Con el maniquí antropomórfico, todos los indicadores fueron superiores en la técnica con CF, mientras que en el estudio con pacientes se comprobó que el CF aportó mayor Cima.
- En general, la mamografía con contraste de fase mostró mejores resultados en contraste imagen y detección de pequeños detalles en comparación con las otras dos técnicas digitales analizadas. Sin embargo mostró mayores niveles de ruido aleatorio, que podría deberse a las diferencias en los detectores usados en cada equipo.

Recomendaciones

- Promover la búsqueda de otros parámetros para la evaluación de la calidad de imagen vinculados a la detección de bordes y detalles pequeños, que ofrezcan mejores resultados particularmente en presencia de CF, para la comparación de las técnicas.
- Repetir la adquisición de las imágenes tomadas con el GE (CR) con mAs constante y varios valores de kVp, utilizando el maniquí antropomórfico debido al comportamiento anómalo que tuvieron sus datos en esta investigación.
- Realizar nuevamente los cálculos para la región de la fibras y los puntos en el maniquí antropomórfico con una ventana de menor tamaño.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Wong A., and Lou S. L., "Medical Image Archive", Retrieval and Communication vol. 1: Bankman, I. N. Academic Press, 2000.
- [2] Lau C., Cabral J. E., Haynor D. R. and Kim Y., "Telemedicine", Handbook of Medical Imaging vol. 3, 2000.
- [3] Graffigna J.P., and Romo R., "Imágenes en Medicina-UNSJ", Fundamento de Imágenes Médicas, 2003.
- [4] Ocampo J. C., Puerta J. A., and Morales J., "Simulation of X-Ray Spectra in Mammography by Monte Carlos Method " Revista Colombiana de Física, vol. 44, No. 1., 2012.
- [5] Gold R.H., and Lawrence W., "Highlights from the History of Mammography," Radiographics, vol. 10, pp. 1111-1131, 1990.
- [6] Lázaro J.R., Técnicas de exploración (1): mamografía. http://www.radiolegsdecatalunya.cat/formacio/resums/GE118EM01_R.pdf. (Consultada en mayo, 2014).
- [7] Oliva M, Sartori E., and Gotta C., "Evolución del diagnóstico radiológico de la mama: su impacto en la morbimortalidad por cáncer de mama," REV. ARGENT. RADIOL, vol. 68 No.161, 2004.
- [8] Sanmiguel R.E., "Radiología:un siglo de desarrollo," CINVESTAV, vol. 26, No.1, pp. 28-37, 2007.
- [9] Ramírez-Reyes A., "Investigación y Desarrollo Tecnológico en Mamografía Digital por Contraste de Fase", Protocolo de investigación 1.0, 2013.
- [10] Castelli E., Dreossi D., Rigon L., Abram A., Arfelli F., P. Bregant, et al., "The mammography project at the SYRMEP beamline" European Journal of Radiology, vol. 68, pp. S58-S62, 2008.
- [11] Arfelli F., Castelli E., Rigon L., Bonvicini V., Bravin A., Cantatore G., et al., "Mammography with Synchrotron Radiation: Phase-Detection Techniques1" Radiology, vol. 215, pp. 286-293, 2000.

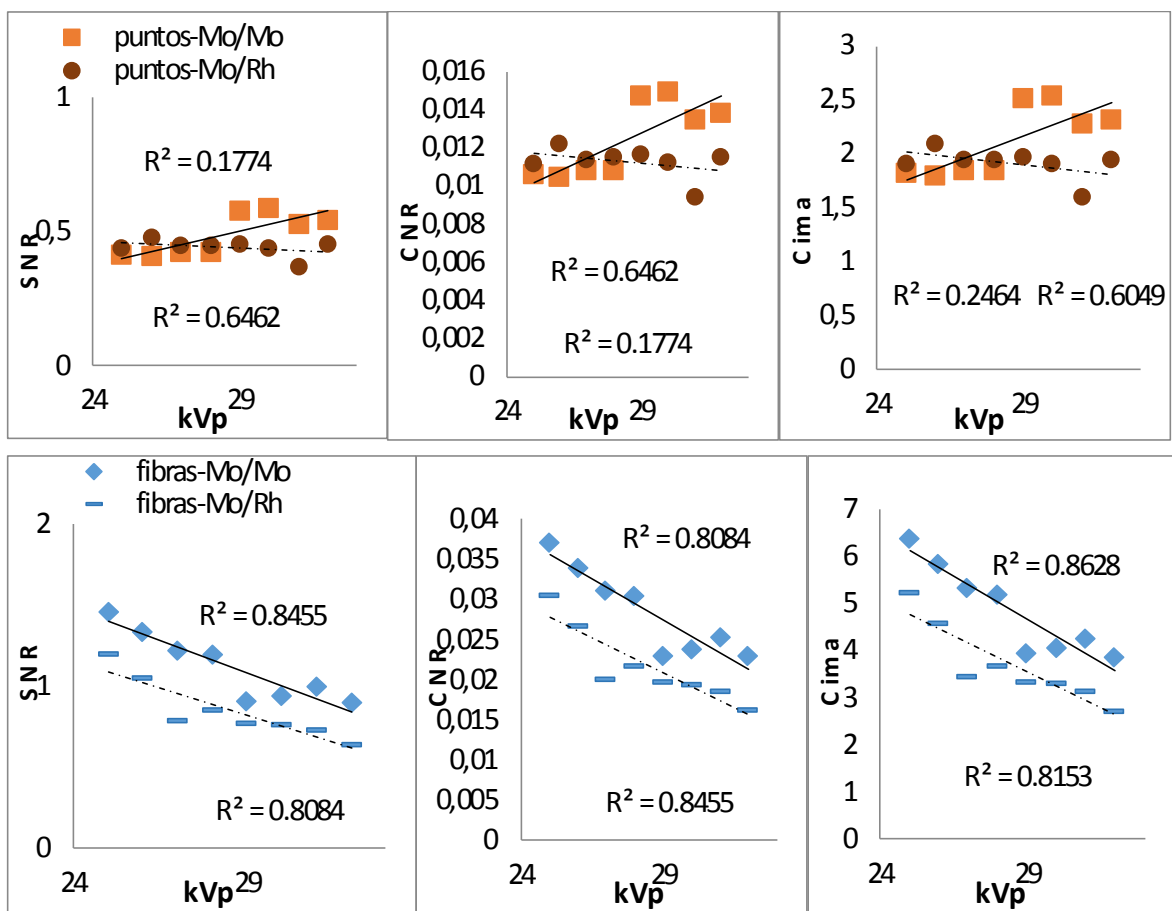
- [12] Castelli E., Tonutti M., Rigon L., Arfelli F., Longo R., Quaia E., et al., "Mammography with synchrotron radiation: first clinical experience with phase-detection technique" *Radiology*, vol. 259, pp. 684-694, 2011.
- [13] Ohara H., Ishisaka A., Honda C., Shimada F., and Endo T., "Phase Contrast Mammography Using a Practical Mo Tube" *Radiology*, vol. 217, 2000.
- [14] Ohara H., Honda C., Ishisaka A., and Shimada F., "Image quality in digital phase contrast imaging using a tungsten anode X-ray tube with a small focal spot size" *Proceedings SPIE Conference on physics of medial imaging*, vol. 4682, pp. 713-723, 2002.
- [15] Beliaevskaya E. A., Brianskaya A.P., Merkurieva R.D., and Ingal V.N., "Phase mammography a new technique for breast investigation" *Phys. Med. Biol.*, vol. 43, pp. 2555-2567, 1998.
- [16] Lewis R.A., "Medical applications of synchrotron radiation x-rays" *Phys. Med. Biol.*, pp. 1213-1243, 1996.
- [17] Thomlinson W. "Medical Applications of Synchrotron Radiation at the National Synchrotron Light Source", 4th International Conference on Biophysics, and Synchrotron Radiation, 1992
- [18] Gonzalez R. C., Woods R. E., and Eddins S. L., "Digital Image processing using Matlab" vol. 2, pp. 117-160, 2004.
- [19] Boletín Tecnológico Evaluación de Tecnologías en Salud No. 26, "Digitalización de imágenes médicas en radiología", 2008.
- [20] Sprawls P., "X-Ray Production, in *Physical Principles of Medical Imaging*," 2 ed. Medison Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 97-109, 2003.
- [21] Sprawls P., "X-Ray Production in *Physical Principles of Medical Imaging*", 2 ed. Medison Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1993.
- [22] Camargo M.L., Morales M., Graffigna J.P., and Romo R., "Control de calidad de imágenes mamográficas," 2010.
- [23] "Guía tecnológica No.11: Mastógrafo" 2004.
- [24] Feig S. and Hendrick R., "Radiation risk from screening mammography of women aged 40-49 years" *J Natl Cancer Inst Monog*, vol. 22, pp. 24-119, 1997.
- [25] Sprawls P., "X-Ray Image Formation and Contrast", *Physical Principles of Medical Imaging*, 2 ed. Medison Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2003.
- [26] Monticciolo L., Sprawls P., Kruse D., and Peterson J.E., "Optimization of Radiation Dose and Image Quality in Mammography: A Clinical Evaluation of Rhodium vs.Molybdenum" *Southern Medical Journal*, vol. 89 pp. 391-394, 1996.
- [27] Mora R., "Características especiales de los equipos de Rayos X para mamografía" *Taller de Mamografía para licenciados y Técnicos Radiólogos*, CCEEM. C. Habana, 2011

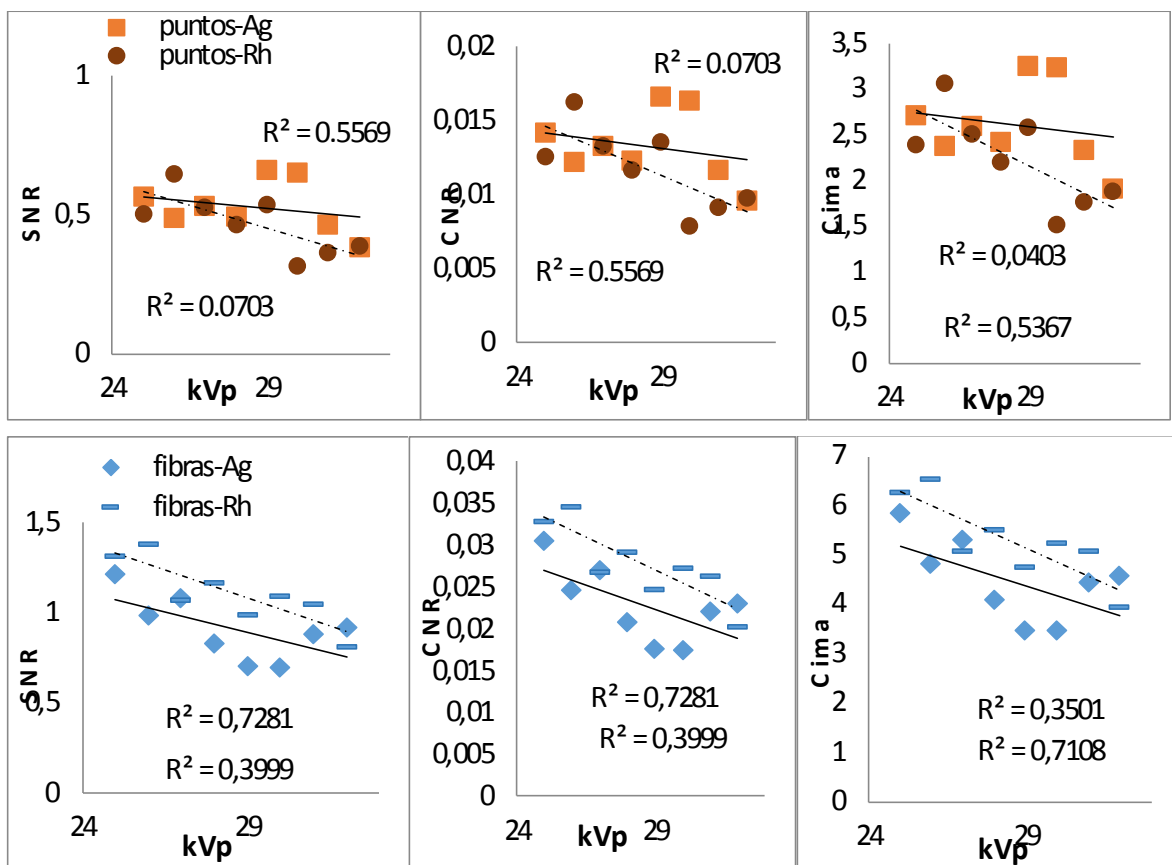
- [28] Robles S.C., and Galanis E., "El cáncer de mama en América Latina y el Caribe " Rev Panam Salud Publica vol. 12 No.2, pp. 141-143, 2002.
- [29] Wilson M, Evans A.J., Robin A., et al., "Diagnostic Radiology: A Textbook of Medical Imaging", 5th :chap 52 ed., 2008.
- [30] Ortega D., Taborga M., Osses D., and López A., "Mamografía Digital: El desafío del Presente " Revista Chilena de Radiología, vol. 10, No.1, pp. 35-37, 2004.
- [31] Hamann M, "Evaluation of a low - dose/ slow - rotating SPECT - CTsystem," Physics in Medicine and Biology, 2008.
- [32] Alcaraz M., Tema 12: Revelado radiográfico. www.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?id=lecturas, (Consultada en abril, 2013).
- [33] Hernando I., and Torres R., "Características, ventajas y limitaciones de los sistemas de adquisición digital de imágenes radiográficas" I+S Informática y Salud, vol. 45, pp. 45-53, 2003.
- [34] Chevalier M., and Torres R., "Digital mammography" Rev Fis Med vol. 11, No 1, pp. 11-26, 2010.
- [35] Eisberg R., and Resnick R., "Quantum Physics of Atoms, Molecules, Solids, Nuclei, and Particles", 2da ed., 1985.
- [36] Halliday D., and Resnick R., "Física para estudiantes de Ciencia e Ingeniería", Parte 2, 3ra ed., 1975.
- [37] Stanley M., "Early history of particle accelerators" Advances in Electronics and Electron Physics, vol. 50, 1980.
- [38] Thomlinson W., Suortti P., and Chapman D., "Recent advances in synchrotron radiation medical research", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research pp. 288-296, 2005.
- [39] Casarin K, Quai E., Tromba G., and Vascotto A., "Radiation Safety and Dosimetric Issues of the Beamline for Clinical Mammography at Elettra", 2007.
- [40] Snigirev A., Snigireva I., Kohn V., Kuznetsov S., and Schelokov I., "On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation," Review of Scientific Instruments, vol. 66, pp. 5486 – 5492, 1995.
- [41] Lewis R. A., "Medical phase contrast x-ray imaging: current status and future prospects" Phys. Med. Biol, pp. 3573-3583, 2004.
- [42] Fernández G. B., "Programa de Garantía de Calidad en Mamografía", España: S.E.D.I.M, 2000.
- [43] Potrille M. V., and Rodríguez M. C., "Curso de Mamografía. El Arte del Posicionamiento". La Habana. Cuba, 2011.
- [44] "ICRP 60 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection" Pergamon, Oxford, 1991.

- [45] "Sources and Effects of Ionizing Radiation, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR", United Nations General Assembly, 2000.
- [46] "Radiation safety in dental radiography," Kodak Dental Radiography Series. USA. Eastman Kodak Company. No 414, 1998.
- [47] Sprawls P., "Energy and Radiation", Physical Principles of Medical Imaging, 2 ed. Medison Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 17–34, 1993.
- [48] Beutel J., "Handbook of Medical imaging, Physics and Psychophysics" vol. 1: The international society for optical engineering, 2000.
- [49] Uchida S. and Fujita H., "Assessment of Radiographic Granularity by a Single Number" Japanese Journal of Applied Physics, vol. 19, No.7, pp. 1403-1410, 1980.
- [50] Matsuyama E., Tsai D.Y., Lee Y., Sekiya M., and Kojima K., "Physical characterization of digital radiological images by use of transmitted information metric" vol. 6913, pp. 69130V-69130V-8, 2008.
- [51] Lilliefors H. W., "On the Kolmogorov-Smirnov test for normality with mean and variance unknown" Journal of the American Statistical Association, vol. 62, pp. 399–402, 1967.
- [52] Mata R., "Tesis doctoral Detección de microcalcificaciones mediante análisis multiresolución y transformada Wavelet ", Departamento de Ingeniería de Comunicaciones, Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación, Universidad de Málaga, 2003.

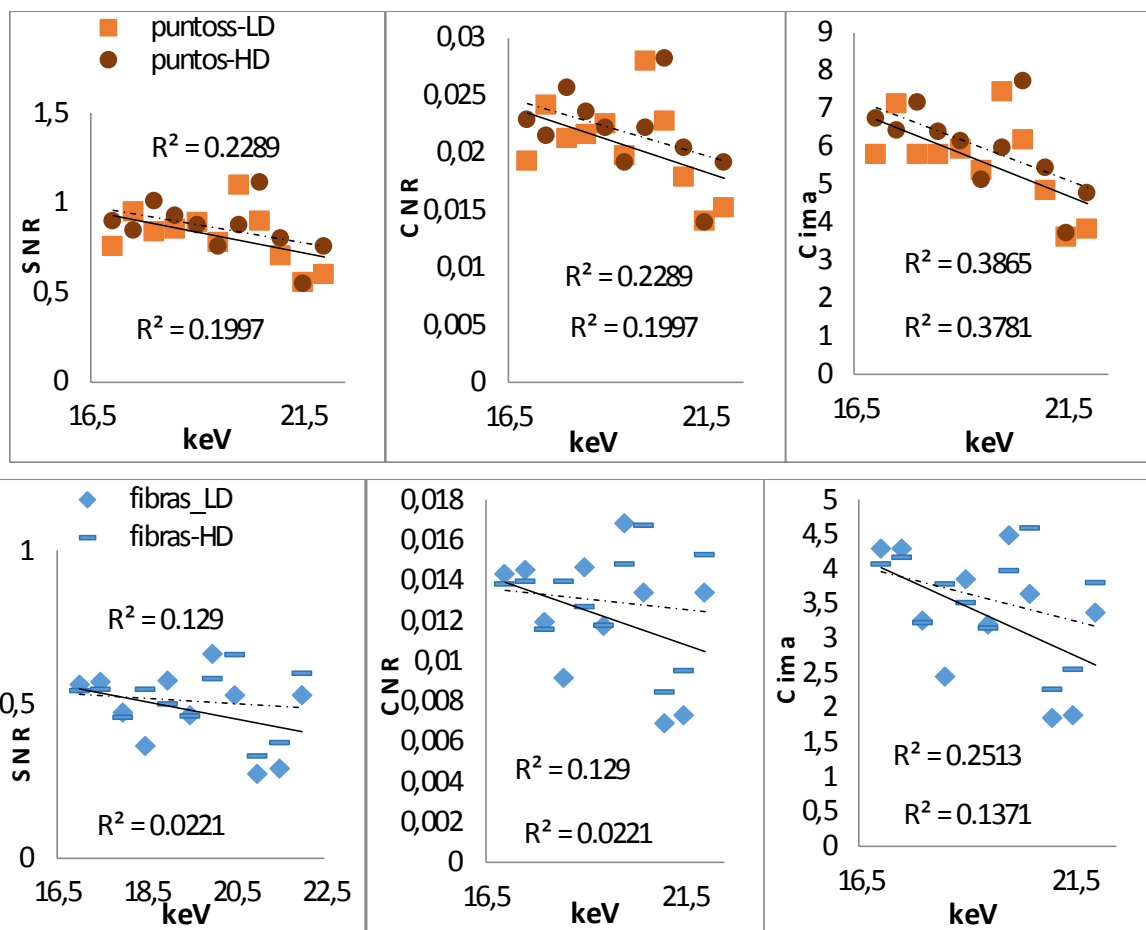
ANEXOS

Anexo I: Comportamiento de los índices de calidad de imagen en el maniquí físico
Equipo GE (CR)



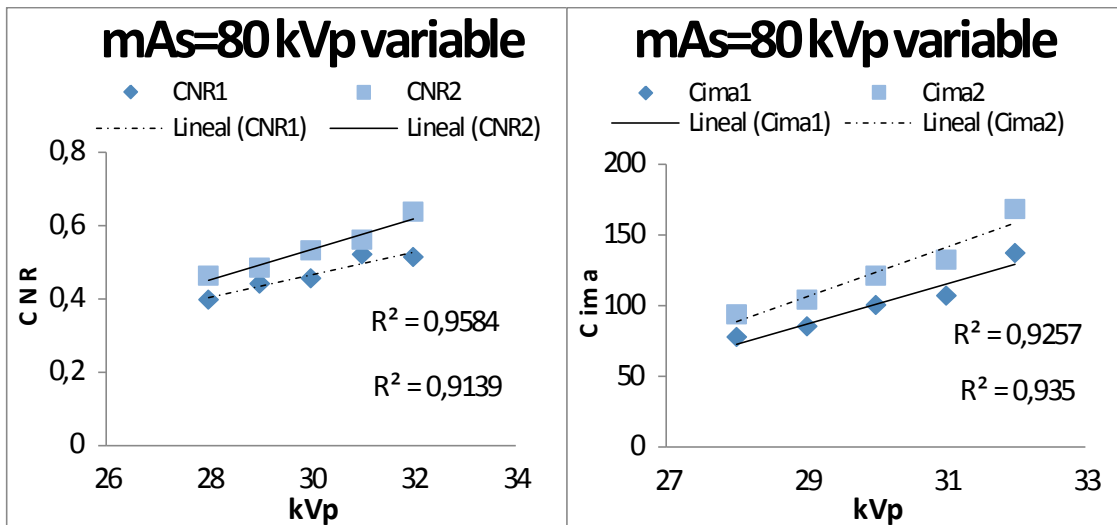
Equipo Giotto (DR)

Sincrotrón (CF)

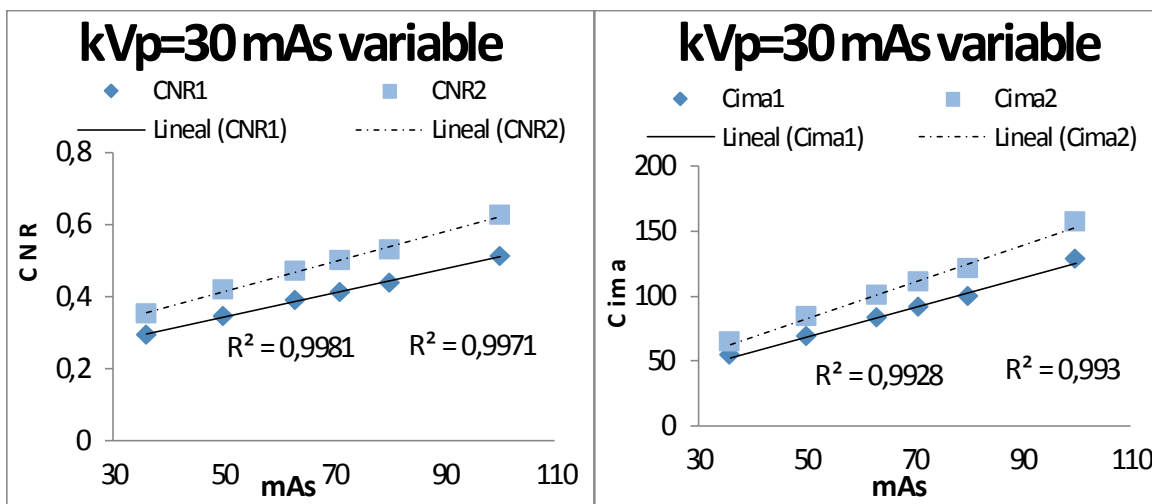


Anexo II: Comportamiento de los índices de calidad de imagen en el maniquí antropomórfico

Para mAs constante



Para kVp constante



Anexo III Tabla de los valores obtenidos en la prueba t-student para el maniquí físico

masas	SNR		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Mo
Sin_LD	0.15773681	0.06326051	0.00015739
Sin_HD	0.08650274	0.11482287	0.00036111

masas	CNR		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Mo
Sin_LD	0.22824876	0.04661362	0.00018384
Sin_HD	0.12801387	0.0987397	0.00042067

masas	Cima		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Mo
Sin_LD	0.00331651	3.54338E-06	1001642E-06
Sin_HD	0.00527186	6.19838E-05	1.76189E-06

puntos	SNR		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Mo
Sin_LD	0.00014327	6.16285E-06	2.49212E-05
Sin_HD	5.80916E-05	7.00822 E-07	1.20148E-06

puntos	CNR		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Mo
Sin_LD	0.000112581	5.02903 E-06	9.75355E-06
Sin_HD	1.30452E-05	5.66214 E-07	2.93081E-06

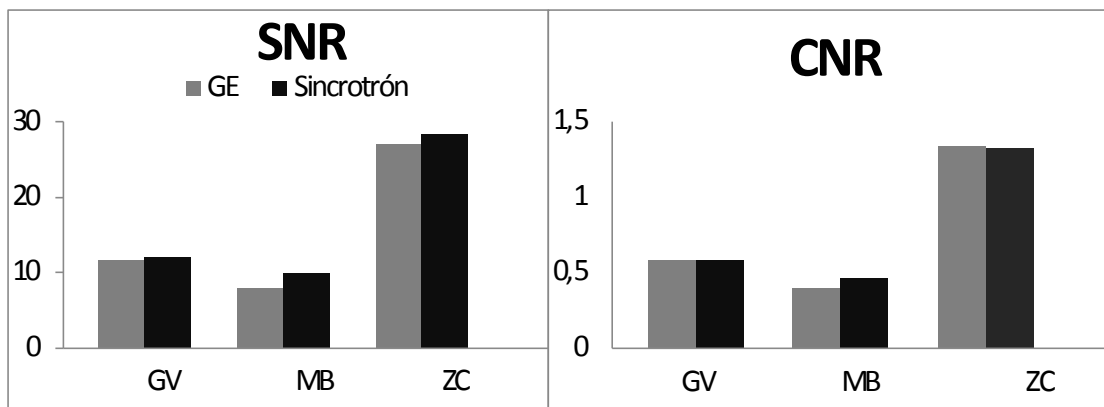
puntos	Cima		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Mo
Sin_LD	2.24248E-07	3.22855E-07	7.56856E-07
Sin_HD	3.96566E-07	5.35202E-08	1.60676E07

fibras	SNR		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Rh
Sin_LD	8.28789E-05	1.95230E-07	0.00011559
Sin_HD	0.00018857	5.74772E-07	0.00023486

fibras	CNR		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Rh
Sin_LD	9.25303E-05	2.19740E-07	0.00040102
Sin_HD	0.00020977	6.35474E-07	0.00082981

fibras	Cima		
	Gio_Ag	Gio_Rh	GE_Rh
Sin_LD	0.01130950	0.00013112	0.71053432
Sin_HD	0.04041916	0.00016888	0.76084710

Anexo IV Comportamiento de los índices SNR y CNR en las imágenes de pacientes GE vs. Sincrotrón



Giotto vs. Sincrotrón

