

Tipo de artículo: Artículo original
Temática: Procesamiento de imágenes
Recibido: 03/09/2016 | Aceptado: 15/12/2016

Comparación de calidad de imagen en Mamografía de Contraste de Fase vs. Mamografía Digital

Comparison of image quality in Phase Contrast Mammography vs. Digital mammography

Damarys Martínez Aguila¹, Yusely Ruiz González², Marlen Pérez Díaz²

¹ Centro de Estudio de Matemática y Computación, Universidad de la Ciencias Informáticas, La Habana, Cuba, dmaguila@uci.cu,

² Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información, Universidad Central de las Villas, Villa Clara, Cuba, {yuselyr, mperez}@uclv.edu.cu

Autor para correspondencia: dmaguila@uci.cu

Resumen

El trabajo se enmarca dentro de la evaluación de la calidad de imagen en el procesamiento de imágenes médicas, específicamente la mamografía, la cual es uno de los métodos de radiografía más usados en las técnicas de diagnóstico médico siendo uno de los procedimientos más confiables para la detección y diagnóstico de lesiones mamarias. Por lo tanto, es de gran importancia conocer la tecnología más eficaz para los estudios mamográficos que sea capaz de cumplir con el compromiso de una buena calidad de imagen. En este trabajo se realiza un estudio sobre diferentes imágenes mamográficas tomadas con tres tecnologías diferentes, dos equipos digitales, uno con tecnología *Computer Radiography*, otro con tecnología *Digital Radiography* y un tercero que utiliza la técnica del contraste de fase por haces de sincrotrón. En las imágenes se seleccionaron regiones de interés sobre las que se calcularon indicadores para comprobar a partir de una comparación cuál de las técnicas ofrece mejor calidad de imagen. Obteniendo como resultado que la técnica por contraste de fase ofrece mejores resultados ya que muestra mejoras en el contraste de imagen y en la visibilidad de los detalles más pequeños.

Palabras claves: mamografía, calidad de imagen, contraste, ruido, sincrotrón.

Abstract

The work is part of the evaluation of the image quality in the medical image processing, specifically the mammography, which is one of the methods of radiography most used in medical diagnostic techniques being one of the most reliable

procedures for the detection and diagnosis of breast lesions. Therefore, it is of great importance to know the most effective technology for mammography studies that is able to meet the commitment of good image quality. In this work, a study on different mammographic images taken with three different technologies, two digital equipment, one with Computer Radiography technology, another with DR Digital Radiography technology and a third one using the technique of phase contrast by synchrotron beams. In the images we selected regions of interest on which we calculated indicators to verify from a comparison which of the techniques offers better image quality. As a result, the phase contrast technique offers better results as it shows improvements in image contrast and in the visibility of smaller details.

Keywords: *mammography, image quality, contrast, noise, synchrotron.*

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 (Wong & Lou, 2000). Desde la creación y obtención de la primera radiografía a finales de 1895 (Lau & Cabral & Haynor & Kim, 2000) 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 (Graffigna & Romo, 2003).

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. Posteriormente este tipo de programa se extendió al resto del mundo (Gold & Lawrence, 1990). 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. 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 (Oliva & Sartori & Gotta, 2004). 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 (Sanmiguel, 2007). 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 (Ramírez-Reyes, 2013). En el caso del sincrotrón, los rayos x son generados de una forma más coherente y con mayor monocromaticidad (Castelli & Dreossi & Rigon & Abram & Arfelli & Bregant, 2008). 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 (Arfelli & Castelli & Rigon & Bonvicini & Bravin & Cantatore, 2000,). 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 (Castelli & Dreossi & Rigon & Abram & Arfelli & Bregant, 2008; Castelli & Tonutti & Rigon & Arfelli & Longo & Quaia, 2011). Sin embargo, tanto la mamografía de contraste de fase con haces de sincrotrón como las técnicas digitales son relativamente recientes. Los niveles de calidad de imagen que generan se han estudiado y comparado, fundamentalmente, desde el punto de vista subjetivo, por lo que podemos afirmar que aún existe un relativo desconocimiento de todo el potencial que pueden ofrecer.

Durante los últimos 30 años un esfuerzo muy importante en el diseño de equipos de rayos x específicos, con combinaciones ánodo y filtro que proporcionan calidades del haz en consonancia con las características de los tejidos que componen la mama y dispositivos dirigidos a homogeneizar su espesor. El objetivo de este trabajo es cuantificar a través de medidas objetivas robustas de calidad de imagen, la superioridad de la mamografía de contraste de fase sobre la mamografía digital.

Materiales y métodos

Imágenes Mamográficas

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, con propósitos clínicos para diagnosticar o examinar enfermedades, incluyendo el estudio de la anatomía normal y su función (Wong & Lou, 2000; Lau & Cabral & Haynor & Kim, 2000). 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 (Gonzalez & Woods & Eddins, 2004). En mamografía la imagen se obtiene como en las radiografías conocidas, por medio de la exposición del tejido de la mama a un haz de rayos x, los cuáles son detectados por un detector de imagen, el cual depende de la tecnología a usar para el estudio.

Mamografía convencional y digital

Desde que la mamografía se implantó como examen radiológico específico se han realizado esfuerzos importantes para incrementar su capacidad diagnóstica adaptando el diseño de los equipos de rayos x y de los detectores de la imagen a las características particulares de la anatomía y morfología de la mama, así como a las características de las lesiones de interés diagnóstico. El diagnóstico en mamografía requiere la detección y caracterización de lesiones con propiedades de atenuación muy similares a las de los tejidos sanos que componen la mama, de calcificaciones de pequeño tamaño (microcalcificaciones) y de posibles asimetrías y distorsiones del tejido mamario.

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. 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 (Ortega & Taborga & Osses & López, 2004). 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 (Hamann, 2008). Si el revelado no se ajusta a estos tiempos se afecta la calidad de la imagen por un sub-procesamiento o un sobre-procesamiento. Este método 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 softwares de procesamiento de imágenes (Ortega & Taborga & Osses & López, 2004).

Los sistemas de CR consisten en placas de fósforos fotoestimulables que se introducen dentro de un chasis similar al del sistema pantalla- película. La energía de los fotones de rayos x incidentes sobre la placa es absorbida localmente por los electrones de la red cristalina que pasan a niveles de energía superior metaestables donde quedan atrapados formando la imagen latente. Durante el proceso de lectura de la placa, un haz de luz láser muy focalizado realiza un barrido “estimulando” a los electrones a retornar al nivel de energía más bajo o nivel fundamental (luminiscencia estimulada).

En mamografía, el barrido del haz láser (muestreo de la placa) se realiza paralelamente al lado del tórax al mismo tiempo que la placa se desplaza en dirección perpendicular. Estos barridos se denominan scan y subscan respectivamente. 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 espaciado 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 suavizado (reducir el aliasing).

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. 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, 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 y mamógrafos digitales directos.

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) (Ortega & Taborga & Osses & López, 2004).

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 (Stanley, 1980). 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 (Castelli & Dreossi & Rigon & Abram & Arfelli & Bregant, 2008). La obtención de imágenes médicas con la radiación del sincrotrón (SR) se ha convertido en una modalidad de investigación significativa en las últimas dos décadas (Thomlinson & Suortti & Chapman, 2005), a pesar de que la mayoría de estos estudios solo se han realizado en objetos de prueba y en muestras de mastectomía (Arfelli & Castelli & Rigon & Bonvicini & Bravin & Cantatore, 2000) y usualmente la evaluación se ha realizado solamente de manera subjetiva. 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. La SR ofrece muchas ventajas y presenta varias diferencias con respecto a los sistemas de tubo de rayos x tradicionales (Castelli & Dreossi & Rigon & Abram & Arfelli & Bregant, 2008)

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 (Castelli & Dreossi & Rigon & Abram & Arfelli & Bregant, 2008)

La mamografía de contraste de fase 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 (Snigirev & Snigireva & Kohn & Kuznetsov & Schelokov, 1995). 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 (Arfelli & Castelli & Rigon & Bonvicini & Bravin & Cantatore, 2000).

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 (Lewis, 2004). 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 (Arfelli & Castelli & Rigon & Bonvicini & Bravin & Cantatore, 2000).

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 (Camargo & Morales & Graffigna & Romo, 2010). Aunque el proceso de realizar el diagnóstico desde la imagen es a menudo subjetivo, las imágenes de alta calidad brindan mejor información diagnóstica (Graffigna & Romo, 2003). La calidad de una imagen se expresa en términos de 5 parámetros fundamentales:

1. Contraste
2. Resolución espacial
3. Presencia de artefactos
4. Ruido
5. Distorsión

Contraste de imagen: Es la diferencia en densidad óptica (DO) entre dos tejidos o estructuras adyacentes sobre una imagen y expresa el diferente grado de atenuación de la radiación en los distintos tejidos o estructuras del cuerpo (Sprawls, 2003). Teniendo en cuenta que las mamas están compuestas por tejidos blandos y que las microcalcificaciones 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 la máxima energía del espectro de rayos x (kVp) que por lo general es más bajo que en otros estudios de radiografía y tiende a generar mayores dosis en el paciente (Fernández, 2000).

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 (Sprawls, 2003). 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 (*Modulation Transfer Function, 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 (Fernández, 2000).

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 (Hernando & Torres, 2003).

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 (Fernández, 2000). 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 (Hernando & Torres, 2003).

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.

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 (Kv) y la corriente de tubo (mAs), entre otros aspectos.

Medidas objetivas para el análisis de calidad de imagen

Para esta investigación se realizó un estudio sobre diferentes bases de datos de imágenes mamográficas, de maniqués antropomórficos y pacientes. En el proceso de adquisición de las imágenes se utilizaron tres tecnologías diferentes, dos equipos digitales: uno con tecnología CR y otro con tecnología DR y un tercero que utiliza la técnica del contraste de fase por haces de sincrotrón.

Sobre las imágenes se seleccionaron regiones de interés (ROIs). En el caso de las imágenes del maniqué antropomórfico se seleccionaron regiones que se consideraban 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 en 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. Sobre las ROIs se estimaron tres índices absolutos de calidad de imagen: Contraste de la imagen (Cima, ecuación 1), Relación contraste a ruido (CNR, ecuación 2) y la Relación señal a ruido con Rose Model (SNR_{rose} ecuación 4). Estos indicadores fueron escogidos ya que son los que brindan una mejor información acerca de los elementos ruido y contraste, parámetros que brindan una mejor información subjetiva.

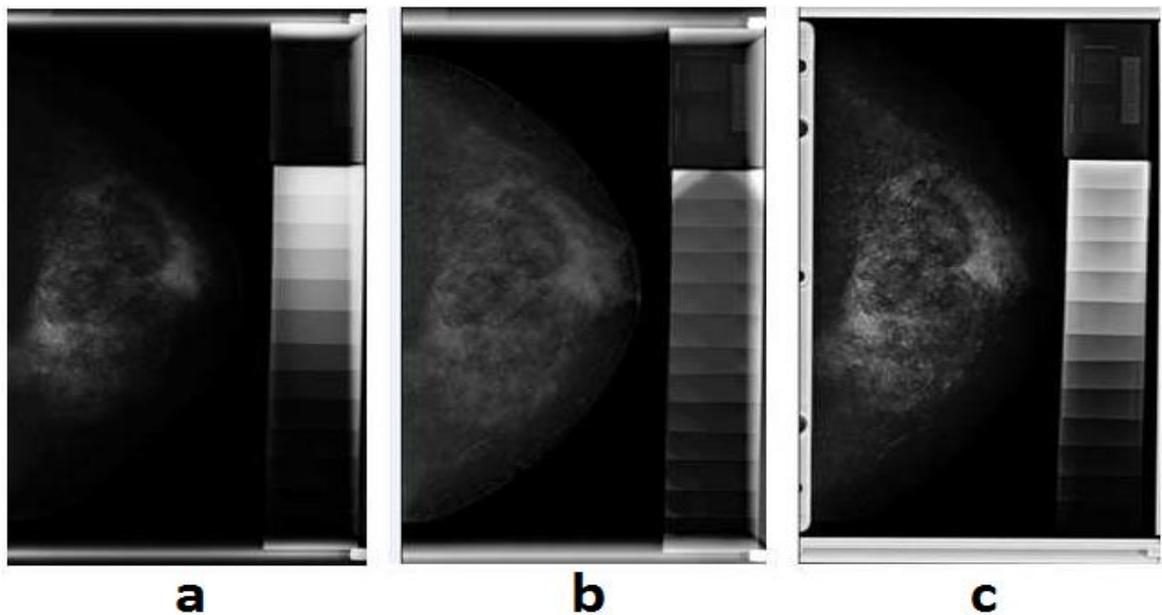


Figura 1. Ejemplos de imágenes mamográficas tomadas con diferentes técnicas al maniqué antropomórfico. (a)GE (b)Giotto (c)Contraste de fase.

Contraste de imagen (Cima)

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

$$Cima = \left(\frac{(q_f - q_o)}{q_f} \right) * 100 \quad (1)$$

Relación Contraste-Ruido (CNR).

Es la medida objetiva que expresa la habilidad de un sistema de imágenes para detectar gran cantidad de detalles.

$$CNR = \left(\frac{(q_f - q_o)}{\sigma_f} \right) \quad (2)$$

Relación Señal a Ruido utilizando el Modelo de Rose (SNR_{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 (Beutel, 2000). Dado que es un caso especial de fotones de fondo no correlacionados, el ruido descrito es derivado de la distribución estadística de Poisson.

$$C = \left(\frac{(q_f - q_o)}{q_f} \right) \quad (3)$$

$$SNR_{Rose} = \frac{q_f}{\sigma_f} * C * \sqrt{A} \quad (4)$$

Donde **A** es el área de las regiones de la ROI, **C** (ecuación 3) contraste definido por Rose, **q_f** y **q_o** son los valores medios de los píxeles en el fondo y el retorno de la inversión respectivamente y **σ_f** es el ruido de fondo.

La SNR junto con la CNR y el Contraste son algunas de las magnitudes que mejor definen la información radiológica que puede ser detectada en una imagen digital.

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

Resultados y discusión

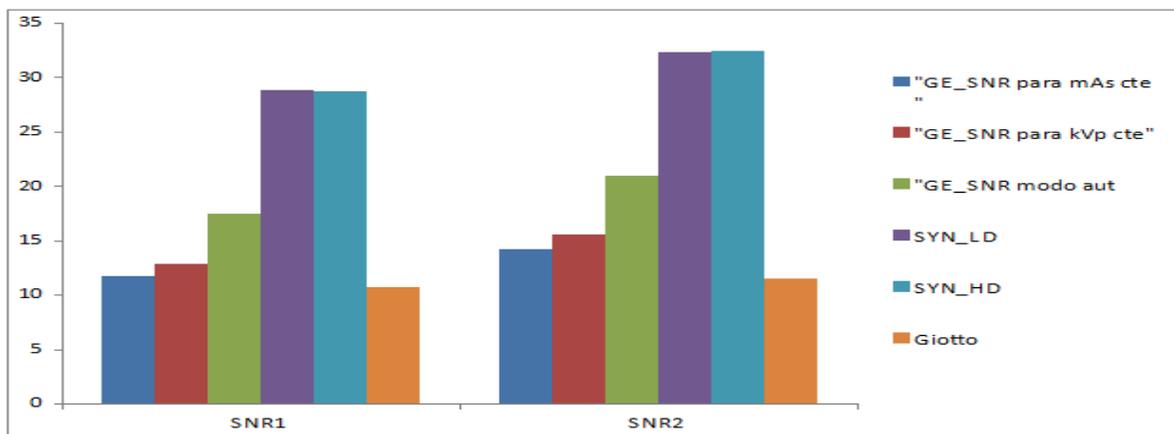
Para el análisis estadístico usamos la prueba t-Student con el objetivo de determinar si dos conjuntos de datos puedan tener una diferencia significativa entre los valores de sus medias a pesar de que estas sean similares, utilizándose una estimación de la desviación típica en lugar del valor real. Se 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 la cual demuestra que un conjunto de datos pertenece a una familia con distribución normal.

Análisis de la calidad de imagen Maniquí antropomórfico

La Figura 2 muestra los resultados de los valores medios obtenidos del cálculo de los indicadores para el maniquí antropomórfico. La técnica de contraste de fase por haces de 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.

De estos resultados obtenidos 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.



(a)

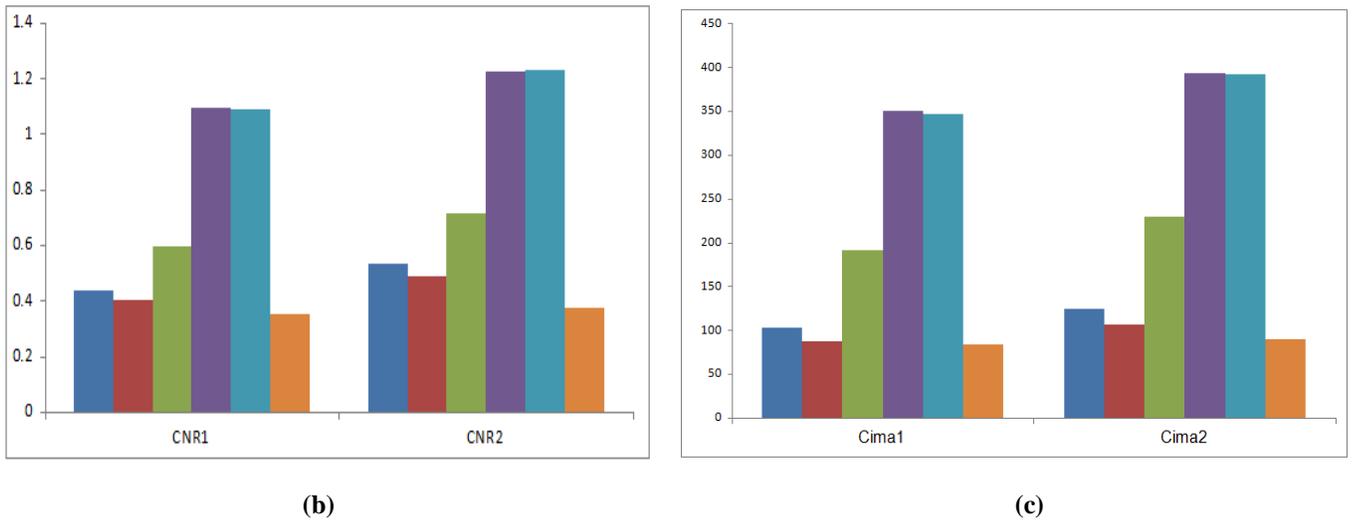


Figura 2. Comportamiento de los indicadores calculados en las imágenes del maniquí antropomórfico a) SNR b) CNR c) Contraste de Imagen.

Análisis de la calidad de imagen en pacientes

El análisis objetivo de la SNR, CNR y Cima de las imágenes de pacientes fue realizado en lesiones previamente detectadas por un especialista médico Figura 3.

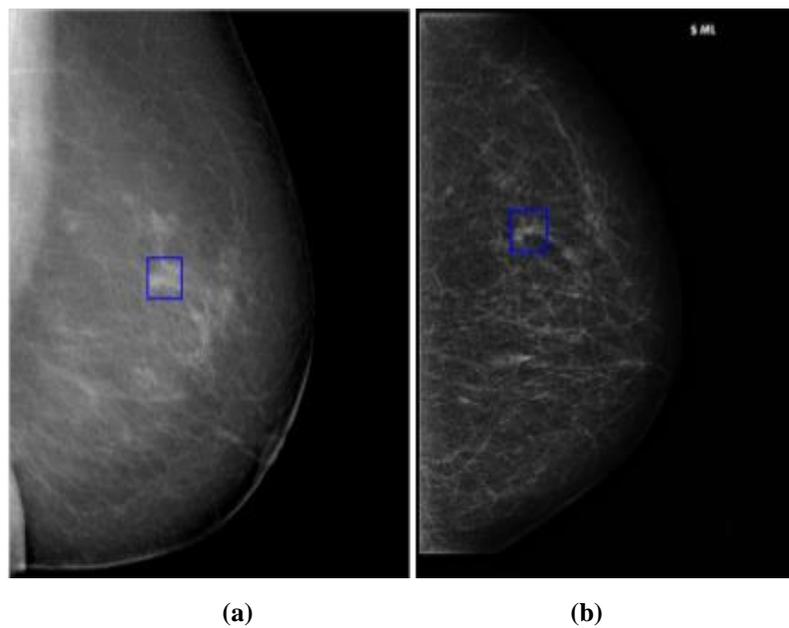


Figura 3. Ejemplo en la detección de lesiones imágenes en una paciente, a) GE b) Sincrotrón

En Figura 4 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 imágenes de absorción de los equipos digitales GE y Giotto.

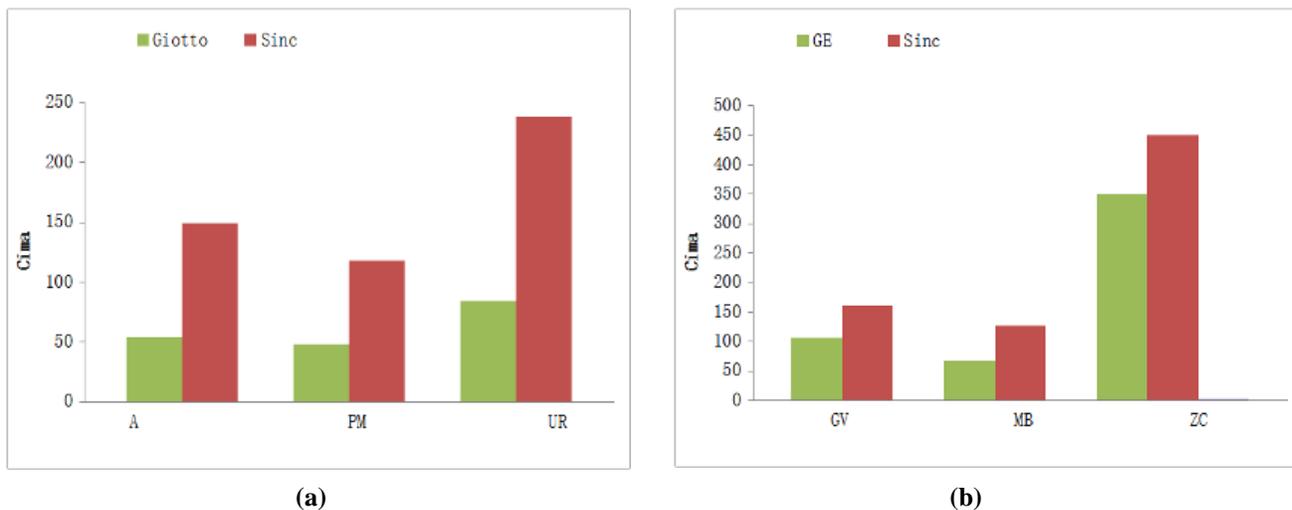


Figura 4. Comportamiento del indicador contraste en imágenes de pacientes (a)Giotto vs Sincrotrón (b)GE vs Sincrotrón.

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.

Futuras investigaciones

A partir de los resultados obtenidos, el 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” que se desarrolla en el Centro de Estudios Informáticos (CEI) de la Universidad Central “Marta Abreu” de las Villas en conjunto con otras instituciones nacionales e internacionales, prevé promover la búsqueda de otros parámetros para la evaluación de la calidad de imagen vinculados específicamente a la detección de bordes y detalles pequeños y la estimación de parámetros relacionados con la resolución, que ofrezcan mejores resultados particularmente en presencia de contraste de fase, para la comparación de las técnicas. Para estos nuevos estudios se utilizarán nuevas bases de datos de imágenes y se seleccionarán nuevas regiones sobre las imágenes.

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 los estudios mamográficos en la actualidad. El cálculo de los indicadores SNR, CNR, y Cima, 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.

En el maniquí antropomórfico, todos los indicadores fueron superiores en la técnica con contraste de fase, mientras que en el estudio con pacientes se comprobó que el CF aportó mayor Cima. En general, la mamografía con contraste de fase utilizando radiación del sincrotrón 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.

Referencias

- 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.
- BEUTEL J., "Handbook of Medical imaging, Physics and Psychophysics" Vol. 1: The international society for optical engineering, 2000.
- CAMARGO M.L., MORALES M., GRAFFIGNA J.P., AND ROMO R., "Control de calidad de imágenes mamográficas," 2010.
- 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.
- 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.
- FERNÁNDEZ G. B., "Programa de Garantía de Calidad en Mamografía", España: S.E.D.I.M, 2000.
- GOLD R.H., and LAWRENCE W., "Highlights from the History of Mammography," *Radiographics*, vol. 10, pp. 1111-1131, 1990.

- GONZALEZ R. C., WOODS R. E., and EDDINS S. L., "Digital Image processing using Matlab" vol. 2, pp. 117-160, 2004.
- GRAFFIGNA J.P., and ROMO R., "Imágenes en Medicina-UNSJ", Fundamento de Imágenes Médicas, 2003.
- HAMANN M., "Evaluation of a low - dose/ slow - rotating SPECT - CTsystem," Physics in Medicine and Biology, 2008.
- 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.
- LAU C., CABRAL J. E., HAYNOR D. R. and KIM Y., "Telemedicine", Handbook of Medical Imaging vol. 3, 2000.
- LEWIS R. A., "Medical phase contrast x-ray imaging: current status and future prospects" Phys. Med. Biol, pp. 3573–3583, 2004.
- 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.
- 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.
- RAMÍREZ-REYES A., "Investigación y Desarrollo Tecnológico en Mamografía Digital por Contraste de Fase", Protocolo de investigación 1.0, 2013.
- SANMIGUEL R.E., "Radiología:un siglo de desarrollo," CINVESTAV, vol. 26, No.1, pp. 28-37, 2007.
- 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.
- SPRAWLS P., "X-Ray Image Formation and Contrast", Physical Principles of Medical Imaging, 2 ed. Medison Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2003.
- SPRAWLS P., "X-Ray Production, in Physical Principles of Medical Imaging," 2 ed Medison Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 97-109, 2003.
- STANLEY M., "Early history of particle accelerators" Advances in Electronics and Electron Physics, vol. 50, 1980.
- 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.
- WONG A., AND LOU S. L., "Medical Image Archive", Retrieval and Communication vol. 1: Bankman, I. N. Academic Press, 2000.