



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA APLICADA Y
TECNOLOGÍA AVANZADA UNIDAD LEGARIA**

**OPTIMIZACIÓN DE LOS INDICADORES DE CALIDAD DE
IMAGEN EN MAMOGRAFÍA ANALÓGICA Y DIGITAL**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

DOCTOR EN TECNOLOGÍA AVANZADA

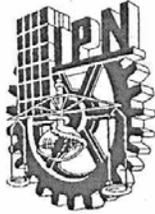
PRESENTA:

M. EN C. ENRIQUE GAONA

DIRECTORES:

**DR. JOSÉ ANTONIO IRÁN DÍAZ GÓNGORA
DR. JUAN AZORÍN NIETO**

México, D.F. diciembre de 2007



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESION DE DERECHOS

En la Ciudad de México, D.F. el día 17 del mes diciembre del año 2007, el que suscribe Enrique Gaona alumno del Programa de Doctorado en Teconología Avanzada con número de registro A040146, adscrito a CICATA-IPN, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. José Antonio Irán Díaz Góngora y Dr. Juan Azorín Nieto cede los derechos del trabajo intitulado Optimización de los Indicadores de Calidad de Imagen en Mamografía Analógica y Digital, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección gaen1310@correo.xoc.uam.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Enrique Gaona



INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL
SECRETARIA DE INVESTIGACION Y POSGRADO

ACTA DE REVISION DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 11:00 horas del día 28 del mes de noviembre del 2007 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-IPN para examinar la tesis de grado titulada: **“Optimización de los indicadores de calidad de imagen en mamografía analógica y digital”**

Presentada por el alumno:

| | |
|------------------|-------------------|
| GAONA | ENRIQUE |
| Apellido paterno | materno nombre(s) |
| Con registro: | |
| A | 0 |
| 4 | 0 |
| 1 | 4 |
| 6 | 6 |

aspirante al grado de: DOCTORADO EN TECNOLOGIA AVANZADA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACION DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

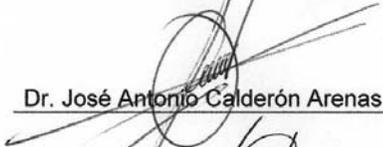
LA COMISION REVISORA

Director de tesis


Dr. Juan Azorín Nieto

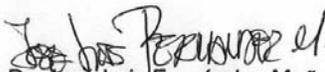
Director de tesis


Dr. José Antonio Irán Díaz Góngora


Dr. José Antonio Calderón Arenas


Dr. Teodoro Rivera Montalvo


Dr. Pedro Ramón González
Martínez


Dr. José Luis Fernández Muñoz

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO


Dr. José Antonio Irán Díaz Góngora
CENTRO DE INVESTIGACION EN CIENCIA
DEL IPN

AGRADECIMIENTOS

Mis agradecimientos para el Dr. José Antonio Irán Díaz Góngora y Dr. Juan Azorín Nieto, por su excelente dirección, consejos y amistad en el desarrollo de los estudios de doctorado.

Mis agradecimientos a la Comisión Revisora Dr. José Antonio Calderón Arena, Dr. Teodoro Rivera Montalvo, Dr. Pedro Ramón González Martínez y Dr. José Luis Fernández Muñoz por sus aportaciones y apoyo durante la presente tesis.

Mi reconocimiento al Dr. Manuel Arreola, Director of Clinical Radiological Physics, Shands Hospital at University of Florida por sus valiosas aportaciones y consejos en la realización de los estudios de doctorado.

Mis agradecimientos al Dr. Gustavo Casian Castellanos, Jefe del Departamento de Radiología e Imagen del Hospital Juárez de México y a la Dra. Beatriz Yolanda Álvarez Alfonso, responsable del Servicio de Mamografía del Hospital Juárez de México por sus valiosas aportaciones y colaboración en los aspectos clínicos de la mamografía.

Mis agradecimientos al Dr. Gerardo Martín Perdigón Castañeda, Jefe del Departamento de radiología e Imagen del Hospital General “Dr. Manuel Gea González” y a la Dra. Wendy Perales por sus valiosas aportaciones y colaboración en los aspectos clínicos de la mamografía.

Agradezco, también la ayuda que tuve de la Srita. Ana Leticia Cardona Gómez y de la Srita. Laura vega, así como de todo el personal del CICATA-IPN Legaria por sus consejos y asesoría.

Agradezco con cariño a todos los que me han apoyado y que han hecho aportaciones en la realización de este trabajo.

DEDICATORIA

Para mis hijos Enrique, Gregorio y Carmen,
y a mi esposa como una ofrenda, por su amor y comprensión

Para mi madre[†] y mis hermanas con cariño

CONTENIDO GENERAL

CAPITULO 1 INTRODUCCIÓN

| | |
|---|----|
| I. ESTADÍSTICAS EN CÁNCER DE MAMA EN MÉXICO | 10 |
| II. ANATOMÍA, FISIOLOGÍA Y CARCINOGENESIS | 11 |
| Cambios Fisiológicos de la mama | 13 |
| Carcinogenesis de la mama | 13 |
| Etiología del cáncer de mama | 14 |
| Exposición a la radiación ionizante | 16 |
| III. MAMOGRAFÍA | 16 |
| Mamografía de Tamizaje (Screening) | 17 |
| Mamografía digital | 19 |
| IV. CUALIDADES DE IMAGEN MAMOGRÁFICA | 20 |
| V. INDICADORES DE CANCER | 21 |
| VI. MORFOLOGÍA RADIOLÓGICA | 22 |
| Glandularidad de la mama | 23 |
| Método del ACR, BI-RADS | 24 |
| VII. REFERENCIAS | 25 |

CAPITULO 2 FORMACIÓN DE LA IMAGEN MAMOGRÁFICA

| | |
|--|----|
| I. INTERACCIÓN DE LOS RAYOS X CON LA MAMA | 29 |
| Interacciones fotón-tejido | 31 |
| Dispersión Coherente | 31 |
| Efecto fotoeléctrico | 32 |
| Dispersión Incoherente (Compton) | 33 |
| Capa hemirreductora (<i>CHR</i>) | 34 |
| II. SISTEMA DEL TUBO DE RAYOS X | 35 |
| Espectro de rayos X | 36 |
| Rendimiento del Haz de Rayos X | 38 |
| Resolución Espacial y tamaño de punto focal | 38 |
| Sistema de colimación | 38 |
| Compresión | 39 |
| III. GENERADOR DE RAYOS X | 39 |
| IV. MAMOGRAFÍA ANALÓGICA | 40 |
| SISTEMA DEL RECEPTOR DE IMAGEN | 40 |
| Control automático de exposición (CAE) | 42 |
| V. MAMOGRAFÍA DIGITAL | 43 |
| Respuesta de la Película | 43 |
| Características de la imagen desplegada | 44 |
| Ruido Cuántico | 45 |
| Granularidad de la película | 46 |
| Radiación dispersa | 46 |
| VI. RECEPTOR DE IMAGEN DIGITAL | 47 |
| VII. MAMOGRAFÍA DIGITAL | 48 |
| Detector panel plano de conversión directa | 49 |
| Detector panel plano de conversión indirecta | 49 |
| Detector CCD de campo completo | 50 |
| Detector CCD con exploración en arco | 50 |
| Mamografía digital (CR) | 51 |
| VIII. REFERENCIAS | 54 |

**CAPITULO 3
INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN**

| | |
|---|----|
| I. CONTRASTE | 55 |
| II. RESOLUCIÓN DEL SISTEMA | 55 |
| III. RUIDO Y ARTEFACTOS | 56 |
| IV. DENSIDAD ÓPTICA MEDIA (DOM) | 57 |
| V. DOSIS | 57 |
| VI. MANIQUÍ S EQUIVALENTES A MAMA | 61 |
| VII. VARIACIONES ANTROPOMÉTRICAS EN MAMOGRAFÍA | 62 |
| VIII. MANIQUÍ PARA MEDIR LOS INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN | 63 |
| Factores que afectan la dosis glandular media (DGM) | 65 |
| Evaluación de los indicadores de calidad de Imagen | 65 |
| IX. REFERENCIAS | 66 |

**CAPITULO 4
INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN EN
MAMOGRAFÍA ANALÓGICA**

| | |
|---|----|
| I. INTRODUCCIÓN | 70 |
| II. MATERIALES Y MÉTODOS PRIMERA FASE | 72 |
| III. RESULTADOS | 73 |
| IV. OPTIMIZACIÓN DE LOS INDICADORES DE IMAGEN | 78 |
| V. MATERIALES Y MÉTODOS SEGUNDA FASE | 78 |
| VI. RESULTADOS | 81 |
| VII. CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN | 83 |
| VIII. REFERENCIAS | 84 |

**CAPITULO 5
INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN
EN MAMOGRAFÍA DIGITAL CR**

| | |
|-------------------------------------|----|
| I. INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN | 85 |
| INTRODUCCIÓN | 85 |
| MATERIALES Y MÉTODOS | 87 |
| RESULTADOS | 90 |
| CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN | 92 |
| II. DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN | 93 |
| INTRODUCCIÓN | 93 |
| MATERIALES Y MÉTODOS | 93 |
| RESULTADOS | 94 |
| CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN | 96 |
| REFERENCIAS | 96 |

**CAPITULO 6
INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN MAMOGRAFÍA DIGITAL
DE CAMPO COMPLETO (FFDM)**

| | |
|---|-----|
| I. INTRODUCCIÓN | 98 |
| II. OPTIMIZACIÓN DE LOS INDICADORES DE IMAGEN | 99 |
| III. MATERIALES Y METODOS | 101 |
| IV. RESULTADOS | 103 |
| V. CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN | 104 |
| VI. REFERENCIAS | 105 |

| | |
|--------------|-----|
| BIBLIOGRAFIA | 106 |
|--------------|-----|

RESUMEN

El objetivo de la mamografía es proporcionar el contraste entre una lesión que se encuentre dentro de la mama y tejido circundante normal. El control de calidad es esencial para asegurar el contraste en los sistemas de mamografía e incorpora pruebas que son relevantes en que son predictivas de la futura degradación del contraste de la imagen. El programa de control de calidad ayuda al diagnóstico exacto en la mamografía y contribuye para reducir la mortalidad de cáncer de mama en México. Este estudio de control de calidad tiene como objetivo describir los resultados de la valoración de los indicadores de calidad de imagen de densidad óptica de película, contraste, uniformidad, resolución, ruido y dosis de departamentos de mamografía y comparar esos resultados con un departamento de mamografía de referencia con programa de control de calidad en sistema en sistemas de mamografía de película-pantalla, sistemas de mamografía CR y sistemas de mamografía digital de campo completo. Cuando se comparan los resultados permiten ver la utilidad clínica de tener programas de control de calidad para reducir los errores de la interpretación de la mamografía.

Palabras clave: mamografía película-pantalla, mamografía CR, mamografía FFDM, calidad de imagen

ABSTRACT

The goal of mammography is to provide contrast between a lesion that is possible residing within the breast and normal surrounding tissue. Quality control is essential for maintaining the contrast imaging performance of a mammography system and incorporate tests that are relevant in that they are predictive of future degradation of contrast imaging performance. The quality control program aided diagnostic accuracy of mammography and contributes to reduce the breast cancer mortality in Mexico. This quality control study has as objective to describe the results of the assessment of quality imaging elements of film optical density, contrast, uniformity, resolution, noise and dose of mammography departments and comparison these results with a mammography reference department with a quality control program in screen-film mammography systems, CR mammography systems and full field digital mammography systems. When comparing the results they allow seeing the clinical utility of to have a quality control program to reduce the errors of mammography interpretation.

Keys words: screen-film mammography, CR mammography, FFDM mammography and quality imaging

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN

I. ESTADÍSTICAS EN CÁNCER DE MAMA EN MÉXICO

La *morbilidad* y *mortalidad* del cáncer de mama constituye hoy en día un problema de salud pública no sólo en México, sino en todo el mundo y es una de las principales causas de muerte en mujeres. Las causas del cáncer de mama no son bien conocidas, pero las evidencias epidemiológicas indican tres factores: endocrinos, dietéticos y ambientales, aunque también puede ser inducido por radiación, pero no es común o por antecedentes familiares.

Se sabe con certeza que la mayoría de los cánceres no aparecen de manera súbita, sino que se desarrolla después de varios años como resultado de cambios bioquímicos y genéticos que promueven a las células saludables hacia un estado precanceroso y hacia un cáncer posteriormente. Existe la evidencia directa de que el desarrollo de algunos tipos de cáncer requiere la adquisición progresiva de mutaciones en múltiples genes y la ocurrencia de estas mutaciones involucra ciclos repetitivos de proliferación celular, selección y expansión clonal. Parece que el desarrollo de inestabilidad genómica durante el proceso incrementa la frecuencia de las mutaciones y acelera la progresión del tumor. Cambios epigenéticos, no mutagénicos, probablemente también contribuyan al proceso alterando la expresión genética y la diferenciación celular y llevando a uno o más cambios heredables que promueven la proliferación celular, así el mecanismo subyacente requiere de más estudio.¹

El desarrollo de un *tumor maligno* comprende complejas interacciones entre diversos agentes tanto exógenos (medio ambiente) como endógenos (genéticos, hormonales e inmunológicos) y la *carcinogénesis* progresa a menudo a través de varios estadios que son: a) Iniciación, b) Promoción (tiene que ver con la aparición de tumores benignos), c) Progresión (es la conversión de un tumor benigno hacia maligno) y d) Evolución posterior de los tumores hacia la malignidad. El proceso puede ocupar la mayor parte de la vida media de un individuo y la transición entre los diversos estadios puede ser estimulada o inhibida por agentes diversos.¹

Los programas de *detección precoz de cáncer* de mama exigen de tecnologías actuales de diagnóstico bajo programas de garantía de calidad. Si el cáncer de mama no es diagnosticado de manera temprana, los costos de tratamiento de un cáncer avanzado son bastante onerosos.

El *cáncer* apareció como la segunda causa de muerte a partir de 1989, año en el que se registraron 40 628 defunciones y una tasa de 48.2 por 100 000 habitantes, siendo los tipos de más frecuentes los de pulmón, estómago y cuello uterino con tasas de 6.1, 5.2 y 5.1 respectivamente. Desde entonces el cáncer es responsable del 12.0% de todas las defunciones que se registran en el país.¹

En 1990 existían en el país 16 951 260 mujeres de 25 años y más que representaban el 31.6% de la población femenina total. En 1995 en México se notificó un total de 73 299

casos nuevos de neoplasias malignas, con predominio del sexo femenino (64.7%). Los primeros cinco lugares según topografía fueron: cuello de útero (21.5%), mama femenina (10.6%), glándula prostática (5.0%), estómago (3.9%) y ganglios linfáticos (3.7%). Con respecto al sexo femenino, fueron cuello de útero (33.2%), mama (16.4%), ovario (3.5%), cuerpo de útero (3.0%) y estómago (2.7%).²

Según las cifras del Registro Histopatológico de Neoplasias en México, en 1997 se reportaron 9,050 nuevos casos de cáncer de mama, con mayor frecuencia en el grupo de 45 a 54 años de edad, teniendo una variabilidad importante de presentación en diversas regiones del país. Entre las mujeres mexicanas, el carcinoma mamario es la segunda causa de muerte por cáncer, después del cáncer cérvico uterino. Según datos del Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI), en 1990 ocurrieron 2,230 decesos atribuibles al cáncer de mama, lo que representó el 1.67% del total de defunciones ocurridas en mujeres de 25 años y más.

En 1994 dicha cifra fue de 2,785 (1.90%) muertes y para 1998 aumentó a 3,380 (2.1%) fallecimientos. Esto significa que en ese último año murieron por cáncer de mama casi nueve mujeres cada día, lo que representa la muerte de una mujer cada dos horas y media aproximadamente. Las tasas de mortalidad por cáncer mamario estandarizadas por edad entre 1990 y 1998 muestran una tendencia creciente; la de 1990 fue de 13.16 por 100,000 mujeres de 25 años y más; en 1998 aumentó a 15.12 por el mismo denominador. En ese sentido, de continuar las condiciones actuales, es decir, un crecimiento lento pero constante de la mortalidad por cáncer de mama, la tendencia permite prever que la tasa de mortalidad por este tipo de cáncer, para el nivel nacional, seguirá incrementándose en el grupo de mujeres de 25 años y más.^{3,4}

En ese sentido, de continuar las condiciones actuales, es decir, un crecimiento lento pero constante de la mortalidad por cáncer de mama, la tendencia permite prever que la tasa de mortalidad por este tipo de cáncer, para el nivel nacional, seguirá incrementándose en el grupo de mujeres de 25 años y más.³

Las tendencias actuales del *cáncer de mama* nos obligarán a darle mayor cobertura a los programas de detección precoz del cáncer de mama, educar en materia de prevención de cáncer e implantar los *programas de garantía de calidad en mamografía* para mejorar la detección oportuna del cáncer de mama.

Las pruebas de detección pueden descubrir el cáncer anticipadamente, en una etapa en la que la enfermedad todavía se puede tratar exitosamente. Las pruebas de detección temprana pueden incluso evitar que ocurran algunos tumores cancerosos, a través de la identificación y extirpación de lesiones pre-cancerosas. Las pruebas de detección temprana de cáncer pueden mejorar en gran medida las probabilidades de cura, extender la vida, reducir la duración del tratamiento necesario, así como mejorar la calidad de vida de los pacientes con cáncer. El no someterse a estas pruebas regularmente puede contribuir a una peor supervivencia para el cáncer del seno.

II. ANATOMÍA, FISIOLOGÍA Y CARCINOGENESIS

Las mamas son órganos característicos de la mujer cuya función principal es la producción de leche y la nutrición de los hijos, sin embargo las mamas diferencian el torso del hombre del de la mujer y constituyen un carácter sexual y desempeñan un papel importante en la silueta femenina, en la sexualidad y en el erotismo (zona erógena). Las mamas tienen

cambios fisiológicos y morfológicos en la gestación, en el período de lactancia, por la edad y por enfermedades.

Las mamas en la mujer son dos, que son simétricas y tienen la forma hemisférica. En la mujer adulta, ambas mamas se encuentran situadas en el espacio que va desde la 3ª hasta la 7ª costilla en altura, y desde el esternón hasta la línea axilar anterior, descansando directamente con su cara plana sobre el músculo pectoral mayor; por lo tanto, a ambos lados del esternón y en la parte del tórax, a la altura de los brazos.

El desarrollo del tejido glandular en el hombre permanece subdesarrollado, pero conserva el complejo areola-pezones que tiene una sensibilidad particular y la capacidad de fruncimiento de la areola y de erección del pezón ante estímulos, mientras en la mujer inicia su desarrollo durante la pubertad y continúa hasta la edad de 30 años⁵, aunque otros autores expresan que termina el desarrollo a los 20 años. En el período de desarrollo, los niveles hormonales promueven e incrementan el número de ramificaciones de la estructura glandular en la mujer.

El tamaño (volumen) de la mama es más dependiente del contenido de tejido adiposo que del contenido glandular. En general, el tamaño de la mama y su relativa composición cambia a lo largo de la vida de la mujer.⁵ El tamaño de la mama es proporcional a la edad, talla, la constitución y la raza, y aunque las medidas varían sustancialmente en los distintos momentos de la vida, el volumen y la simetría debe ser prácticamente iguales en ambas mamas, así como el peso de la mama esta en el intervalo de 150 a 500 gramos.

El factor principal en los cambios de la composición de la mama son las hormonas reproductoras. En general el tejido mamario contiene más tejido adiposo en proporción al tejido glandular conforme aumenta la edad después de la pubertad.⁵ El embarazo es la cúspide de los cambios hormonales en las mujeres, que dramáticamente afecta una mamografía debido a la naturaleza activa del tejido glandular en la lactancia del niño neonato y la mamografía de tamizaje se evita en esta etapa.

Una vez que la mama ha logrado su desarrollo, el tejido glandular esta compuesto de 15 a 20 lóbulos, dispuestos radialmente a partir del pezón. Los lóbulos están separados por tejido conectivo denso y tejido adiposo. Cada lóbulo contiene un conducto galactóforo principal, revestido por epitelio escamoso, que se dilata a poca distancia de su orificio de salida, formándose el seno galactóforo.

Estos conductos principales se ramifican en varios conductos de menor calibre que a su vez lo hacen en múltiples conductillos, los cuales terminan en los alvéolos o ácinos glandulares, donde se encuentran las células productoras de leche.

Varios ácinos glandulares separados y rodeados por tejido conectivo con sus pequeños conductillos constituyen un lobulillo. El tejido conectivo que separa los distintos ácinos de un lobulillo se denomina tejido conectivo intralobulillar, y el que rodea y delimita al lobulillo recibe el nombre de tejido perilobulillar.

El sistema de lobulillos con su conducto galactóforo principal, bien delimitado por tejido conectivo, se denomina lóbulo mamario. De 15 a 25 de estos lóbulos constituyen el componente fibroglandular de la mama. En el pezón desembocan los 15 o 25 conductos que provienen de los lóbulos. Estos conductos están rodeados por haces de músculo liso que permiten la salida de la leche y la erección del pezón ante ciertos estímulos como succión, roce, tacto y frío. El pezón posee una fuerte inervación sensitiva.

La propagación del tejido adiposo proporciona la forma de la mama adulta. En la mama adulta proliferan los elementos de la piel, aumentando el tamaño del pezón y la areola y sus grados de pigmentación.

Cambios Fisiológicos de la mama

Cambios durante la pubertad. El desarrollo del tejido adiposo y conectivo aumenta bajo la influencia de otras hormonas como progesterona, prolactina, corticoides y hormona del crecimiento.

Cambios durante el embarazo. El aumento en los niveles de estrógenos y progesterona estimulan el desarrollo glandular. Las mamas tienden a hacerse esféricas debido al aumento del tejido adiposo.

Cambios durante la lactancia. La lactancia tiende a mantener los cambios ocurridos durante el embarazo.

Carcinogenesis de la mama

Cáncer es el término genérico que describe una neoplasia maligna de las células que han perdido su habilidad de regular las funciones normales celulares.⁶ Los cambios neoplásicos en células tienen varias causas; sin embargo, el interés particular a este estudio es el cáncer que pueden resultar de la exposición a la radiación ionizante que ha sido observado en los tejidos mamarios de ratones, ratas, cuyos y humanos.^{7,8}

El tejido radiosensible de la mama es el tejido glandular, específicamente la “unidad de conducto terminal lobular” (UCTL).⁹ Sin considerar la etiología del cáncer de mama, el 70% de todo los cánceres de mama se desarrollan en la periferia del parénquima.⁵ La periferia del parénquima consiste en una capa de tejido adiposo de un centímetro de espesor rodeada de tejido adiposo (adiposo retromamario y adiposo subcutáneo).⁵ La distribución de carcinomas en mama (derecha o izquierda) puede ser dividido en cinco cuadrantes mayores.⁵

Hay dos tipos generales de carcinomas: in-situ e invasivo. Los cánceres in-situ están contenidos dentro de la estructura anatómica. Por ejemplo, el carcinoma ductal in-situ (CDIS) se encuentra dentro de los conductos principales de las UCTL. El carcinoma lobular in-situ se localiza dentro de los lóbulos. Ochenta y cinco por ciento de todos los carcinomas in-situ son CDIS.⁵ Los carcinomas son de tipo lobulillar 'in situ', lobulillar infiltrante, ductal 'in situ' y ductal infiltrante

Los carcinomas invasivos se desarrollan de los carcinomas in-situ y se extienden a los tejidos circundantes. Los carcinomas invasivos pueden metastatizar, viajando a través de los sistemas circulatorio o linfático y desarrollan malignidades secundarias fuera de los tejidos de la mama. El carcinoma ductal invasivo es la forma más común del carcinoma invasivo.^{5,10} Se cree que la génesis del neoplasia de la mama está en el segmento del conducto terminal que se extiende a las unidades lobulares.⁵

Un indicador biológico inicial para estos tipos de carcinomas es la formación de racimos de micro-calcificaciones en las UCTL o en los conductos asociados. Las calcificaciones están compuestas de hidroxapatita de calcio y fosfato de tricalcio, además de posibles metales pesados.⁵ Las calcificaciones en si mismas no poseen un riesgo y son típicamente benignas de la mamas normales; sin embargo, si un racimo de cinco o más micro-calcificaciones de forma heterogénea (150-200 μm) se localiza dentro de un volumen

de un centímetro cúbico, un evaluación cuidadosa debe realizarse. El origen de un depósito calcio benigno o maligno en la mama no es bien comprendido.⁵ Otro indicador biológico común del carcinoma es una masa. Las masas también pueden ser benignas o malignas. Un rasgo común de una masa maligna es su naturaleza espiculada de sus bordes. Los orígenes de las masas en la mama pueden ser numerosos, incluso una dura contusión, tejido adiposo necrotico y malignidad.⁵ aunque las calcificaciones y masas son los marcadores de diagnóstico más comunes de la enfermedad.

El cáncer de mama, como otros tipos de cáncer, parece comportarse siguiendo al menos dos patrones diferentes. En ocasiones prolifera lentamente sin invadir ni infiltrar, ocupando y ensanchando el diámetro de los conductos, y llegando formar un nódulo prominente que desplaza estructuras vecinas y pudiendo alcanzar gran tamaño sin dejar de ser un cáncer 'in situ'. Estos canceres con frecuencia se convierten en infiltrantes después de que gran parte de su historia ha transcurrido como tumores 'in situ'.

En otras ocasiones el cáncer infiltra los tejidos vecinos, rompiendo la membrana basal y se comporta como invasivo muy precozmente, cuando todavía es microscópico y no es posible identificarlo por ningún procedimiento diagnóstico (excepto por biopsia). La presencia de células tumorales dentro de vasos sanguíneos o vasos linfáticos supone una cierta agresividad o un grado relativamente avanzado de evolución tumoral, lo que empeora el pronóstico.

Cuando un tumor mamario crece lo suficiente da signos o síntomas que permiten sospechar su presencia. Cuando esto ocurre puede confirmarse su presencia e iniciar el tratamiento, lo que cambia la que sería la historia natural de ese tumor. Pero si un cáncer mamario es dejado a su libre evolución éste va a poder seguir caminos diferentes. Una de las posibilidades es la de una evolución lenta, con una progresión predominantemente local. A su vez, el tumor puede adquirir un carácter infiltrante o bien experimenta un crecimiento tumoral. En algunos casos los síntomas se deben a la presencia de metástasis mientras el tumor primitivo es todavía demasiado pequeño para ser identificado.

La aparición de metástasis a distancia suele señalar el principio del fin. En algún caso la aparición de metástasis solitarias posibilita que su extirpación sea un procedimiento relativamente eficaz, pero estos casos, que pueden verse con alguna frecuencia en otro tipo de tumores, no son habituales en la mama, ya que cuando se detectan suelen ser numerosas y están más extendidas de lo que parece. Lo usual es que la causa de la muerte tenga lugar cuando se han producido múltiples metástasis a distancia, principalmente en hígado, pulmones, huesos y cerebro.

La diferencia entre los dos tipos de canceres invasivos y no invasivos es importante porque el diagnóstico precoz garantiza la curabilidad de casi todos los tipo in-situ. Y el papel de la mamografía es visualizar esas lesiones cancerosas en su forma in-situ antes que se conviertan en invasivos.

Etiología del cáncer de mama

Se conocen numerosos factores que son parcialmente responsables de la aparición del cáncer, pero en la mama no ha sido posible encontrar uno claramente dominante, algo que sí ha ocurrido con el cáncer de pulmón y el consumo de cigarrillos. Sin embargo existen factores estimulantes del cáncer de mama de importancia indiscutida, como ocurre con algunas hormonas sexuales, sobre todo los estrógenos y progesterona. Sin embargo,

algunos investigadores han establecido una relación entre la precocidad de la menarquia y el aumento anual de su incidencia.

El factor o la combinación de factores que actúan como desencadenante primario del cáncer no han sido todavía establecidos de manera definitiva todavía. Pero sí sabemos que, sean cuales sean, están íntimamente relacionados con alteraciones en el DNA celular. Se invocan las mutaciones genéticas espontáneas o inducidas por diferentes agentes así como la falla en los mecanismos reparadores del DNA dañado y el fracaso del sistema inmunocompetente en reconocer y eliminar las células cancerosas.

Hoy en día, el cáncer de mama, como otras formas de cáncer, es el resultado de daño ocasionado al ADN. Este daño proviene de muchos factores conocidos o inciertos (entre ellos la exposición a radiación ionizante). Algunos factores llevan a un incrementado rango de mutación (exposición a estrógenos), reparación disminuida (los genes BRCA1, BRCA2, y p53). A pesar de que muchos riesgos epidemiológicos y cofactores biológicos y promotores han sido identificados, la causa primaria aún es desconocida.

Dieta. Un factor importante que puede explicar el aumento de la incidencia del cáncer de mama son los cambios en la dieta relacionados con el hábito alimenticio. Quizá el simple aumento calórico en la dieta adelanta la menarquia, lo que expone a la mama a una situación de aumento del riesgo de contraer cáncer, ya que durante la primera fase de cada ciclo menstrual se produce una multiplicación de las mitosis en las células ductales de la mama. Sin embargo es probable que los cambios en la dieta sean cualitativos y se relacionen con dietas ricas en grasas animales, una fuente potencial de xenoestrógenos. Sin embargo, las influencias dietarias han sido propuestas y estudiadas, pero éstas no indican aumento o disminución de riesgo.

Edad. El riesgo de contraer cáncer de mama en la mujer se incrementa con la edad. Los hombres también pueden desarrollar cáncer de mama, pero su riesgo es menor. El riesgo es modificado por muchos factores diferentes. En una porción muy pequeña de cáncer de mama hay un factor de herencia familiar. La probabilidad de adquirir cáncer de mama aumenta con la edad, pero el cáncer de mama tiende a ser más agresivo cuando ocurre en mujeres jóvenes.

Genético. Dos genes, el BRCA1 y el BRCA2, han sido relacionados con una forma familiar de cáncer de mama. Las mujeres cuyas familias poseen mutaciones en estos genes tienen un riesgo mayor de desarrollar cáncer de mama. No todas las personas que heredan mutaciones en estos genes desarrollarán cáncer de mama. Así como ocurre con el síndrome Li-Fraumeni (mutación del p53), estas aberraciones genéticas solo determinarían un porcentaje (~5%) pequeños de los casos de cáncer de mama.

Alcohol. Algunos estudios reportan que aparentemente existe la asociación entre el consumo de alcohol y el incremento en el riesgo de cáncer de mama en las mujeres. Pero existe una débil asociación entre la cantidad de alcohol consumida y el riesgo relativo.

Hormonas. Se ha descrito los anticonceptivos orales combinados estrógeno-progesterona como carcinogénicos en humanos. También se ha encontrado aumento en el riesgo de adquirir cáncer de mama en mujeres en tratamiento combinado en la terapia hormonal de la menopausia.

Otros. Otros riesgos son: no tener hijos, tener hijos con más de 30 años, no darles de amamantar, menarquia temprana, menopausia tardía, obesidad, y la terapia de reemplazo hormonal.

Exposición a la radiación ionizante

A parte de los factores de riesgos del cáncer de mama asociados a la salud de la mujer, historia familiar, estilo de vida y medio ambiente, un riesgo que no se ha investigado bien en los últimos años es la dosis recibida por el tejido glandular por los pacientes en procedimientos diagnósticos y terapéuticos, como la mamografía.

Actualmente, el método más usado para evaluar el riesgo asociado con cualquier exposición de la radiación de los diferentes órganos y tejidos, así como riesgos individuales para la incidencia y la mortalidad por cáncer es el reporte BEIR V (Comité de los Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes).¹¹ En el caso del riesgo de cáncer de mama, el análisis presentado en el BEIR V esta basado en exposiciones en humanos, dos estudios de mortalidad y tres de incidencia. Los estudios de mortalidad fueron el estudio Canadiense Tuberculosis Fluoroscópica (CTF) (473 muertes) y el estudio de los Supervivientes de la Bomba Atómica (LSS) (152 muertes).¹¹

Los tres estudios de incidencia fueron el LSS (367 casos), el estudio de la mastitis aguda posparto en Nueva York (NYAPM) (118 casos) y el estudio de la tuberculosis fluoroscópica de Massachusetts (MTF) (65 casos).¹¹ Los grupos LSS y NYAPM reportaron haber tenido exposiciones agudas, mientras que los grupos MTF y CTF recibieron exposiciones fraccionadas en varios años. El modelo se desarrolló con un período de latencia de cinco años; sin embargo, los datos no indicaron ningún riesgo adicional de cáncer dentro de los 10 años de la exposición.¹¹

El modelo de riesgo BEIR V para mortalidad del cáncer mama esta dado en ecuaciones de dosis respuesta. El modelo BEIR V indica un riesgo alto para las mujeres 15-20 años de edad y un riesgo bajo para las mujeres mayores de 40 años. El modelo BEIR V tiene una variación muestral debido al número pequeño de casos usados, por consiguiente resultan grandes incertidumbres estadísticas en los parámetros de la ecuación.

III. MAMOGRAFÍA

La *mamografía* es una forma de imagen del tejido mamario con rayos X que ayuda en la *detección precoz del cáncer* de mama en mujeres asintomáticas y contribuye al diagnóstico del cáncer en mujeres sintomáticas o de alto riesgo. La Mamografía es el examen radiológico más confiable para la detección temprana de patologías en la mama, como microcalcificaciones, microfibras, nódulos, distorsiones y/o zonas de distinta densidad que más tarde pueden convertirse en tumores malignos.

Existen otras técnicas para obtener imágenes de la mama que incluyen el ultrasonido y la resonancia magnética, pero actualmente estos procedimientos se usan como auxiliares de la mastografía, sin embargo con los recientes avances en esos campos (radiaciones no ionizantes) en un futuro se incrementarán su uso en imagenología de la mama, sin el riesgo de las radiaciones ionizantes.¹²

La imagen del pecho ha cambiado dramáticamente durante las últimas dos décadas. El papel de la mamografía como la herramienta más importante para la detección temprana de cáncer del pecho ha llegado a ser aceptada universalmente. Esto ha facilitado la innovación y mejora tecnológica del equipamiento de la mamografía¹³, también por la implementación de regulaciones y normas por los gobiernos federales relacionadas con la selección del equipamiento y la garantía de calidad^{3,14,15,16}, aunque en México es muy

incipiente los programas de garantía de calidad y la certificación de unidades de mamografía, personal, instalaciones, materiales y proveedores.

Las innovaciones y mejoras tecnológicas incluyeron el desarrollo de equipos de mamografía convencionales analógicos que se incluyen tubos de rayos X con blancos de molibdeno y rodio, intervalo adecuado de kilovoltaje pico bajo, filtros de molibdeno y rodio, rejillas más eficientes para eliminar radiación dispersa que reduce el contraste de la imagen, sistema de comprensión más exacto y automático. Las técnicas de exposición corta y los tamaños de puntos focales pequeños disminuyeron la borrosidad de la imagen. El uso más frecuente del control automático de exposición (CAE) proporcionó una densidad óptica de referencia óptima en la película para visualizarse en negatoscopios específicos para mamografías.

El empleo de la amplificación geométrica mejoró el detalle de la imagen para visualizar lesiones que se habían descubierto en el tamizaje mamográfico y permitió el desarrollo de dispositivos auxiliares para la biopsia de la mama. Al mismo tiempo, se desarrollaron y fabricaron combinaciones de película-pantalla de contraste alto, incluyendo la nueva generación de películas como Agfa C-plus y Kodak EV. Lo que no se ha podido en mamografía convencional es eliminar las fuentes de artefactos y pérdida del contraste en el revelado convencional de películas.

Mamografía de Tamizaje (Screening)

La *mamografía de tamizaje* se entiende por detección precoz de cáncer de mama, como el examen de una población de mujeres, aparentemente normales, sin signos ni síntomas de cáncer de mama, con el objeto de detectar el cáncer oculto en el estadio más temprano de la enfermedad. Los programas de detección temprana de cáncer pueden ser masivos (población) o individuales. Los estudios de screening constan de la toma de dos proyecciones (mamografías) para cada mama: Una cráneo-caudal (CC) y la otra Medio Lateral Oblicua (MLO). Los programas de screening mamográfico tienen como propósito fundamental salvar vidas.¹²

Los *programas de screening mamográfico* en todo el mundo han demostrado claramente que un diagnóstico precoz determina una reducción en la mortalidad y permite una mejor calidad de vida. Este resultado se debe atribuir casi exclusivamente a la mamografía que permite realizar el verdadero diagnóstico precoz del cáncer de mama, es decir, el diagnóstico en la etapa preclínica.

El cáncer de mama tiene una larga fase preclínica, se calcula que este tumor requiere de varios años para alcanzar un tamaño de un centímetro de diámetro. Este período de crecimiento se define como preclínico por la dificultad de reconocer el tumor en el examen físico. Varios autores opinan que la detección mamográfica precede a la detección clínica de dos a tres años. Además, se tienen los tratamientos con mínima morbilidad para la enfermedad en estadio temprano. Uno de los principales beneficios de la detección precoz es la detección de tumores pequeños y la ausencia de metástasis ganglionares.¹²

El valor del tamizaje mamográfico no es universalmente aceptado incluso hoy¹⁷, sobre todo para las mujeres más jóvenes de 50 años de edad.¹⁸ En Estados Unidos, El Instituto Nacional de Salud (NIH) en su Informe de 1997 concluyó que la reducción en la tasa de mortalidad atribuible a la mamografía de tamizaje era aproximadamente del 30% para las mujeres por encima de 50 años de edad, pero podría alcanzar sólo el 18% para las

mujeres con edades entre 40 y 50 años.¹⁹ Este hallazgo podría ser parcialmente el resultado de la historia natural más agresiva de cáncer del mama en las mujeres más jóvenes, cuando la detección temprano no se puede ofrecer una mejor supervivencia para la mayoría de las lesiones detectadas precozmente.²⁰ Además, las mujeres más jóvenes probablemente tienen las mamas más densas radiológicamente, y la mamografía se ha mostrado para ser menos eficaz cuando el tejido mamario es más difícil de penetrar.²¹

Se ha establecido que la densidad del radiográfica tiene una correlación positiva con el riesgo²², el tamizaje mamográfico es de menor sensibilidad precisamente para esas mujeres que tienen el más alto riesgo. Como resultado, algunos expertos han defendido que las mujeres reciban recomendaciones diferentes basadas en sus perfiles de riesgo individuales, particularmente para las mujeres más jóvenes.²³

De hecho, la sensibilidad del tamizaje con la mamografía convencional analógica de pantalla-película está lejos de ser perfecta, con lesiones palpables o sonográficamente evidentes no son detectadas por la mamografía.^{24,25} Las sensibilidades publicadas han ido en el intervalo 45% a 88%.²⁶ Además, incluso cuando el cáncer de mama ha sido descubierto en el tamizaje, la evidencia puede mostrar que ha estado presente, pero no visible, por más de cinco años previamente.²⁷ Porque la detección más temprano podría alcanzar un número mayor de cura, los procedimientos del tamizaje mamográfico requieren ser mejorados para que el cáncer de mama pueda ser visible tan pronto como exista en la mama.

Además, algunos datos sugieren que el tamizaje mamográfico es también menos específico en las mujeres más jóvenes. Un estudio prominente muestra que el riesgo de un estudio falso-positivo a un paciente individual que empezó el tamizaje a la edad 40 años es de 50%.²⁸ Éste es indudablemente el resultado de la incidencia alta de condiciones no cancerosas, tal como cambios fibrocísticos y fibroadenomas en las mamas de mujeres perimenopausales.²⁹ De hecho, la tasa publicada de tamizaje mamográfico positivo en un tamizaje de la población en los Estados Unidos va de 1.9% a 15%, dependiendo principalmente de la especialización del médico radiólogo y la presencia de mamografías viejas para la comparación.^{30,31} Por supuesto, las mayorías de esas mamografías viejas fueron realizadas en condiciones de no control de calidad.

En un estudio que realizando la OPS/OMS sobre las condiciones en las cuales se realiza la mamografía convencional (analógica) en Latinoamérica incluyendo en México, asegura que la mamografía convencional en México se hace en ausencia total de programas de garantía de calidad.³² Uno de los mayores problemas de control de calidad en mamografía convencional es el proceso de revelado de la película y en mamografía digital este problema no existe.³³ Una tasa mayor de pacientes con cáncer avanzado de mama que estuvieron sometidas a mamografía de tamizaje puede estar asociada con una mala calidad de la mamografía convencional.³⁴

Fue en este contexto de insuficiente alta sensibilidad y especificidad de la mamografía analógica, que muchos expertos criticaron muy duro la eficacia del tamizaje mamográfico en la reducción de la mortalidad de cáncer de mama²⁶, que en Estados Unidos el NIH organizó un panel de expertos en 1991.³⁵ Los expertos caminaron en la dirección de promover la inversión en la investigación y desarrollo de tecnológico en mamografía digital. Con esta recomendación se inició la carrera por diseñar y construir sistemas de mamografía digital todo esto con el soporte financiero del NIH. Muchas empresas,

laboratorios, servicios de mamografía y centros de investigación empezaron el largo proceso del diseño a las pruebas clínicas de la mamografía digital. Esto culminó en Estados Unidos con la aprobación por la Food and Drug Administration (FDA) del primer sistema de la mamografía digital en el año 2000.

En México, una desventaja fundamental es que no existe ningún mandato legislativo para hacer obligatorio la certificación de unidades de mamografía, instalaciones, personal, equipamiento, materiales y proveedores. Actualmente solo existen las normas NOM-229-SSA1-2002 y NOM-041-SSA1-1999, que contempla algunos aspectos de control de calidad sin establecer un programa de garantía de calidad equivalente al FDA que asegure la disminución de las tasa de mortalidad por cáncer de mama.

Mamografía digital

El desarrollo de la mamografía digital era ya esperado, ya que el uso de la tecnología digital estaba al alcance de toda la población del mundo como el usar una cámara de fotografía digital. Las imágenes digitales son más fácilmente almacenadas y visualizadas que las imágenes en película. Con la redes de internet e intranet en los hospitales y centros de mamografía, los especialistas pueden ver y ofrecer opinión sobre imágenes de mamografía en línea alrededor del mundo.

Los datos digitales son fáciles de transmitir, copiar almacenar y desplegar numerosas veces sin la pérdida de la calidad de los datos de la imagen. Es más fácil generar una imagen de calidad alta con menos exposiciones porque los datos pueden procesarse y manipularse para ver áreas de interés en la imagen, con la posibilidad de reducir la necesidad exposiciones adicionales. Además, se han desarrollado algoritmos de computación para ayudar al radiólogo en la interpretación de las imágenes digitales.

Para lograr un mayor éxito en reducir la tasa de morbilidad y mortalidad por cáncer de mama se tendrá que hacer uso de las nuevas tecnologías de imágenes del tejido mamario con rayos X, es decir, la mamografía digital (FFDM y CR), pero se van a obtener resultados óptimos si junto con la mamografía digital se desarrolla y se opera un programa de garantía de calidad, si esto no sucede las imágenes digitales puede ser de menor calidad que las imágenes de mamografía analógicas (sistema película-pantalla). La imagen digital puede llegar a tener detalle mayor para la visualización de microcalcificaciones y masas, permite manipular la imagen como amplificarla varias veces, invertir la imagen de positivo a negativo, además debido a su capacidad de visualización total se puede ver la línea del pezón y la línea de piel, tejido celular subcutáneo y el espacio retromamario, que muchas veces se pierde en la mamografía convencional. Así mismo, la MD facilita los estudios mamográficos de mujeres más jóvenes y se reducen los tiempos del estudio.¹²

La mamografía digital tiene una resolución espacial más baja que la mamografía convencional de pantalla-película, sin embargo tiene la habilidad de acceder a la manipulación del contraste de la imagen, esto puede significar que pequeñas lesiones, como algunos tipos de microcalcificaciones no puedan ser detectadas con esta tecnología. Además, la visualización de toda la información disponible en la imagen, específicamente el contraste y la resolución espacial esta limitada cuando se imprimen en película y incluso con algunos sistemas de desplegado de la imagen. Por otra parte, el radiólogo debe escoger cómo la imagen debe desplegarse y esa opción necesariamente limita el contraste disponible en algún valor fijo como los mostrados en los atlas de casos de mamografía

digital, es evidente que se requiere de un entrenamiento especial para el diagnóstico o detección temprana de cáncer de mama con mamografía digital.

Es claro, que la mamografía digital promete ser la tecnología mejor que la mamografía convencional de pantalla-película en la disminución de la morbilidad y mortalidad del cáncer de mama, pero se requiere de someterla a ensayos clínicos rigurosos para conocer su sensibilidad y especificidad en cada uno de los diseños aprobados y por aprobarse tomando en cuenta la composición de la mama de la población en estudio.

La mortalidad del cáncer de mama en México no ha estado disminuyendo por lo menos durante la última década.^{3,4} Se espera que esta tendencia se reversible con la implementación en México de la mamografía digital acompañada con un programa de garantía de calidad. Sin embargo, en México todavía tenemos que hacer mucho en la mamografía convencional que no ha alcanzado su desarrollo óptimo en equipamiento y programa de garantía de calidad.

IV. CUALIDADES DE IMAGEN MAMOGRÁFICA

La *imagen mamográfica* para que pueda cumplir con sus propósitos clínicos debe reunir varios requisitos en el contexto de un *programa de garantía de calidad*. Los requerimientos de los atributos de la imagen clínica que son sujetos de auditoria son¹²:

1. *Colocación*. Las posiciones adecuadas en cada una de las proyecciones de la mama permitirán que se incluya todo el tejido mamario en la imagen para asegurar que ninguna lesión sea omitida en la exploración por un posicionamiento inadecuado.
2. *Compresión*. La compresión adecuada disminuye: el espesor de la mama, la dosis, la radiación dispersa, la borrosidad geométrica y los artefactos por movimiento; la compresión evita también el traslape de estructuras mamarias e imágenes (saturadas en blanco) que pudieran esconder lesiones, además proporciona una exposición del tejido mas uniforme.
3. *Exposición*. El nivel de la exposición de la imagen evaluado en términos de densidad óptica será el adecuado con relación al nivel de referencia para visualizar las estructuras de la mama. Los detalles entre las estructuras fibroglandulares deben ser vistos, como así mismo la grasa entre las fibras del músculo pectoral o el tejido glandular superpuesto a él. La subexposición es un error irrecuperable y siempre se debe repetir la mamografía. Sin embargo, la sobreexposición es un error que puede ser compensado empleando negatoscopios adecuados con intensidad de luz variable. La sobreexposición se demuestra por una pérdida de la visibilidad de las estructuras en las partes finas y/o grasas de la mama debido a un excesivo ennegrecimiento de la película. La selección correcta de los mAs permitirán asegurar la densidad de la imagen adecuada en la película.
4. *Contraste*. Es la diferencia de densidades ópticas entre dos áreas diferentes de una imagen, que permite distinguir diferencias sutiles de atenuación entre los distintos tejidos mamarios. El tejido fibroglandular debe ser de gris a blanco en la imagen y las regiones de grasa de gris oscuro a negro. El contraste óptimo de la imagen permitirá visualizar diferencias sutiles entre las diferentes densidad de los tejidos que componen la mama. La selección correcta de los kVp, tipo de película y tipo de procesado de la imagen permitirán asegurar un balance óptimo entre el contraste y la latitud.

5. *Nitidez*. Es la capacidad para definir un borde o límite de una estructura o tejidos, así los bordes y límites de las estructuras de la mama serán nítidos y sin borrosidad. La borrosidad puede ser geométrica (tamaño de punto focal, distancia foco-película y distancia objeto-película), de movimiento, combinación película-pantalla y a la falta de contacto de la película con la pantalla. La falta de nitidez se manifiesta en la imagen como borrosidad de los bordes de las estructuras lineales, de las estructuras tisulares o de las microcalcificaciones.
6. *Ruido*. El ruido en la imagen no debe ocultar estructuras de la mama o sugerir estructuras aparentes que no están presentes.
7. *Artefactos*. Artefactos debido a la falta de limpieza, procesamiento, polvo, rasguños, huellas, pelusa, pelos, hebras de hilo y otros factores externos a la mama no deben ocultar estructuras de la mama o sugerir estructuras aparentes que no están presentes.
8. *Colimación*. Los dispositivos de colimación deben asegurar que el campo de rayos X este limitado por el tamaño del receptor de imagen.
 - i) *Identificación*. La imagen como documento legal y clínico para su posible comparación, análisis y seguimiento posterior de la paciente debe tener una identificación estandarizada en cada placa de manera permanente, legible, e inequívoca y sin ocultar ninguna de las estructuras anatómicas de la mama

V. INDICADORES DE CANCER

La evaluación de los *programas de control de calidad* en el tamizaje mamográfico tiene como base la *sensibilidad* y *especificidad* y existe una estrecha relación entre ellos, así el tamizaje mamográfico debe tener valores altos de *sensibilidad* (probabilidad de detectar cáncer cuando está presente) y de *especificidad* (probabilidad de no detectar cáncer cuando éste no existe). Se recomienda que la sensibilidad debe ser mayor a un 85%, la especificidad mayor a un 90%, y el valor predictivo positivo cuando la biopsia es recomendada entre 25% y 40% (probabilidad de que el cáncer esté presente en el marco de una mamografía anormal que requiere evaluación diagnóstica).¹²

Para poder hablar de calidad de imagen es necesario conocer las evidencias que los médicos radiólogos ven y que les permite confirmar o descartar un diagnóstico de cáncer. Esas evidencias deben ser físicas en términos de cambios o alteraciones estructurales del tejido mamario. Es importante aclarar que no se pretende dar lecciones de la interpretación de mamografías; más bien, es entender las evidencias físicas de algunas manifestaciones importantes de cáncer, basado en la experiencia de los radiólogos especialistas en mamografía. Algunas de las evidencias que se presentan en la imagen mamográfica que guían a un posible diagnóstico de cáncer son¹²:

Masas de densidad alta. Una masa que tiene una densidad alta, comparada con el tejido adiposo o glandular, puede ser benigna o maligna. Un tejido de alta densidad produce una imagen que tiene una densidad óptica baja y de apariencia radiopaca densa en la imagen. Las apariencias de la masa de alta densidad, como su forma y las características de sus bordes proporcionan información que permiten diferenciar masas benignas de masas malignas. Una masa benigna presentará frecuentemente una forma redondeada u ovalado, suave, bien delimitada, los bordes nítidos se visualizan completamente y son bien definidos y algunas veces están acompañados por un halo denso en su interior, único o múltiple,

como ejemplo tenemos a los fibroadenomas y los quistes. Sin embargo, las evidencias que sugieren malignidad son: la forma mal definida y borde irregular y/o lobular, polímera, o de bordes no bien definidos, espiculaciones radiadas o estrelladas que emergen de la masa.

Microcalcificaciones. Más de la mitad de los cánceres detectados con mamografía producen microcalcificaciones y son de un estadio menos avanzado. De manera similar a las masas, las microcalcificaciones en la mama pueden ser benignas o malignas. Las microcalcificaciones benignas son de forma redonda, lisa, de bordes bien definidos y muy densas. Las calcificaciones en la mama se producen por la mastitis a nivel de los conductos galactofuros. La forma y distribución de calcificaciones pueden proporcionar los indicadores importantes sobre su origen, así como su topografía. Patrones puntiformes de calcificaciones agrupadas o de aspecto lineal fino pueden ser indicadores de cáncer. Cuando los patrones son lineales a nivel de la vasculatura, la calcificación podría ser el resultado de conductos calcificados causado por una enfermedad secretora, que es otra condición benigna en la mayoría de las patologías. Cuando las estructuras lineales o ramificaciones lineales se parecen a una línea punteada fina, la probabilidad de cáncer se incrementa. La forma de las microcalcificaciones malignas en una mamografía se ha descrito como piedra aplastada o la punta de una aguja rota.

Deformación estructural. La retracción del pezón puede describirse como una deformación estructural avanzada que es visible por el cambio en la arquitectura del parénquima mamario dada por la patología. Los técnicos que tienen experiencia en mamografía han aprendido a reconocer los modelos estructurales del parénquima mamario. Las posibles manifestaciones de cáncer pueden ser por ejemplo: una retracción o zonas de sistematizaciones, una estructura recta, lineal o polímera lisa, con apariencia lisa o un patrón radiado.

La buena *calidad de imagen* debe ser capaz de poder visualizar cada una las evidencias antes mencionadas ya sean benignas o malignas con el suficiente detalle que permita establecer un diagnóstico con una alta probabilidad de éxito. Si la calidad de la imagen mamográfica no es la óptima existe la posibilidad de confundir una lesión maligna con benigna o simplemente no se podrá detectar el cáncer oculto con terribles consecuencias en morbilidad y mortalidad.¹²

VI. MORFOLOGÍA RADIOLÓGICA

El tejido mamario esta subdividido en tejido glandular y adiposo. El tejido glandular esta constituido por los conductos y los lóbulos. Las opacidades radiográficas típicas de la mama en una mamografía son una composición de tejido del fibroglandular, que está compuesto de tejido glandular, tejido fibroso, ligamentos, vascularidad y la enervación asociada. El contenido de tejido del fibroglandular determinará la opacidad de la mama en un mamografía. Las densidades ópticas radiográficas también se refieren como patrones parénquimales.

La apariencia radiológica de la mama es muy variable y existen muchos patrones distintos como normales, pero se agregan las variaciones que sufre la mama en las diferentes etapas de la vida y los cambios hormonales. Un factor fundamental en la imagen radiológica es la densidad de la mama. Wolfe, 1967 dividió la mamografía en cuatro categorías:

1. N1: mamas normales, donde el tejido adiposo compone prácticamente toda la mama.
2. P1: mamas predominantemente grasas, con 15 al 25% de tejido glandular.
3. P2: mamas con más del 25% del parénquima mamario compuesto de tejido glandular.
4. DY: mamas densas difusas.

La clasificación que suele emplearse habitualmente es la de Strax (1966). Se trata de una clasificación descriptiva en la que se distinguen, de acuerdo con su densidad.

1. Mamas de tipo fibroso, densas, con grasa subcutáneas.
2. Mamas de tipo glandular con distribución del tejido fibroglandular de forma equilibrada con buena visión de la lámina anterior y de los ligamentos de Cooper en la grasa subcutánea.
3. Mamas de tipo graso con densidad grasa prácticamente en toda la mamografía.

A pesar de ello existen variaciones de tipo familiar o personal atribuibles fundamentalmente a los cambios hormonales como: ciclo menstrual, Embarazo y lactancia y menopausia.

Glandularidad de la mama

Los patrones del parénquima de la mama presentes en las imágenes de mamografía, puede usarse para proporcionar la probabilidad de descubrir una anomalía. Cuando los patrones del parénquima llegan a ser densos y complejos, la habilidad o probabilidad del radiólogo para descubrir una anomalía entre los patrones del parénquima se reduce. Los patrones del parénquima de la mama, densidad del tejido, composición, o glandularidad son términos normalmente usados para describir el contenido fibroglandular de la mama.

Dentro de la envoltura del tejido adiposo, el tejido del fibroglandular está compuesto de tejido glandular, tejido fibroso, ligamentos y su vasculatura asociada y enervación. El tejido fibroglandular se divide de 15 a 20 lóbulos. Cada lóbulo está compuesto de lobulillos que es la unidad funcional para producir el lactato y se llama “unidad de conducto terminal lobular” (UCTL). Se cree que el conducto terminal que conduce a los ácinos de estructuras UCTL, los ácinos o alvéolos, es uno de los sitios para carcinogenesis.⁵ Johns y Yaffe mostró radiográficamente que los tejidos cancerosos atenúan más los rayos X que los tejidos glandulares normales, y los tejidos glandulares se atenúan más los rayos X que los tejidos adiposos.³⁶

Los médicos usan los patrones del parénquima en las imágenes de mamografía para estimar la distribución de tejido adiposo y tejidos fibroglandular dentro de la mama. El radiólogo estima la glandularidad del tejido de la mama cualitativamente para determinar la probabilidad de descubrir un cáncer u otras anomalías de la mama de la mamografía.

Los patrones del parénquima en una mamografía han sido asociados con un incremento de cáncer de la mama en varios estudios de la población que han tenido correlación de la incidencia de cáncer con la densidad de la mama.³⁷⁻⁵⁰ El físico médico estima la glandularidad de la mama cuantitativamente para determinar el dosis glandular media (DGM). La DGM es calculada usando un factor de conversión de dosis que correlaciona la exposición a la entrada de piel y la dosis glandular media. El factor de conversión de dosis varía con el espesor de la mama comprimida, glandularidad de la

mama, capa hemirreductora y tensión del tubo de rayos X., Ambos grupos de físicos médicos y radiólogos han intentado estimar la glandularidad por diferentes procesos.

El único método exacto para cuantificar el tejido glandular de la mama es por biopsia. La biopsia asegura una medida cuantificable, pero no es práctico, y una muestra de tejido pequeña no es representativa de la mama completa. Las imágenes de la mamografía proporcionan una alternativa práctica para estimar la distribución del tejido glandular de la mama. Numerosos métodos se han implementado para clasificar los patrones del parénquima.

Método del ACR, BI-RADS

Actualmente, el Sistema Datos y Reporte de la exploración de la mama (BI-RADS) del Colegio Americano de Radiología (ACR) proporciona una terminología estandarizada para la densidad de la mama. El sistema BI-RADS clasifica las densidades de la mama en cuatro intervalos de densidad.⁵¹

1. Mama casi completamente adiposa (<25% tejido fibroglandular);
2. Mama con la densidad fibroglandular dispersa (25 a 50% tejido fibroglandular);
3. Mama densa heterogénea (51 a 75% tejido fibroglandular);
4. Mama muy densa (>75% tejido fibroglandular).

El radiólogo hace la lectura de las cuatro imágenes obtenidas de una exploración de mamografía de tamizaje típica y asigna la clasificación de la densidad BI-RADS al paciente individual. Las categorías de BI-RADS fueron hechas para evaluar cualitativamente la sensibilidad de la imagen de mamografía. La sensibilidad está definida como la probabilidad de descubrir un cáncer en un paciente que tiene una lesión cancerígena.⁵¹ La clasificación BI-RADS es parte del expediente del paciente, pero no constituye una medida cuantitativa de la densidad de la mama por la lectura del radiólogo.

La metodología de BIRADS es muy dependiente de la interpretación del entrenamiento del radiólogo, experiencia profesional y los protocolos usados. Un radiólogo individual puede tener una gama amplia en la distribución de densidades, pero el grupo de radiólogos que interpretan una población de imágenes puede estar cerca de la distribución típica poblacional. El método del ACR de BI-RADS nunca fue diseñado para cuantificar la glandularidad de la mama, pero ha tenido éxito en proporcionar un método cualitativo a los radiólogos de la interpretación para determinar la sensibilidad.

De conformidad a NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-041-SSA2-2002. Para la Prevención, Diagnostico, Tratamiento, Control y Vigilancia Epidemiológica del Cáncer de Mama. El resultado clínico de la mastografía diagnóstica y de tamizaje se reporta de acuerdo a la clasificación de BIRADS:

1. Estudio insuficiente o técnicamente deficiente (BIRADS 0),
2. Mama normal (BIRADS 1),
3. Hallazgos benignos (BIRADS 2),
4. Hallazgos probablemente benignos (es conveniente el seguimiento radiológico cada 6 meses durante 2 años o biopsia con aguja de corte) (BIRADS 3),
5. Hallazgos probablemente malignos en lesión no palpable (se sugiere biopsia escisional o con previo marcaje) (BIRADS 4), o
6. Hallazgo maligno (se sugiere biopsia) (BIRADS 5).

VII. REFERENCIAS

1. Dirección General de Epidemiología, *Registro Histopatológico de Neoplasias Malignas*, Secretaría de Salud, México, 1999.
2. Dirección General de Epidemiología, *Registro Histopatológico de Neoplasias Malignas*, Secretaría de Salud, México, 1997.
3. Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2002, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama. México, DIARIO OFICIAL, 17 de septiembre de 2003.
4. Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI), Estadísticas de Mortalidad; 1990, 1991, 1992, 1993, 1994, 1995, 1996.
5. D. B. Kopans, *Breast imaging*, 2nd (Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 1998).
6. K. L. Mossman, and W. A. Mills, *The Biological basis of radiation protection practice*, (Williams & Wilkins, Baltimore, 1992).
7. A. C. Upton, National Research Council (U.S.). Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations., National Research Council (U.S.). Board on Radiation Effects Research., and National Research Council (U.S.). Commission on Life Sciences., *Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation*, (National Academy Press, Washington, D.C., 1990).
8. National Council on Radiation Protection and Measurements., *Mammography, recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements*, (NCRP, Washington, D.C., 1980).
9. NCRP, *Mammography--a user's guide: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements*. Corp Author(s): National Council on Radiation Protection and Measurements.; National Council on Radiation Protection and Measurements.; Scientific Committee 72 on Radiation Protection in Mammography, (The Council, Bethesda, MD., 1987).
10. ACS, *Breast Cancer facts & figures 2003-2004*. Corp Author(s): American Cancer Society, (American Cancer Society, Atlanta, GA, 2003).
11. A. C. Upton, National Research Council (U.S.). Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations., National Research Council (U.S.). Board on Radiation Effects Research., and National Research Council (U.S.). Commission on Life Sciences., *Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation*, (National Academy Press, Washington, D.C., 1990).

12. Gaona, E., *Los Rayos X en Mamografía*, Distribuidora y Editora Mexicana, S.A. de C.V., México, 2002.
13. Hans AG. Technologic improvements in screen-film mammography. *Radiology*. 1990;74:628-637.
14. Bassett LW The regulation of mammography. *Sem Ultrasound, CT MRI* 1996;17:415-423.
15. Secretaría de Salud, Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002.
16. FDA. Quality mammography standards: Final rule. *Federal Register*. 1997;62:852-994.
17. Horton R. Screening mammography-an overview revisited. *Lancet* 2001;358:1284-1285.
18. Harris R, Leininger L. Clinical strategies for breast cancer screening: weighing and using the evidence. *Ann Intern Med* 1995; 122:539-547.
19. NIH Consensus Statement. Breast cancer screening for women ages 40-49. NIH Consensus Statement. 1997;15:1-35.
20. Moskowitz M. Breast cancer: Age-specific growth rates and screening strategies. *Radiology*. 1986;161:37-41.
21. Saarenmaa I, Salminen T, Geiger U, et al. The effect of age and density of the breast on the sensitivity of breast cancer diagnostic by mammography and ultrasonography. *Breast Cancer Res Treat* 2000;67:117-123.
22. Byng JW, Yaffe MJ, Lockwood GA, et al. Automated analysis of mammographic densities and breast carcinoma risk. *Cancer* 1997;80:66-74.
23. Gail M, Rimer B. Risk-based recommendations for mammographic screening for women in their forties. *J Clin Oncol* 1998; 16:3105-3114.
24. Durfee SM, Selland DL, Smith DN, et al. Sonographic evaluation of clinically palpable breast cancers invisible on mammography. *Breast J* 2000;6:247-251.
25. Kaplan SS. Clinical utility of bilateral whole-breast US in the evaluation of women with dense breast tissue. *Radiology* 2001; 221:641-649.
26. Fletcher SW, Black W, Harris R, et al. Report on the International Workshop on Screening for Breast Cancer. *J Natl Cancer Inst* 1993;85:1644-1656.

27. Spratt JS, Meyer JS, Spratt JA. Rates of growth of human neoplasms. Part II. *J Surg Oncol* 1996;61:68-83.
28. Elmore JG, Barton MB, Mocerri VM, et al. Ten-year risk of false positive screening mammograms and clinical breast examinations. *N Engl J Med* 1998;338:1089-1096.
29. Love SM, Gelman RS, Silen W Sounding board. Fibrocystic "disease" of the breast-a nondisease? *N Engl J Med* 1982;307: 1010-1014.
30. Yankaskas BC, Cleveland RJ, Schell MJ, et al. Association of recall rates with sensitivity and positive predictive values of screening mammography. *AJR* 2001;177:543-549.
31. Bird RE. Professional quality assurance for mammography screening programs. *Radiology* 1990;177:587-590.
32. Borrás, C., Quality Assessment of Radiology Services (PAHO/WHO, Arg, Bol, Col, Cub, Mex), Evaluation of Mammography Services, in Latin America and the Caribbean (PAHO/WHO- cir - pahef), International Congress of Radiology, July 1-5, 2002, Cancun, México.
33. Gaona, E., Reproducibility of Mammography Units, Film Processing and Quality Imaging, American Institute of Physics, AIP Conference Proceedings 682, Melville, N.Y. USA, 162-166, 2003.
34. Gaona, E., Advanced Breast Cancer as Indicator of Quality Mammography, American Institute of Physics, AIP Conference Proceedings 682, Melville, N.Y. USA, 201-204, 2003.
35. Shtern F. Digital mammography and related technologies: A perspective from the National Cancer Institute. *Radiology* 1992; 183:629-630.
36. P. C. Johns, and M. J. Yaffe, "X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues," *Physics in medicine and biology* 32, 675-95 (1987).
37. J. A. Harvey, and V. E. Bovbjerg, "Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk," *Radiology* 230, 29-41 (2004).
38. G. Maskarinec, and L. Meng, "A case-control study of mammographic densities in Hawaii," *Breast Cancer Res Treat* 63, 153-61 (2000).
39. P. B. Lam, P. M. Vacek, B. M. Geller, and H. B. Muss, "The association of increased weight, body mass index, and tissue density with the risk of breast carcinoma in Vermont," *Cancer* 89, 369-75 (2000).

40. J. Brisson, N. L. Sadowsky, J. A. Twaddle, A. S. Morrison, P. Cole, and F. Merletti, "The relation of mammographic features of the breast to breast cancer risk factors," *Am J Epidemiol* 115, 438-43 (1982).
41. J. N. Wolfe, "Breast patterns as an index of risk for developing breast cancer," *Am J Roentgenol* 126, 1130-7 (1976).
42. N. F. Boyd, B. O'Sullivan, J. E. Campbell, E. Fishell, I. Simor, G. Cooke, and T. Germanson, "Mammographic signs as risk factors for breast cancer," *Br J Cancer* 45, 185-93 (1982).
43. J. N. Wolfe, A. F. Saftlas, and M. Salane, "Mammographic parenchymal patterns and quantitative evaluation of mammographic densities: a case-control study," *AJR Am J Roentgenol* 148, 1087-92 (1987).
44. J. Brisson, R. Verreault, A. S. Morrison, S. Tennina, and F. Meyer, "Diet, mammographic features of breast tissue, and breast cancer risk," *Am J Epidemiol* 130, 14-24 (1989).
45. R. L. Egan, and R. C. Mosteller, "Breast cancer mammography patterns," *Cancer* 40, 2087-90 (1977).
46. A. F. Saftlas, and M. Szklo, "Mammographic parenchymal patterns and breast cancer risk," *Epidemiol Rev* 9, 146-74 (1987).
47. A. M. Oza, and N. F. Boyd, "Mammographic parenchymal patterns: a marker of breast cancer risk," *Epidemiol Rev* 15, 196-208 (1993).
48. A. F. Saftlas, R. N. Hoover, L. A. Brinton, M. Szklo, D. R. Olson, M. Salane, and J. N. Wolfe, "Mammographic densities and risk of breast cancer," *Cancer* 67, 2833-8 (1991).
49. J. J. Heine, and P. Malhotra, "Mammographic tissue, breast cancer risk, serial image analysis, and digital mammography. Part 2. Serial breast tissue change and related temporal influences," *Acad Radiol* 9, 317-35 (2002).
50. J. J. Heine, and P. Malhotra, "Mammographic tissue, breast cancer risk, serial image analysis, and digital mammography. Part 1. Tissue and related risk factors," *Acad Radiol* 9, 298-316 (2002).
51. ACR, Breast imaging reporting and data system (BI-RADS). Corp Author(s): American College of Radiology, 3rd (American College of Radiology, Reston, VA, 1998).

CAPITULO 2

FORMACIÓN DE LA IMAGEN MAMOGRÁFICA

I. INTERACCIÓN DE LOS RAYOS X CON LA MAMA

El propósito de la mamografía es proveer el contraste entre una lesión que posiblemente esté alojada dentro del tejido mamario y el tejido normal circundante. La figura 1 ilustra un modelo físico simple de la mama en la detección de diferencias en la transmisión de los rayos X entre una lesión y el tejido normal en una mama que varía de espesor, que tiene incorporado algunos rasgos en términos de imagen. La mama varía en espesor y contiene estructuras con propiedades diferentes de atenuación de los rayos X. El contraste se incrementa cuando se aumentan las diferencias en la composición de la mama y en la transmisión de los rayos X.

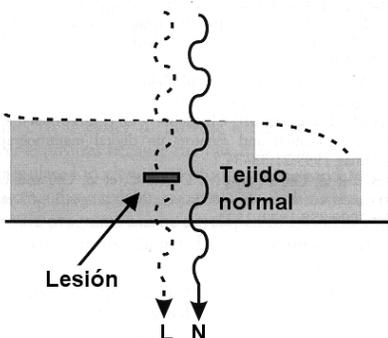


Figura 1. Muestra un modelo de la mama ilustrando el problema básico de: Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzniak CM.³

Los rayos X son atenuados exponencialmente cuando atraviesan la mama o cualquier otro tejido, de tal manera que el número de rayos X transmitidos por la mama está dado por la ecuación (1 y 2).

El *contraste* es una característica de un sistema de imagen es que permite la distinguir entre las diferentes estructuras anatómicas de una imagen que corresponden a densidades físicas de la mama. El contraste en términos de coeficientes de atenuación está ilustrado en la figura 2.¹

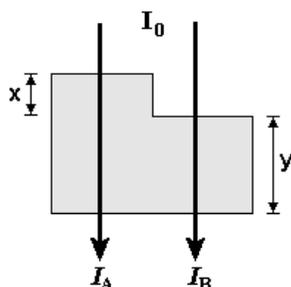


Figura 2. Definición de contraste.

Donde I_0 es la intensidad del haz de rayos X a la entrada y I_A y I_B representan la atenuación del haz en sus trayectorias respectivas, ecuaciones (1 y 2).

$$I_B = I_0 e^{-\mu y} \quad (1)$$

$$I_A = I_0 e^{-\mu(y+x)} \quad (2)$$

El contraste en la imagen radiológica se expresa en términos de los coeficientes de atenuación y se puede representar en términos de porcentaje multiplicando la ecuación (3) por 100.

$$\text{Contraste} = \frac{I_B - I_A}{I_B} = 1 - e^{-\mu x} \quad (3)$$

El contraste se puede medir directamente en la imagen mamográfica usando un densitómetro en la imagen impresa, con fotómetro en el monitor o digitalmente con un ROI en el monitor de la estación de trabajo. En mamografía un índice de contraste sería la medición de las diferencias de densidad óptica de $I_B - I_A$ en la imagen.

Uno de los retos de la mamografía es la similitud en los coeficientes de la atenuación de los rayos X del tejido glandular-adiposo de la mama y lesiones neoplásicas (figura 3). Esto origina que las diferencias en la transmisión de los rayos X sean muy pequeñas como se ilustra en la figura 4, donde se supone una mama de 5 centímetros de espesor y esta compuesta de 50% de grasa y 50% de tejido fibroglandular. El contraste inherente para ambos tumores y microcalcificaciones se reduce conforme aumenta la energía de los rayos X (~kVp). Para maximizar el contraste, se usan normalmente los rayos X de baja energía en la mamografía de pantalla-película. Además, es importante que el sistema de imagen sea capaz registrar la señal que resulta de los rayos X transmitidos con mucha precisión.

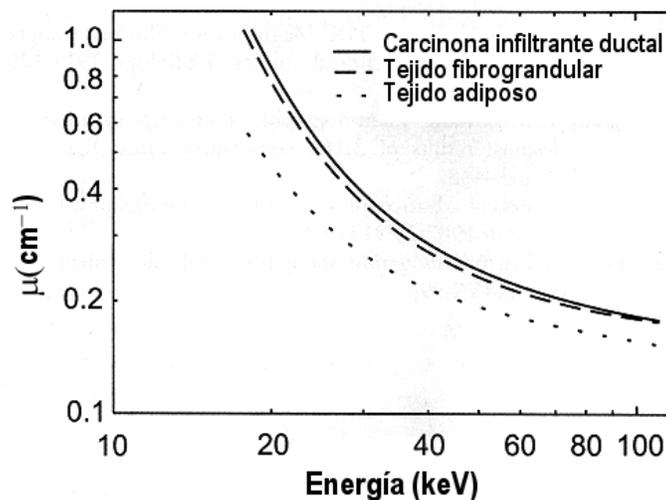


Figura 3. Medidas de los coeficientes lineales de atenuación de los rayos X de tejido graso y fibroglandular, y tumor en la mama.

De: Johns and Yaffe.³⁶

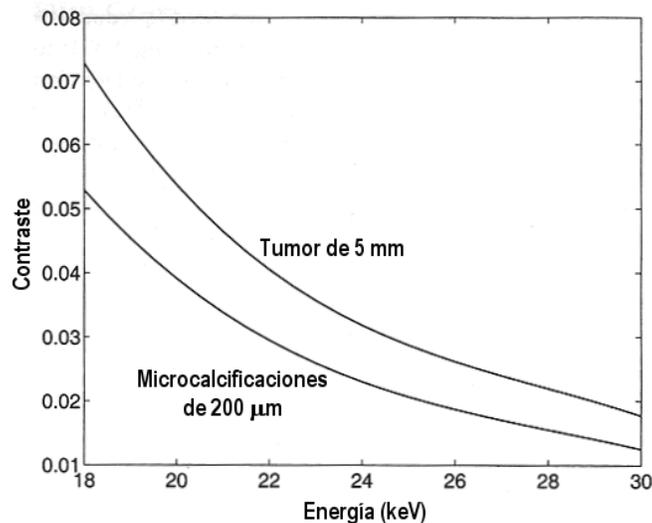


Figura 4. La dependencia en contraste de una masa y una calcificación en la mama.
De: Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM.³

Interacciones fotón-tejido

El tejido de la mama está compuesto de varios tipos del tejido que tienen interacciones radiológicas muy similares. La densidad másica y la composición atómica son tan similares en los tejidos que hace difícil de distinguir las diferencias en el intervalo de las tensiones del tubo de rayos X (24-34 kVp).

Se han diseñado unidades de mamografía dedicadas para aprovecharse las diferencias que existen en los coeficientes de la interacción radiológicas a bajas energías para incrementar las diferencias entre los tejidos glandular y adiposo. Los tres tipos de interacción de los fotones que ocurren en el espectro de rayos X de las modernas unidades de mamografía son la dispersión coherente, efecto fotoeléctrico y dispersión incoherente (Compton).

Dispersión Coherente¹

La *dispersión coherente* se presenta a energías bajas de los rayos X, cuyos valores de energía son menores de 30 keV (figura 5). El fotón incidente interactúa con un átomo a cual le produce excitación, y el fotón es dispersado en una dirección cercana a la dirección del fotón incidente. El resultado final de la dispersión es un cambio pequeño en la dirección de los fotones sin que cambie su energía. La dispersión coherente no contribuye a la formación de la imagen, pero sí puede contribuir con un velo muy ligero a la imagen y una dosis muy pequeña es depositada en la mama.

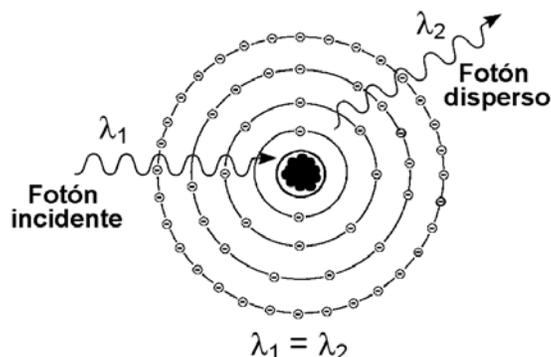


Figura 5. Dispersión coherente.

Efecto fotoeléctrico¹

El *efecto fotoeléctrico* tiene su origen cuando una superficie metálica emite electrones al incidir sobre ella luz de una frecuencia elevada como la luz ultravioleta.

En el caso de la interacción de los rayos X con la mama, los fotones tienen una energía suficiente para producir fotoelectrones (figura 6). Durante la *interacción fotoeléctrica*, el total de la energía de los rayos X es transferida a un electrón orbital; el electrón es expulsado con una energía cinética E_c , donde E_c es igual a la energía del fotón $h\nu$ menos la energía de amarre E_a del electrón orbital, ecuación (4).

$$E_c = h\nu - E_a \quad (4)$$

Donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente, E_a es la energía de amarre del electrón y E_c es la energía cinética del electrón expulsado.

Cuando se remueven electrones de los átomos, quedan vacantes en las órbitas que más tarde serán ocupadas por electrones de las capas superiores. La remoción de un fotoelectrón K por un fotón deja una vacante en la capa K, inmediatamente es ocupada por un electrón de la capa L (muy probable), emitiendo un rayo X característico, cuya energía es igual a la diferencia entre las energías de amarre de las capas K y L (figura 6). El efecto fotoeléctrico es el responsable de la formación de la imagen en mamografía.

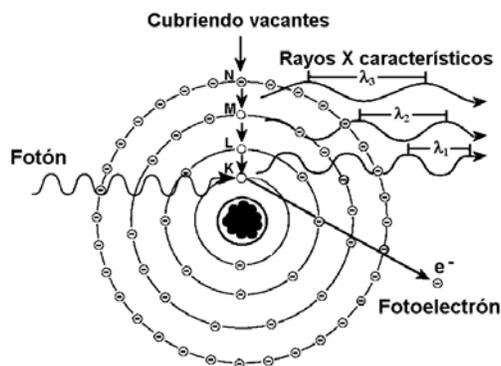


Figura 6. Efecto fotoeléctrico y rayos X característicos.

La ocurrencia de la interacción fotoeléctrica es mas probable con materiales de Z alto, que con materiales de Z bajo. La dependencia esta dada por la ecuación (5).

$$\mu_m = \frac{kZ^3}{E^3} \quad (5)$$

Donde $\mu_m = \mu/\rho$, μ es el coeficiente lineal de atenuación, ρ es la densidad del tejido de la mama, k es una constante, Z es el número atómico y E es la energía del fotón en keV.

El efecto fotoeléctrico produce imágenes radiológicas de excelente calidad, no produce radiación dispersa y acentúa el contraste natural de los tejidos. El contraste depende de la cantidad de fotones que absorben los diferentes tejidos que componen la mama, el contraste entre tejidos será mayor cuando la absorción entre tejidos es mayor y aumenta el contraste conforme aumenta Z . En términos de calidad de imagen es deseable el efecto fotoeléctrico, sin embargo la mama recibe una dosis mayor, debido a que la mama absorbe toda la energía de los rayos X incidentes en comparación con la dispersión Compton. Se debe valorar entre calidad de imagen y dosis al paciente. Si aumentamos la tensión eléctrica (kVp) disminuye la dosis al paciente, pero también disminuye el contraste de la imagen al aumentar la dispersión Compton y se tendrá una imagen con mayor latitud.¹

En mamografía se puede lograr una excelente contraste, al resaltar el contraste inherente del tejido mamario al aumentar la probabilidad del efecto fotoeléctrico con kVp bajos (25 kVp para mama mediana) sin rebasar los límites de dosis establecidos que son 3.0 mGy por proyección.

Dispersión Incoherente (Compton)¹

En la *dispersión Compton* los rayos X interactúan con los electrones orbitales de las capas externas, en este proceso los fotones transfieren solamente una parte de su energía a los electrones orbitales y los fotones se dispersan en una dirección diferente a la original (figura 7). La energía de amarre de los electrones es pequeña, de unos pocos eV comparada con la energía de los fotones (keV).

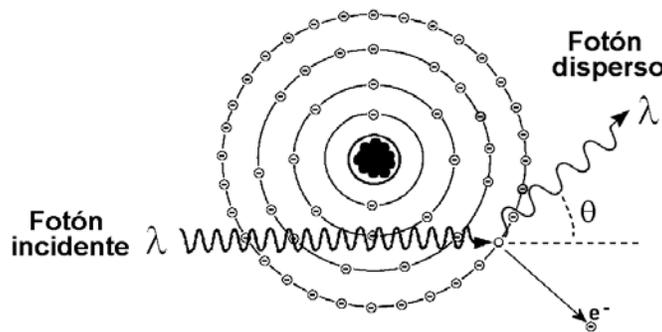


Figura 7. Dispersión Compton.

Arthur H. Compton, descubrió que la radiación de una cierta longitud de onda (λ) cuando interactúa con una lamina metálica era dispersada de una manera no consistente con la teoría clásica de la radiación que decía que la interacción no dependía de la longitud de onda de la radiación incidente. Compton encontró que la longitud de onda del fotón disperso (λ') está relacionado con la longitud de onda del fotón incidente (λ) multiplicado por un factor que dependería del ángulo de dispersión (ecuación 6).

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta) \quad (6)$$

Donde $h/mc \approx 2.4 \times 10^{-10}$ cm que se conoce como la *longitud de onda Compton* del electrón, h es la constante de Plank y tiene un valor de $h = 6.63 \times 10^{-34}$ julio segundo, m es la masa del electrón, c es la velocidad de la luz y $\Delta\lambda$ el cambio en la longitud de onda. La energía ($E = h\nu$) del fotón asociado a la longitud de onda esta dado por la ecuación (7).

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (7)$$

La energía cedida al electrón es igual a su energía de amarre más la energía cinética con la que sale del átomo. La transferencia de energía del fotón al electrón se expresa con la ecuación (8).

$$h\nu = E_d + (E_a + E_c) \quad (8)$$

Donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente, E_d es la energía del fotón disperso, E_a es la energía de amarre del electrón y E_c es la energía cinética del electrón removido. La interacción satisface la ley de conservación de la cantidad de movimiento, lo que impone la existencia de ciertas relaciones entre las energías E_c del electrón Compton y E_d del fotón disperso y los ángulos, según los cuales, son emitidos.

Los fotones dispersados Compton pueden experimentar un cambio de trayectoria en cualquier dirección, incluyendo a 180° con respecto a la trayectoria incidente. El fotón incidente transfiere más energía al electrón, conforme la trayectoria del fotón dispersado tiende a 180° . Cuando los fotones son dispersados casi a 180 grados se conoce como *retrodispersión* de la radiación.

En mamografía se utilizan fotones con energías menores a 34 keV y la energía que transfieren a los electrones es pequeña en la dispersión Compton, entonces los fotones son dispersados en ángulos pequeños que fácilmente alcanzan el receptor de imagen introduciendo un velo a la imagen (pierde contraste). Cuando los ángulos de dispersión son pequeños los fotones dispersos no son eliminados por la *rejilla antidifusora* dando como resultado la disminución del contraste de la imagen. El uso la rejilla antidifusora ayuda a reducir la radiación dispersa a cambio de aumentar la dosis al paciente.

La *radiación dispersa* (efecto Compton) agrega ruido al sistema de detección y formación de la imagen, el ruido producido por la radiación dispersa reduce el contraste en la imagen y se manifiesta como un velo en la imagen mamográfica que también puede llegar a reducir la resolución espacial como consecuencia de la reducción del contraste.

La interacción dominante para diferenciar los tejidos en la mamografía es la dependencia del número atómico (Z^3) de los coeficientes másicos de atenuación del efecto fotoeléctrico. La diferencia entre los tejidos se acentúa debido a su diferencia de densidad, como se muestra en sus coeficientes lineales de atenuación.

Capa hemirreductora (CHR)

La *capa hemirreductora* de un haz de rayos X se define como el espesor de material requerido para atenuar la intensidad del haz útil de fotones (I_0) a la mitad de su valor original ($I_0/2$). La

CHR es una medida indirecta de la energía del haz de rayos X que también se conoce como una medida de la calidad del haz.

La *calidad del haz* es un indicador de la capacidad de penetración en tejido y se mide a través de la capa hemirreductora (*CHR*). En mamografía podemos definir la *CHR* como el espesor necesario en milímetros de aluminio para reducir la intensidad (fotones/área) del haz a la mitad de su valor inicial.

Si el haz de fotones contiene un espectro de energías como sucede en radiología, es decir, varias energías, la primera y segunda *CHR* serán diferentes, la segunda capa hemirreductora es siempre mayor que la primera para rayos X diagnósticos. En radiología, los términos intensidad y calidad de los rayos X son usados para expresar las características de un haz de rayos X, así la intensidad expresa el número de fotones/área presentes en el haz y la calidad se refiere a la energía (capacidad de penetración en tejido) de los rayos X.

II. SISTEMA DEL TUBO DE RAYOS X¹

Un *sistema de rayos X* en mamografía esta compuesto por el sistema del tubo de rayos X y un generador de alta frecuencia. El *tubo de rayos X* está contenido dentro de una coraza metálica diseñada para mantener la *radiación de fuga* dentro del valor permisible. La figura 8 ilustra las partes que componen un sistema de mamografía, pero no se muestra el generador.

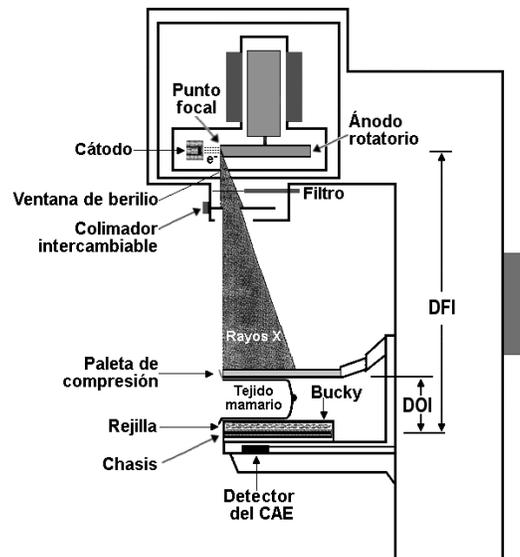


Figura 8. Sistema de rayos X en mamografía.

Cátodo. El *cátodo* consiste en un ensamble que contiene dos filamentos, uno de tungsteno y otro de torio, uno es para un punto focal grande y otro para el punto focal pequeño. El lado del cátodo en el tubo de rayos X siempre estará orientado hacia el pecho de la paciente para aprovechar el efecto de Heel o de talón.

Ánodo. El *ánodo* es el electrodo positivo del tubo de rayos X donde se convierte la energía cinética de los electrones en energía electromagnética en forma de rayos X que son

el resultado de la interacción de los electrones del cátodo con una capa delgada de la superficie del ánodo que se llama blanco.

Blanco. El *blanco* de un tubo de rayos X es la superficie del ánodo que es bombardeado por los electrones para producir rayos X, el material del blanco usualmente es el molibdeno, pero algunos fabricantes incluyen uno de rodio (Rh) adicional y se tiene un ánodo con dos pistas como blanco, una de molibdeno y otra de rodio.

Filtración. La *filtración* en un haz de rayos X tienen como propósito remover los fotones de energías bajas que no tienen posibilidad de contribuir a la formación de la imagen, pero sí contribuyen a una dosis mayor en la piel de la mama. Algunos equipos de mamografía tienen la opción de poder trabajar con dos tipos de filtros, molibdeno, rodio u otro, que están sujetos a un sistema de cambio mecánico automático de acuerdo a la selección del operador o del sistema automático de exposición (CAE), dosis importantes a mama pueden ocurrir al fallar el sistema de cambios de filtros y el estudio se realiza sin filtro. La filtración total no puede medirse directamente sino que se mide su capa hemirreductora (*CHR*) que nos da una medida indirecta de la filtración. La *CHR* debe ser ≥ 0.3 mm de aluminio equivalente. La capa hemirreductora es una medida de la calidad del haz o de su penetración en tejido, pero conforme aumenta la *CHR* disminuye el contraste de la imagen.

El material empleado como filtro por la mayoría de los fabricantes es el molibdeno, cuyo espesor es de 0.03 mm y tiene el borde de absorción K en 20 keV. Sin embargo, existen sistemas de mamografía que ofrecen también un filtro adicional de rodio, cuyo espesor es de 0.025 mm con el borde de absorción K en 23 keV. Algunos sistemas tienen la opción de filtros de aluminio. El uso de un filtro diferente al molibdeno tiene como propósito aumentar la calidad del haz, que son las opciones para la mamografía de mamas densas y grandes.

La *filtración total* del sistema de rayos X puede incrementarse por envejecimiento del tubo, al depositarse en las paredes de éste parte material vaporizado procedente del blanco y del filamento. Una excesiva filtración o *CHR* disminuye el contraste de la imagen.

Espectro de rayos X¹

El haz de rayos X para el diagnóstico médico incluyendo para mamografía está compuesto de un *espectro de energías* desde una energía de casi cero hasta la máxima energía como se muestra en la figura 9. El haz de rayos X es filtrado para remover los rayos X de baja energía que no participan en la formación de la imagen. La distribución de energías en el espectro de rayos X determina el contraste inherente de la imagen mamográfica.

Un espectro de energía con una energía efectiva alta producen una imagen con un contraste bajo y la dosis a mama será menor, sin embargo, si la energía efectiva del haz es baja, se obtienen imágenes con un contraste alto, pero con una dosis mayor. El propósito de la mamografía es obtener una imagen con una resolución de contraste alta, aunque la dosis sea mayor al tejido glandular, el riesgo de no detectar una lesión por falta de contraste es más alto que el riesgo de dosis mayor sin rebasar los 3 mGy por proyección. Un indicador de la energía o penetración del haz de rayos X en el tejido es la *capa hemirreductora (CHR)*.

La forma, el tamaño y la posición del espectro de rayos X se modifica por: la corriente de tubo (mA), tensión del tubo (kVp), material y espesor del filtro (Mo, Rh, Al) y material del blanco (Mo, Rh).

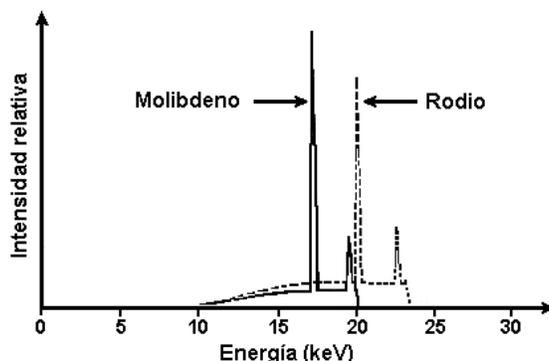


Figura 9. Espectros de los rayos X en mamografía.

La Mamografía para visualizar lesiones que tienen casi la misma densidad que el tejido glandular, necesita técnicas radiológicas de una resolución de contraste alto y para observar microcalcificaciones requiere de una resolución espacial alta, que se logra con un espectro de rayos X de una energía efectiva baja (figura 9) y con un tubo de rayos X de construcción especial con un blanco de molibdeno con energías características de 17.5 keV y 19.5 keV y los nuevos diseños de tubos de rayos X tienen blanco rodio también.

El propósito de tener materiales del blanco y filtro de molibdeno es producir una haz de rayos X que tiene un espectro de energía relativamente estrecho, donde el rendimiento máximo está en el intervalo de energías de 17.5 a 19.5 keV. Este intervalo de energías es el requerido para la mayoría de los pacientes que solicitan un estudio de mamografía. Sin embargo, para lograr imágenes del tejido mamario denso o espeso se necesita un haz de rayos X con mayor penetración, que logra reemplazando el filtro de molibdeno por un filtro del rodio. El borde k de atenuación para el rodio es 23 keV, lo que permite tener fotones entre 20 y 23 keV en la haz de rayos X. El aumento en la energía al reemplazar el filtro de molibdeno por el filtro del rodio es equivalente a sumar al kVp un factor de 4, por ejemplo, 24 kVp con un filtro de rodio produce la misma energía efectiva de 28 kVp con filtro del molibdeno. El emplear filtros de rodio para mamas densas y espesas es tratar de mantener el alto contraste con una dosis menor.

Otras combinaciones factibles son W/Rh, W/Mo y el uso de filtros de para producir un haz con una energía efectiva mayor que es apropiado para pacientes con mamas espesas y densas. Los actuales sistemas de tubos de rayos X tienen combinaciones de blanco/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Mo, Rh/Rh y Rh/Al para diferentes características de mamas. La tabla 1 ilustra varias combinaciones de blanco / filtro.

| Tabla 1. Combinaciones de materiales del blanco y filtro en mamografía | |
|--|-----------------------------------|
| Combinación blanco/filtro | Uso típico |
| Mo/Mo | Mama normal (80% a 85%) |
| Mo/Rh | Mama densa (15% a 20%) |
| Rh/Rh (> 30kVp) o W/Rh | Mama muy densa y grande (% menor) |
| Rh/Al | Muy raro |

Rendimiento del Haz de Rayos X¹

El *rendimiento* o tasa de exposición de un haz de rayos X depende del kVp, corriente del tubo, tiempo de exposición, filtración total, tipo de generador, distancia foco-imagen y del envejecimiento del tubo. Previa a la medición del rendimiento, se verifica la exactitud de los siguientes: kVp, mA, linealidad de mAs, tiempo, y CHR.

El rendimiento del haz estará en términos de kerma aire y deberá ser capaz de producir un rendimiento mínimo de 7.0 mGy/s (800 mR/s) con una técnica de 28 kVp para una mamografía normal en la combinación (Mo/Mo) y cuando las medidas sean hechas por un detector con su centro localizado a 4.5 centímetros sobre la superficie de apoyo de la mama con la paleta de compresión en su lugar entre la fuente y el detector.

Resolución Espacial y tamaño de punto focal¹

La *resolución espacial* es la capacidad del sistema para definir un borde o límite de una estructura o tejido y para resolver estructuras muy pequeñas como microcalcificaciones, así con una mayor resolución espacial los bordes y límites de las estructuras de la mama serán mas nítidos y sin borrosidad.

La resolución espacial en la imagen esta en función del tamaño de punto focal efectivo que depende del tamaño del filamento y angulación del ánodo. El cátodo contiene dos filamentos para puntos focales efectivos de 0.1 mm y 0.3 mm.

La *resolución espacial* desde el punto de vista físico es la habilidad de un sistema de imagen para resolver dos objetos adyacentes de alto contraste como entidades separadas o discretas, que se evalúa mediante un patrón de barras (figura 10).

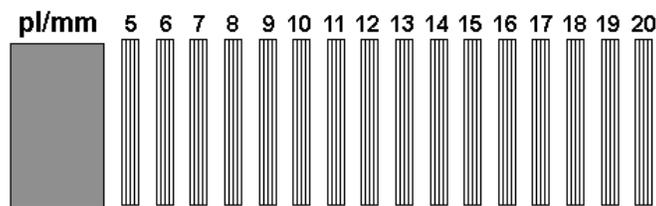


Figura 10. Patrones de resolución de alto contraste.

Sistema de colimación

La colimación de un sistema de mamografía tiene como propósito la exposición completa de la película para una lectura óptima en el negatoscopio sin perder contraste. En mamografía si el haz de rayos X es mayor que el área proyectada de la mama, no aumenta la dosis a la mama ni incrementa la radiación dispersa adicional que afecte la calidad de imagen. La colimación en la pared torácica es crítica porque debe incluirse todo el tejido mamario en la imagen. Todos los sistemas de mamografía deberán tener dispositivos de *colimación del haz* que permita que el borde del campo de rayos X en la pared del pecho se extienda un máximo de un 2% de la distancia foco-película.

Campo de luz. Para cualquier sistema de mamografía la intensidad del campo de luz no será menor a 160 lux a la superficie del soporte de mama (bucky).

Compresión¹

La *compresión* del tejido mamario deberá ser firme pero tolerable y exacta en el intervalo de compresión recomendado. Una compresión firme de la mama es fundamental para mejorar la calidad de la imagen y reducir la dosis; conviene informar a la paciente del significado de compresión y que será en forma firme y gradual. Con la compresión de la mama se logra:

1. Distribución uniforme del tejido mamario y disminuir el espesor de la mama.
2. Ver la simetría en tamaño y densidad
3. Minimizar los tiempos de exposición.
4. Disminuir la atenuación del haz útil.
5. Reducir la radiación dispersa.
6. Aumentar el contraste de la imagen, debido a la reducción de kVp como consecuencia de la reducción del espesor.
7. Mejorar la resolución espacial.
8. Disminuir la posibilidad de movimiento de la paciente y la borrosidad cinética.
9. Mejorar la visualización de estructuras internas al reducir la superposición de tejidos.
10. Disminuir la dosis.

Una mala o una compresión no uniforme hará que exista una superposición del tejido glandular y la mama tendrá un espesor heterogéneo, produciendo una diferencia muy grande de densidad óptica entre los tejidos graso y glandular.

La *compresión automática* debe estar en el intervalo de 11 a 20 kg dependiendo del tamaño y densidad de la mama. La fuerza de compresión se puede medir mediante una báscula especial o una bascula de baño (figura 11). El nivel de compresión que ha dado buenos resultados en las imágenes mamográficas es de 18 kg.

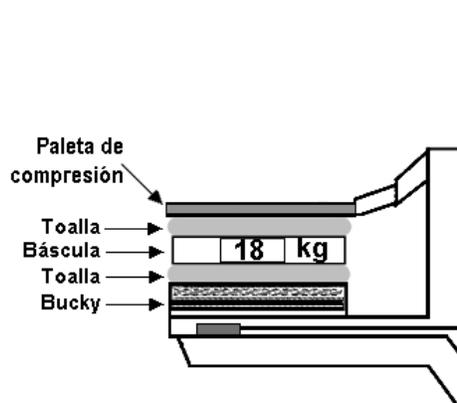


Figura 11. Medición del nivel de compresión.

III. GENERADOR DE RAYOS X¹

Para que el tubo de rayos X sea capaz de generar rayos X son necesarios dos circuitos eléctricos, uno de ellos es el circuito de bajo voltaje que alimenta al circuito de los filamentos para elevar su temperatura y liberar electrones, una vez polarizado el ánodo, los electrones

libres son acelerados al blanco para (corriente del tubo, mA) y determinan la intensidad del haz de rayos X. Los valores usuales de polarización del filamento son ~10 voltios y ~5 amperios. El otro circuito eléctrico es el de alto voltaje que genera los kVp. Ambos circuitos están contenidos en el generador de la unidad de mamografía. Los kVp determinan la energía cinética de los electrones que interaccionan con el blanco, que junto con los materiales del blanco y del filtro determinan la capa hemirreductora (CHR) del haz útil. El intervalo típico de kVp para la mamografía es de 22 a 35 con una potencia media de 3 kW a 10 kW.

Los *generadores de rayos X* empleados en mamografía son de alta frecuencia (10 kHz a 100 kHz), cuyo rizo es menor al 5% y mantiene los kVp y los mA (filamento) constantes. Si los valores de kVp no son estables durante la exposición provoca cambios en: a) el contraste y la latitud de la imagen, b) la CHR, c) la dosis a tejido glandular, d) el rendimiento del haz (mR/mAs) y e) el gradiente de temperatura en el blanco, afectando su eficiencia y vida media del tubo de rayos X.

Los sistemas para mamografía con generadores de alta frecuencia son más estables y exactos en la reproducción de las técnicas de exposición, además de ser compactos y ligeros.

IV. MAMOGRAFÍA ANALÓGICA ¹

SISTEMA DEL RECEPTOR DE IMAGEN

El bucky es un dispositivo que contiene el chasis y la rejilla, bajo el bucky se encuentra el sistema del control automático de exposición (CAE). La película que es el receptor de imagen que esta contenida en el chasis en contacto con una pantalla (figura 12). El chasis para mamografía esta construido con materiales de número atómico bajo, por la baja penetración de los rayos X en mamografía. El chasis suele fabricarse con fibra de carbono o plástico exento de cualquier carga mineral en su composición.

Película. La *película* que es una hoja de poliéster de (figura 12 parte c) con una capa gelatinosa (figura 12, parte b) que contiene un tinte antireflectivo (púrpura), que evita que la luz sea reflejada de la parte de atrás de la película que deterioraría el detalle de la imagen y una capa delantera (figura 12 parte d) que contiene la emulsión fotográfica (cristales de haluro de plata), compuesta de una mezcla de bromuro de plata (AgBr) y de yoduro de plata (AgI), típicamente 98% a 99% bromuro de plata. La emulsión original es sensible a la luz azul y ultravioleta, pero se agregan tintes a la emulsión para hacer la película sensible a la luz verde emitida por las pantallas de mamografía (figura 12, parte e).

La mayoría de las películas de una sola emulsión mejoran su contraste cuando se revelan con procesó extendido. La capa de emulsión esta colocada en un soporte (figura 12 parte f). La cubierta del chasis tiene un soporte de hule espuma para la pantalla que mantiene el contacto pantalla-película adecuado (vea figura 12 parte g y h), sin embargo, la cubierta de chasis del otro lado es para el soporte de la película (figura 12 parte a).

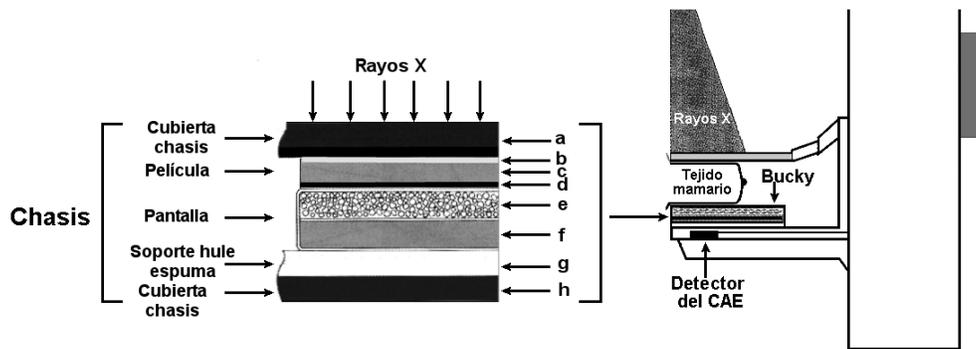


Figura 12. Sistema de receptor de imagen.

La respuesta conjunta de pantalla-película en términos de *sensibilidad* (velocidad), *contraste*, *velo neto* y *latitud* está representada por la curva característica (figura 13). En las películas usadas en mamografía se considera su sensibilidad, resolución, combinaciones (pantalla-película), condiciones físicas, vencimiento, almacenamiento y manejo. En toda película radiográfica hay que tener en cuenta el velo neto, sensibilidad, contraste y latitud, pues son los parámetros que van a definir las características de la película más idónea a usar en mamografía.

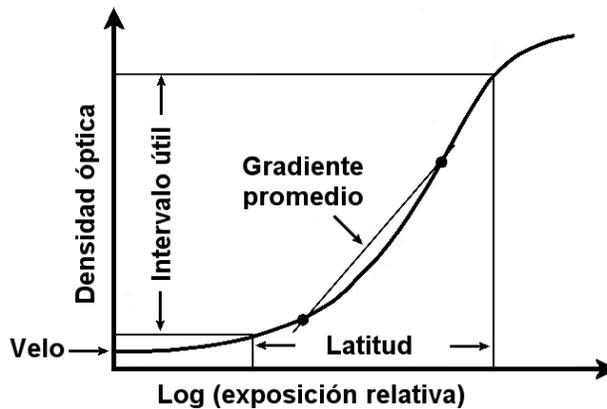


Figura 13. Curva Característica de la película.

En el caso de la mamografía se utilizan películas con emulsión en una sola cara, en combinación con una pantalla única intensificadora, con una pantalla de alta definición y la película de una sola emulsión, en contacto con la pantalla para mejorar la resolución. La resolución de este conjunto depende fundamentalmente de la dispersión de los fotones de luz producidos en la pantalla. Para que la dispersión sea mínima, la pantalla se coloca detrás de la emulsión de la película, de forma que el haz de fotones atravesase primero la emulsión y después alcance la pantalla activando los granos de fósforo que están en contacto con la emulsión.

Pantalla. La *pantalla de refuerzo* amplifica el número de fotones que llegan a ella, absorbe y convierte los rayos X en la luz visible o ultravioleta. Las pantallas de la mamografía modernas contienen un fósforo de tierra raras como el Oxisulfuro de Gadolinio

activado con Terbio ($Gd_2O_2S:Tb$) aplicado a una base de poliéster, además las pantallas tienen una capa protectora de la capa de fósforo. Las pantallas que contienen $Gd_2O_2S:TB$ emiten en la región visible del espectro en el intervalo de 382 nm a 622 nm, pero el pico más significativo está en la región de emisión del verde de 545 nm.

Rejilla antidifusora. La interacción del haz de rayos X con el tejido mamario produce *radiación dispersa* (efecto Compton, rayos X secundarios), la intensidad de la radiación dispersa depende del tamaño de la mama y de la energía efectiva del haz. La componente de radiación dispersa en mamografía varía de la mitad a dos veces la intensidad del haz útil. El haz útil o primario consiste en fotones que viajan directamente del foco y pasan través de la mama hasta el receptor de imagen donde queda registrado el contraste del tejido mamario. Un método para la reducción de radiación dispersa es el empleo de una rejilla antidifusora lineal o celular, otro métodos es aumentando la distancia mama-película. La *rejilla antidifusora* es un dispositivo que se construye haciendo un arreglo de tiras metálicas delgadas de plomo o tantalio de tal manera que la radiación primaria logra cruzar la rejilla mientras que la mayoría de la radiación dispersa se absorbe en las tiras metálicas.

Control automático de exposición (CAE)

El *Control Automático de Exposición* (figura 14) es un circuito electrónico que selecciona automáticamente la mejor técnica de exposición para optimizar el contraste y la densidad óptica media en la imagen; tiene como propósito eliminar la subjetividad y la falta de reproducibilidad del operador o técnico radiólogo en la selección de las técnicas de exposición. El CAE ayuda a mantener la reproducibilidad de las técnicas de exposición de la mama día a día, logrando imágenes con el contraste adecuado (índice de contraste ~ 0.65 , maniquí ACR), disminuyendo la tasa de repetición de estudios y la dosis al paciente.

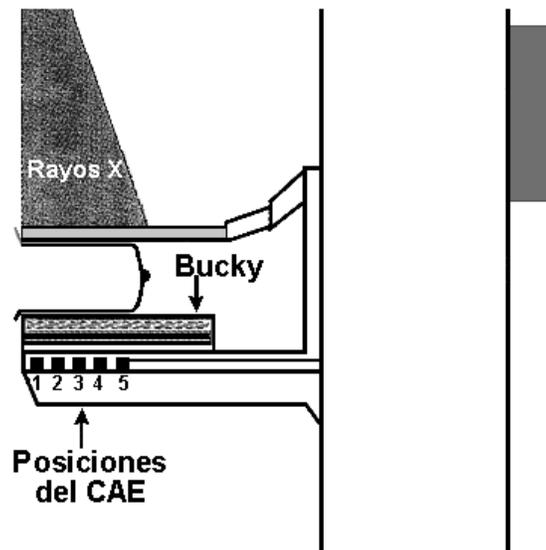


Figura 14. Posiciones del detector del CAE.¹

V. MAMOGRAFÍA DIGITAL

LIMITACIONES DE MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL

En la mamografía convencional de pantalla-película, los rayos X son absorbidos por la pantalla fluorescente, y la luz emitida por la pantalla se almacena en la película fotográfica para formar la imagen latente. Aunque en muchos casos la eficiencia de la mamografía convencional es excelente, pero técnica tiene varias limitaciones que si se superan, podría mejorar mucho la sensibilidad de la detección temprana del cáncer de mama y el diagnóstico radiológico será más exacto. Algunas de estas limitaciones son:

1. No linealidad y saturación de la respuesta de la película.
2. La incapacidad para ajustar el brillo y el contraste de la imagen en la película revelada.
3. Absorción incompleta de los rayos X por la pantalla fluorescente -ruido cuántico-.
4. Granularidad de la emulsión de la película.
5. Radiación dispersa.

Respuesta de la Película

En la mamografía de pantalla-película, la relación entre los rayos X transmitidas por la mama y la densidad óptica de la imagen desplegada es no lineal, como se muestra en la figura 15.

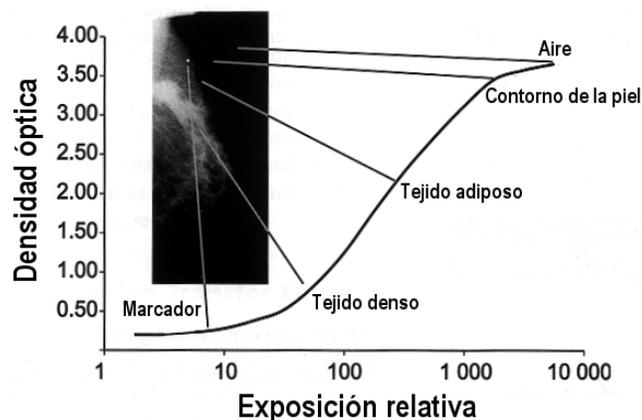


Figura 15. La curva característica (H&D) de un sistema de Mamografía pantalla-película. De: Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM.³

Observe en la figura 15 que dónde la intensidad de los rayos X es baja, hay un cambio muy pequeño de la densidad óptica en la película procesada con el cambio en la intensidad de los rayos X. Esto también ocurre a intensidades altas en dónde no hay aumento en el ennegrecimiento en la película cuando esta muy oscura. La densidad óptica es saturada porque toda la plata disponible en la emulsión de la película ya ha sido usada para formar la imagen. Este comportamiento que es característico de la película provoca que el contraste mostrado en al mamografía ser reducido.

El contraste mostrado es el resultado del gradiente o pendiente de la curva característica de la película. Donde el gradiente es grande, un pequeño cambio contraste (diferencia relativa de la interacción de los rayos X con la pantalla) da lugar a un cambio apreciable en la densidad óptica de la película procesada. El gradiente de una película de

mamografía se ilustra en la figura 16, donde el rango de exposiciones sobre el cual la pendiente está cercana a su valor máximo proporciona una medida de la latitud desplegada o rango dinámico. Esta gráfica se obtuvo calculando la pendiente de la curva de la figura 15. Se observa que la pendiente se reduce para intensidades bajas y altas de los rayos X (es decir, en regiones donde el pecho es relativamente opaco y también donde es delgado o grasoso y por eso relativamente lucido).

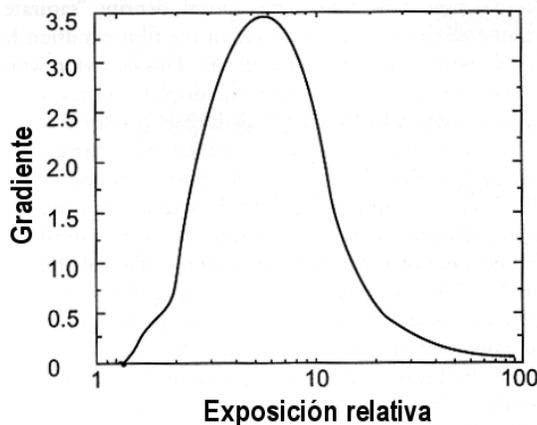


Figura 16. La pendiente de la curva característica indica la cantidad de contraste (o disminución) proporcionado por la película como dispositivo de despliegue. De: Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM.³

Si se escoge una película con una pendiente alta, entonces el rango de exposiciones disponibles sobre la pendiente (conocido como la latitud de la exposición) es reducido. Sin embargo se pueden comprar películas con una latitud mayor, pero normalmente con una reducción en la pendiente mostrada. Una manera de evitar este problema es producir películas con la densidad óptica máxima muy alta (las nuevas películas Agfa C-plus y Kodak EV), esto permite mejorar la latitud con una pendiente alta, pero es necesario tener negatoscopios con un brillo muy alto. Esto impone problemas de visualización de las mamografías si hay áreas luminosas en la película o si no se enmascaran bien los bordes de las películas. La razón es que el ojo puede deslumbrarse por la luz no atenuada, deteriorando la sensibilidad del contraste desplegado por la imagen.

Características de la imagen desplegada

El problema con la forma de la curva característica de la película se debe al hecho que una vez que la película ha sido procesado, no es posible alterar sus características de desplegado. Por consiguiente, aunque alguna información valiosa se pudo haber almacenado en la película, no podrá desplegarse óptimamente a los ojos del radiólogo. Si el contraste en la mamografía de pantalla-película no es adecuado, la única manera de mejorar la imagen es repetir la mamografía, esto ocasiona una dosis adicional a mama, más tiempo de duración del estudio y con costos mayores.

Ruido Cuántico

Los Rayos X son absorbidos de una manera aleatoria obedeciendo a la distribución estadística de Poisson. Eso significa que si en una parte de la mama la atenuación de los rayos X fue constante, entonces el número promedio de rayos X registrados por unidad de área fue (n) , este número fluctuaría de una posición a otra con una desviación estándar de $\sigma = \sqrt{(n)}$. Esta fluctuación que no tiene nada que ver con las variaciones en el espesor de la mama, es conocida como el ruido cuántico o moteado cuántico. La fluctuación cuántica relativa (σ dividido por el promedio) es entonces $\sqrt{(n)}/(n)$ o simplemente $1/\sqrt{(n)}$, es decir, la fluctuación relativa o el ruido aparente en una imagen de rayos X es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la cantidad de radiación absorbida por el detector. Pero por otra parte definimos la razón señal-ruido (SNR) como el inverso de la fluctuación relativa, en este caso como $(n)/\sigma = \sqrt{(n)}$. Por consiguiente, si se desea reducir el ruido aparente de la imagen (es decir, incrementando la SNR) para permitir una mayor percepción sutil, el nivel de radiación absorbida por la pantalla deberá ser superior. Esto se puede lograr de dos maneras: incrementando los factores de exposición (es decir, >mAs) o empleando una pantalla con mayor eficiencia de interacción cuántica η . La eficiencia de interacción cuántica es simplemente la fracción de los rayos X que llegan al receptor de la imagen que interactúan con él. En imagen de pantalla-película, cada uno de estas aproximaciones tiene dificultades importantes.³

La primera se relaciona con la forma de la curva característica de la película (figura 15). Como resultado del aumento en la exposición a la pantalla, partes de la imagen serán normalmente registradas en la región de la pendiente mas alta de la curva característica de la película, podrían ahora ser registradas en el hombro de la curva donde es relativamente plana, pero es el lugar donde el contrasta disminuiría. Así, un esfuerzo por mejorar la calidad de la imagen reduciendo el ruido podría resultar en una degradación de la calidad de la imagen.

Segunda, una propiedad muy conocida de la pantalla-película es que la resolución espacial de la imagen se deteriora conforme aumenta el espesor de la pantalla fluorescente. Este efecto se ilustra en la figura 17 que compara las pantallas gruesas y delgadas.

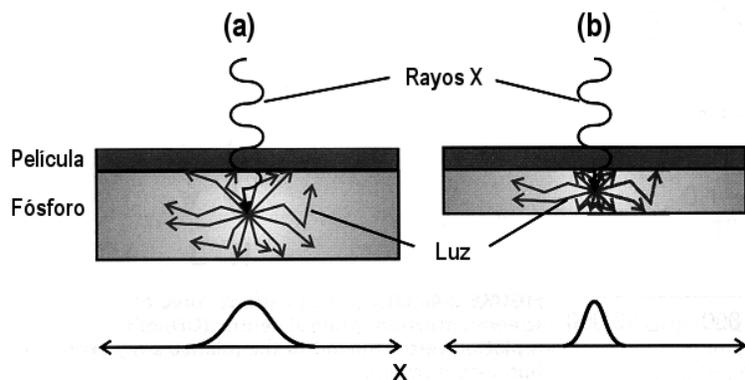


Figura 17. Ilustra la producción de luz de una interacción de rayos X en un sitio del fósforo. (a) fósforo grueso, (b) fósforo delgado.

De: Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM.³

Los rayos X son absorbidos por la pantalla de fósforo y se produce luz, los fotones de luz divergen de su punto de creación. El espesor de la pantalla, la mayor dispersión ocurre antes de que la luz pueda alcanzar la superficie de la pantalla y ser colectada. Esto es caracterizado por la función lineal de dispersión que describe la distribución espacial de la luz colectada cuando la pantalla es irradiada por una haz estrecho de rayos X. La mayor dispersión lateral de luz ocurre en una pantalla gruesa que ocasiona que la función lineal de dispersión de la pantalla sea más ancha (pobre resolución) que para una pantalla más delgada. Por consiguiente, si se requiere en mamografía una resolución espacial alta, entonces el espesor de la pantalla del fósforo debe hacerse relativamente más delgada. Esto limita el valor de “n”, causando que los rayos X incidentes pasen a través la pantalla sin interactuar. La situación de no aprovechar los rayos X tiene dos implicaciones: son pocos los rayos X que contribuyen a la imagen y por consiguiente el ruido relativo aumenta y, porque son necesarios aprovechar más rayos X para obtener una densidad óptica adecuada, pero la dosis recibida por la mama es mayor que la idealmente requerida

Granularidad de la película

La película fotográfica tiene una estructura granular que llega a ser muy obvia en una amplificación, la granularidad es aleatoria e impone una fluctuación o ruido en la imagen además del ruido cuántico. Esto aumenta la fluctuación relativa sobre el nivel determinado por el número de cuantos usados y reducir el SNR.

Radiación dispersa

En mamografía, una cantidad de rayos X pasarán a través de la mama sin interacción; pero algunos de ellos serán absorbidos; y otros serán dispersos en la mama en una dirección diferente a la del sistema de imagen y escaparán. Algunos de los rayos X dispersados se dirigirán hacia el sistema del registro de imagen. A las energías usadas en mamografía para una mama promedio, el número de rayos X dispersos por unidad de área puede estar en el orden del 70% tantos como el número de rayos directamente transmitidos.^{4,5} Los rayos X dispersados registrados en el sistema de imagen tienen varios efectos en la mamografía de pantalla-película. Primero, parte del rango útil de la película graba la radiación dispersa que lleva información no útil. Segundo, un velo (niebla) bastante uniforme se aplica encima de la imagen. Finalmente, la radiación dispersa agrega una fluctuación estadística sin información, reduciendo la SNR.

En la mamografía de pantalla-película, la radiación dispersa dirigida hacia el receptor de la imagen es parcialmente removida por una rejilla antidispersora. La rejilla no es eficiente y quita una parte (25%-30%) del haz útil, mientras elimina la mayoría de la radiación dispersa, pero no toda (80%-90%).^{6,7} La reducción de la intensidad del haz primario y de la radiación dispersa reduce el número de rayos X que registrados por el receptor y en la película teniendo la necesidad de incrementar la técnica de exposición para asegurar que la película se expone al nivel apropiado en su curva característica. El aumento en la técnica debido a la presencia de la rejilla (mayor dosis a mama) se llama factor Bucky, y puede estar en el orden de 2 a 2.5.

VI. RECEPTOR DE IMAGEN DIGITAL¹

El *receptor de imagen* más conocido en radiología es la placa radiográfica que tiene una respuesta no lineal en términos de densidades ópticas y exposición (figura 18). Cuando la intensidad de los rayos X es baja se tienen muy pequeños cambios en la densidad óptica en la película procesada, lo mismo sucede a una exposición alta de los rayos X donde no hay incrementos en la densidad óptica (saturación). Sin embargo el receptor de imagen digital (detector digital) tiene una respuesta lineal (figura 18).

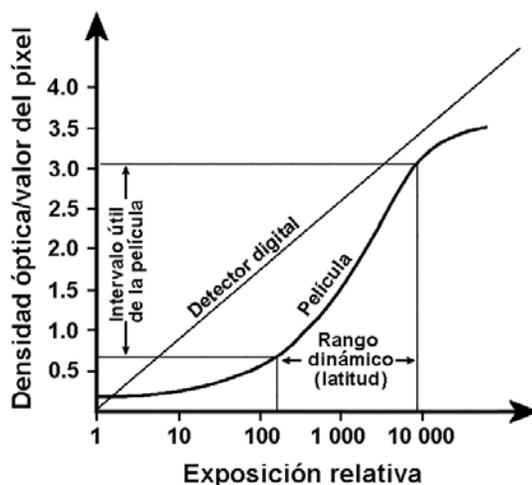


Figura 18. Curvas de respuesta de una película y un detector digital.

El contraste desplegado en la imagen corresponde a la parte recta o pendiente de la curva característica de la película. Si la respuesta de la película tiene una pendiente muy grande, el intervalo de exposiciones (latitud) relativas al gradiente de la curva es muy pequeño. Para aumentar la latitud en la película se necesita reducir la pendiente de la curva, pero se reduce el contraste. Se mejora la latitud de la película aumentando a un mayor nivel la densidad óptica máxima de la película sin sacrificar una pendiente alta.

El *rango dinámico* del detector es el intervalo de intensidades y el nivel de precisión que es capaz de registrar el detector; Ambos son determinados por el número de bits de digitalización y la fluencia del haz de rayos X (fotones/área). El sistema de imagen debe tener un rango de respuesta para registrar el haz de rayos X no atenuado en el borde las estructuras sin crear artefactos, pero el sistema también debe ser capaz de registrar con adecuada precisión el nivel de señal más bajo (los rayos X transmitidos más atenuados).

En mamografía digital la película se sustituye por un detector de imagen digital, existen varios *tipos de detectores* como receptores de imagen conocidos por su nombre en inglés como: Charge Coupled Devices (CCD), Metal Oxide Semiconductor (CMOS), Photostimulable Phosphors (PP, PLP, PSP), Indirect Thin Film Transistor Systems (ITFT) y Direct Thin Film Transistor Systems (DTFT). Los detectores se agrupan en dos grandes divisiones, una para detectores para radiografía directa (RD) y la otra para radiografía computada (CR), Los detectores usados en mamografía directa se les conocen como detectores de panel plano y arreglos de CCD (figura 19).

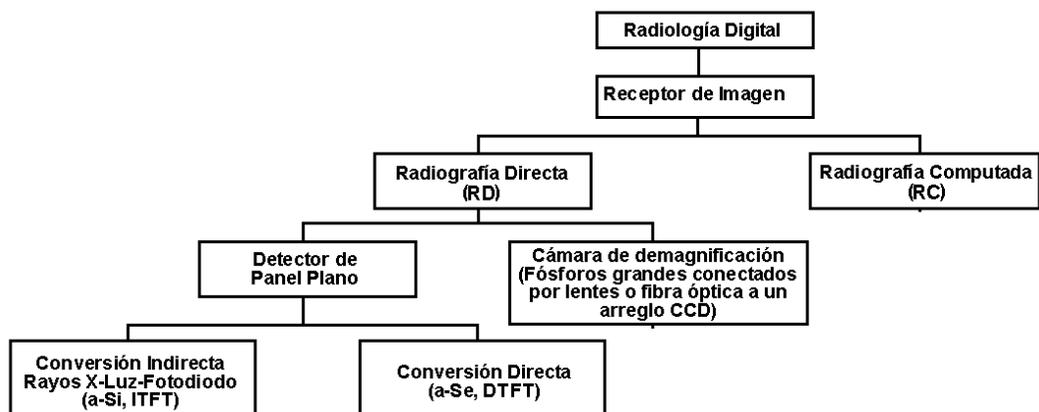


Figura 19. Receptores de imagen digital.

VII. MAMOGRAFÍA DIGITAL¹

El sistema de mamografía pantalla-película tiene limitaciones como: a) no linealidad y saturación de la respuesta de la película con una latitud y contraste restringido, b) la incapacidad para ajustar el brillo y el contraste de la imagen en la película revelada, c) absorción incompleta de los rayos X por la pantalla fluorescente (ruido cuántico), d) ineficiencia para eliminar la radiación dispersa y el uso de una rejilla que incrementa la dosis al paciente por un factor de 2 a 3 y e) ruido (estructura fluorescente de la pantalla y la granularidad de la emulsión de la película) que limita la detección de pequeñas estructuras en la mama. La mamografía de pantalla-película tiene una resolución espacial excelente (15 pl/mm (133 μ m) a 20 pl/mm).

En la mamografía digital es sustituir el receptor de imagen de pantalla-película por un receptor de imagen digital (detector digital). La *mamografía digital* tiene ventajas como: amplio rango dinámico, modificación del brillo y el contraste, manipulación de la imagen, baja tasa de repetición, dosis similar a la mamografía convencional, mayor sensibilidad, lectura de imágenes a distancia, almacenamiento compacto de imágenes, mayor productividad, mejor resolución de bajo contraste y uso de kV más altos. La imagen digital permite el uso de diagnóstico asistido por computadora, compresión de datos, uso de PACS, resalte de contornos, sustracción de energía dual, tomosíntesis (reduce ruido estructural y localización exacta en 3D), contraste mamográfico (inyección de un medio de contraste) y otras aplicaciones que mejoran la sensibilidad y especificidad de la mamografía.

Sin embargo, tiene desventajas que son superables como: costos altos iniciales, costos de mantenimiento altos, personal con mayor capacitación, requiere de redes internas de cómputo, baja resolución espacial (típico de 5 pl/mm a 10 pl/mm), limitaciones de velocidad en la transmisión de imágenes en la red. Los departamentos de mamografía que implementan por primera vez mamografía digital en cualquiera de las modalidades (mamografía directa o mamografía CM) deben solicitar la asesoría de un físico médico para lograr al menos una calidad de imagen similar a la mamografía de pantalla-película. Actualmente los sistemas de mamografía de pantalla-película con las nuevas películas logran un puntaje de cinco fibras, cuatro grupos de calcificaciones y cuatro masas en la

evaluación de una imagen del maniquí de certificación del ACR con una densidad óptica media de 1.8 o mayor y una diferencia de densidades (contraste) de 0.50 o mayor. Los departamentos de mamografía que ya tienen un sistema digital deben tener la asesoría continua de un físico médico para mantener la calidad de imagen.

SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA

Los sistemas de *mamografía directa* son a) detector de conversión directa de campo completo, b) detector de conversión indirecta de campo completo, c) detector CCD de campo completo y d) detector CCD con exploración. Además se tiene la *mamografía computarizada* (CR).

Detector panel plano de conversión directa¹

Este detector de *conversión directa* no emplea fósforo como detector, sino selenio amorfo; cuando este material absorbe los rayos X se liberan cargas eléctricas en forma de par electrón-agujero. Los electrodos se colocan en la parte superior e inferior del selenio y se aplica un campo eléctrico entre los electrodos para coleccionar la carga producida por los rayos X y la lectura de la carga se hace por interruptores TFT para enviarse al CAD para su digitalización. Se tienen *dels* de 100 μm , 85 μm , 70 μm y más pequeños con 12-bits y 14-bits de digitalización. La carga colectada (señal eléctrica) en los electrodos es proporcional a la intensidad de los rayos X en cada píxel y sigue el mismo proceso que los detectores a base de material centellador (figura 20).

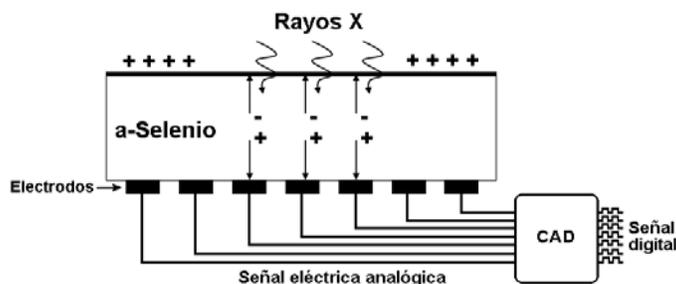


Figura 20. Detector de conversión directa (DTFT).

Detector panel plano de conversión indirecta¹

Este detector de rayos X de *conversión indirecta* (figura 21) usa una placa compuesta de silicón (fósforo, a-Si), dentro de esta placa se coloca un arreglo rectangular de fotodiodos sensibles a la luz. Los rayos X son absorbidos por una capa de yoduro de cesio activado con talio (CsI:TI) que es un material centellador que genera luz que es absorbida por los fotodiodos para crear cargas eléctricas. Los fotodiodos constituyen los *dels* (tamaño del elemento detector) del detector, los fotodiodos detectan la luz emitida por el fósforo para crear una carga eléctrica que es almacenada en cada *del*.

La magnitud de la carga colectada está relacionada con la atenuación de los rayos X por las estructuras de la mama en términos de efecto fotoeléctrico y dispersión Compton que proveen del contraste radiológico. La señal eléctrica es digitalizada por un CAD y se asigna un valor numérico en código binario a la carga colectada por cada electrodo (píxel) y

el valor máximo que llegue a tener cada píxel dependerá de los bits de codificación de la señal o resolución de contraste (resolución de brillo).

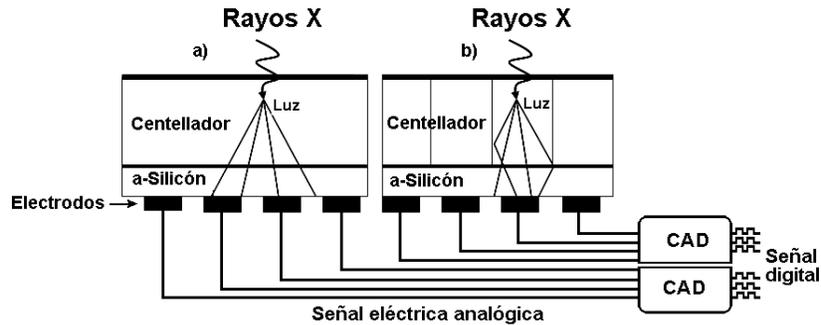


Figura 21. Detector de conversión indirecta (ITFT).

Detector CCD de campo completo¹

El sistema detector CCD se instala en el bucky y usa como detector un fósforo de $Gd_2O_2S(Tb)$ o $CsI(Tl)$ que está acoplado a millones de fibras ópticas que conducen la luz con mínima dispersión hasta el arreglo de cámaras de CCD que convierten la luz en señal eléctrica para su digitalización. Las fibras ópticas absorben la radiación que no interacciona con la pantalla de fósforo para proteger los detectores CCD del posible daño por exposición directa a los rayos X. La fibra óptica de demagnificación tiene el tamaño del píxel de $40\ \mu m$ a $60\ \mu m$ en el plano de la pantalla de centelleo y de $10\ \mu m$ a $24\ \mu m$ en el plano de los detectores de CCD (figura 22).

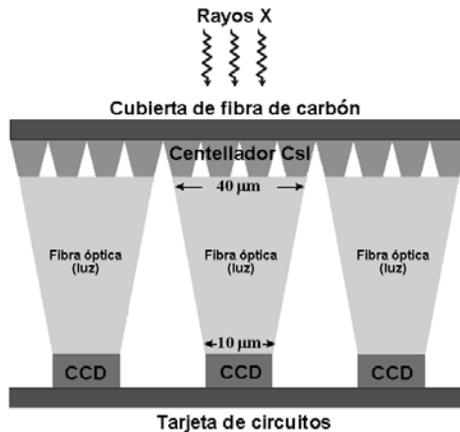


Figura 22. Detector de CCD para mamografía.

Detector CCD con exploración en arco¹

Este sistema está compuesto de una unidad con 4 CCD instalados en el bucky y durante la exploración de la mama la unidad CCD hace un recorrido en forma de arco para la adquisición de la imagen del tejido mamario (figura 23).

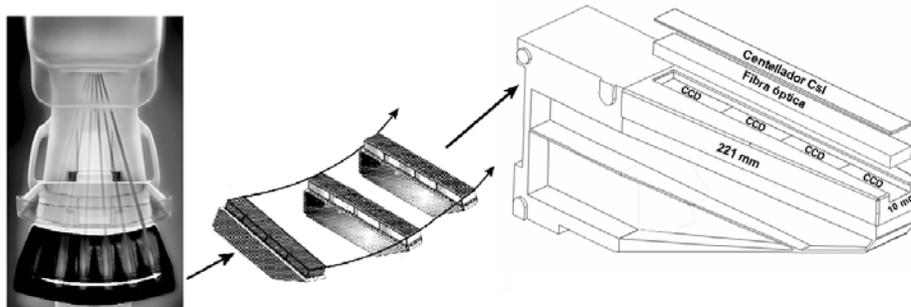


Figura 23. Módulo detector de 4 CCD en exploración en arco.

Una vez realizada la adquisición de la imagen, el almacenamiento, procesamiento, desplegado en monitor e impresión de la imagen sigue los mismos procedimientos usados para radiología digital, pero considerando la resolución espacial, la resolución de contraste y el ruido de acuerdo a las especificaciones para mamografía.

Resolución Espacial y el Tamaño de la Matriz

En los sistemas de la mamografía digital la *resolución espacial* depende del tamaño del píxel (*del*, pitch). El *tamaño de receptor* de la imagen es determinado por el tamaño de la mama comprimida (18 cm x 24 cm, 24 cm x 30 cm), límite de resolución y el factor de amplificación proporcionado por la geometría de sistema de mamografía.

Desplegado y Visualización de la Imagen

La lectura de las imágenes digitales se realiza en estaciones de trabajo con monitores de computadora dedicados para mamografía que tienen la resolución espacial y resolución de contraste (niveles de grises) compatible con la adquisición de la *imagen desplegada* en los monitores sin compresión. La estación de trabajo permite la manipulación del brillo y el contraste de la imagen para su posterior almacenamiento, envío o impresión láser.

Impresión

La impresión de una imagen digital se hace normalmente en una impresora láser que tiene las resoluciones espaciales y de contraste (niveles de grises) compatibles con la adquisición de la imagen que será impresa sin compresión (sin perder información). La *impresión láser* se logra con un modulador que hace corresponder a cada píxel de la imagen con su nivel de grises y se imprime píxel por píxel en una película sensible a la luz láser. La impresión láser tiene una densidad óptica máxima ~3.6 y una densidad óptica media de ~1.5.

Mamografía digital (CR)¹

La mamografía digital (CR) es una técnica para convertir las imágenes analógicas en digitales cambiando el chasis de pantalla-película por un chasis que contiene una *placa de imagen* PSP (photostimulable phosphor detector). El *chasis CR* se expone a los rayos X de la misma manera que el chasis de pantalla-película para capturar la imagen de las estructuras de la mama que permanece en forma latente hasta la lectura de la placa de imagen por un sistema lector con láser que convierte la imagen latente en una señal

luminiscencia que es capturada por el TFM (*tubo fotomultiplicador*) que transforma la luz en una señal eléctrica analógica que se alimenta al CAD (*convertidor analógico-digital*) para obtener una señal digital. Una vez digitalizada la señal y procesada, se envía al monitor de la computadora para el despliegado de la imagen o se trasmite a una impresora láser.

La placa de imagen esta compuesta de BaFBr (85%) y BaFI (15%) dopado con europio (BaFBr:Eu+2 & BaFI:Eu+3) que almacena la imagen latente. Hay sistemas CR con placa de imagen rígida o flexible (figura 24).

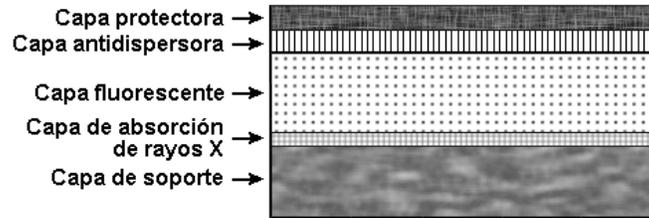


Figura 24. Estructura de una placa de imagen CR.

La *placa de fósforo* hace uso de la luminiscencia fotoestimulada para capturar imágenes radiográficas. La imagen latente se forma al interaccionar los rayos X con el fósforo (PSP) creando pares de electrón-hueco que resulta en electrones atrapados (imagen latente) que corresponde a la exposición de la figura 25. El número de electrones atrapados es proporcional a la intensidad del haz de rayos X que llegan a cada posición (píxel) de la placa de imagen.

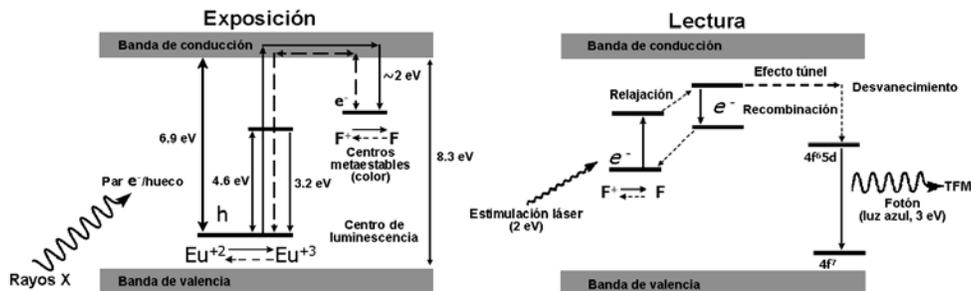


Figura 25. Fenómeno de la luminiscencia fotoestimulada.

Lectura de la placa de imagen¹

En el proceso de *lectura de la placa de imagen* (figuras 26), los electrones atrapados reciben energía suficiente del láser (He-Ne, ~ 633 nm) para escapar de las trampas; los electrones regresan a la banda de valencia emitiendo luz (~ 400 nm) que es registrada por el tubo fotomultiplicador (TFM).

El TFM convierte la luz recibida en una señal eléctrica analógica, el *convertidor analógico digital* (CAD) transforma la señal analógica en valores digitales que asocia a cada posición (píxel) leída en la placa de imagen (figura 26). La imagen latente se almacena en la placa de imagen por horas y días.

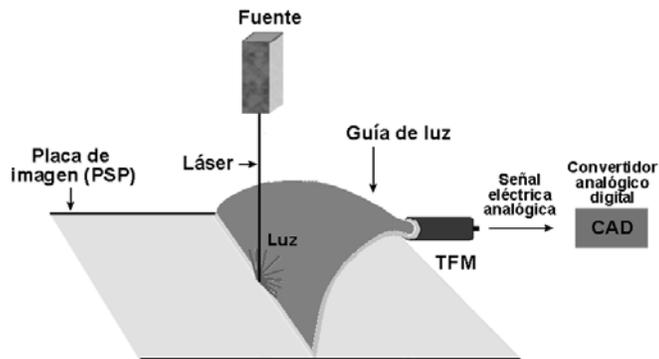


Figura 26. Lectura de la placa de imagen PSP.

Borrado de la placa de imagen¹

Algunos electrones permanecen atrapados en la placa de imagen después de la lectura, quedando una *señal residual* (imagen residual). La placa de imagen requiere borrado previo para volverla a usar en otra adquisición de imagen. El *borrado de la placa de imagen* es automático después de la lectura, la placa se expone a una luz blanca muy intensa dentro del lector CR, dependiendo la velocidad, requiere de diferentes tiempos de borrados, en algunos sistemas de mamografía CR el tiempo de borrado es más profundo. La placa de imagen es sensible a la radiación de fondo natural, debe borrarse previamente al uso cuando se inician las actividades cada día. Las velocidades de los lectores CR son equivalentes a velocidades de 300-400 en comparación con la sensibilidad de la película radiográfica.

Procesamiento de la imagen RC¹

El proceso que continúa a la lectura de la placa de imagen es el *procesamiento de la imagen* que tiene como propósito desplegarla en un monitor o imprimirla con toda la información optimizada para la interpretación. La imagen desplegada en la estación de trabajo es susceptible de un *postprocesamiento* del contraste y el brillo manualmente o automáticamente. Si es necesario se aplican algoritmos para cambiar la apariencia de la imagen como suavizar la imagen o resaltar los bordes de las estructuras.

La *imagen procesada* puede tener una apariencia muy diferente dependiendo de cómo fue procesada y postprocesada. Se dispone también de herramientas (algoritmos) para el postprocesamiento que cambian la apariencia de la imagen, como ajustes de ventana/nivel, amplificación, resaltar bordes, suavizar, inversión LUT y otras.

VIII. REFERENCIAS

1. Gaona E., Física de la Radiología y Seguridad Radiológica, Distribuidora y Editora Mexicana, S.A. de C.V., México, 2006.
2. Johns, PC, Yaffe, MJ. X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues. *Phys Med Biol* 1987;32:675-695.
3. Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM. *Digital Mammography*, Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2004.
4. Barnes GT, Brezovich IA. Contrast: effect of scattered radiation. In: Logan WW, ed. *Breast Carcinoma: The Radiologist's Expanded Role*. New York: Wiley, 1977;73-81.
5. Barnes GT, Brezovich IA. The intensity of scattered radiation in mammography. *Radiology* 1978;126:243-247.
6. Wagner, AJ. Contrast and grid performance in mammography. In: Barnes GT, Frey GD, eds. *Screen-Film Mammography: Imaging Considerations and Medical Physics Responsibilities*. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 1991;115-134.
7. De Almeida A, Rezentes PS, Barnes GT Mammography grid performance. *Radiology* 1999;210:227-232.

CAPITULO 3

INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN

En Mamografía el objetivo fundamental es el diagnóstico temprano de cáncer de mama con alta probabilidad de éxito basado en una imagen radiológica que incluye todo el tejido mamario y que tiene cinco elementos: contraste, resolución del sistema, ausencia de ruido, densidad óptica media y dosis por proyección (figura 1).¹

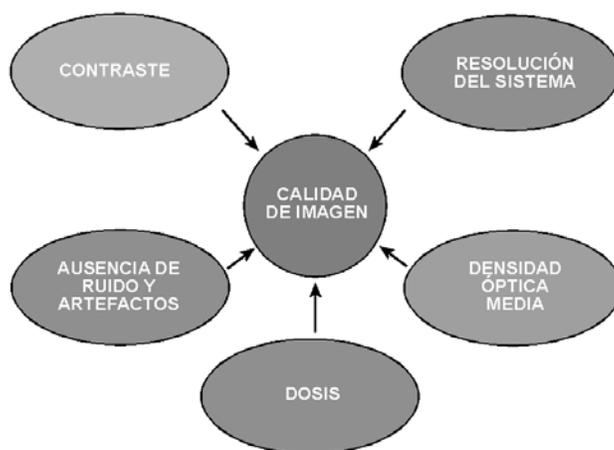


Figura 1. Indicadores de calidad de imagen.

I. CONTRASTE

El *contraste* es la diferencia de densidades ópticas entre dos áreas diferentes en una mamografía, que permite distinguir diferencias sutiles de atenuación entre los distintos tejidos que componen la mama y las posibles lesiones. El contraste óptimo se logra con la selección correcta de los parámetros de exposición (kVp, mAs, CHR, blanco/filtro, compresión y colocación de la mama), receptor de imagen (película), procesamiento y condiciones de visualización. La selección óptima de los parámetros de exposición depende también de la composición y densidad de los tejidos de la mama. En la teoría una mama de referencia tendrá 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo, sin embargo en la práctica tenemos mamas con proporciones muy diferentes de tejido glandular. El contraste en una mamografía es básicamente el resultado de la diferencia de los coeficientes de atenuación de los tejidos glandular, adiposo y lesiones.¹

II. RESOLUCIÓN DEL SISTEMA

Es la capacidad del sistema de imagen para resolver dos objetos adyacentes, definir un borde o límite de una estructura o tejido, si tenemos una mayor *resolución del sistema*, los bordes y límites de las estructuras de la mama serán más nítidos y sin borrosidad. La resolución también se ve afectada por un contraste reducido en la imagen. La resolución con frecuencia se expresa en términos *pares de líneas por milímetro* (pl/mm), que es una

medida de la frecuencia espacial. En mamografía la resolución del sistema para mamografía de pantalla-película es 12 pl/mm x 13 pl/mm.

Borrosidad de la imagen. Una imagen mamográfica tiene gran detalle cuando presenta un mínimo de borrosidad. El *detalle radiográfico* describe la nitidez de las estructuras pequeñas en la mamografía. La *nitidez radiográfica* es la borrosidad o el cambio brusco de densidad óptica a través del límite o borde de una estructura en una imagen mamográfica que tiene que ver con la magnitud y la amplitud del cambio de densidad en el perfil de la estructura. La resolución y el contraste son fundamentales para visualizar bordes espiculados de una lesión.¹

La resolución del sistema depende de la geometría del sistema de rayos X, punto focal, movimiento, tipos de películas y pantallas. La comprensión de la mama acerca más a los tejidos a la película mejorando la resolución espacial y reduciendo el factor de amplificación.

III. RUIDO Y ARTEFACTOS

Ruido Radiográfico. Son variaciones de densidad óptica aleatorias en la imagen mamográfica que afecta la correcta interpretación. El ruido radiográfico se compone de granularidad, moteado estructural, y moteado cuántico. La *granularidad* se debe a la distribución aleatoria de los cristales de plata y da como resultado una respuesta no uniforme que es visible en las áreas de baja densidad en la mamografía. *Moteado estructural* son cambios en la densidad óptica que son ocasionados por la falta de uniformidad en la estructura de la pantalla que da como resultado una emisión no uniforme de luz. *Moteado cuántico* es la variación en la densidad óptica de una mamografía causada por la distribución espacial aleatoria de los rayos X. Para reducir el ruido radiográfico es necesario aumentar la dosis y en consecuencia la densidad óptica en la mamografía (razón señal-ruido).¹

Artefactos en la Imagen. Los *artefactos en la imagen* son variaciones de densidad óptica no deseados y algunos de ellos siguen patrones definidos y no se deben a fluctuaciones aleatorias, aunque se puede darse el caso que algunos artefactos aparezcan simulando una condición aleatoria, frecuentemente se presentan en formas de manchas, estructuras no reales, patrones, marcas, etc. Los artefactos aparecen por manejo, almacenamiento, exposición o procesamiento no adecuado.

Un *artefacto* puede definirse como algo que es perceptible en la imagen pero que no corresponde a ninguna parte anatómica o patológica de la mama. Los artefactos pueden imitar anomalías patológicas en una mamografía y si interfieren con el diagnóstico son artefactos muy graves. Los artefactos en la imagen mamográfica pueden ser de una densidad mayor o menor, bien delimitados o difusos, y pueden ser causados por algo que está entre el punto focal del haz de rayos X y los ojos del radiólogo. El radiólogo debe tener la capacidad de poder identificar o investigar la aceptabilidad de artefactos específicos que contiene la imagen mamográfica.¹

IV. DENSIDAD ÓPTICA MEDIA (DOM)

La *densidad óptica media* es un factor que puede afectar el contraste de la imagen. Si la densidad óptica de la imagen disminuye tendiendo hacia el talón de la curva característica de la película, el contraste (pendiente de la curva) es menor. Una mamografía con una densidad óptica baja es una mamografía que tiene un contraste menor. La DOM en las diferentes áreas de la imagen depende de los *mAs* si el *kV* es fijo, pero cambia al cambiar los *kV*, también depende del índice de sensibilidad de la película usada. Una imagen mamográfica con una *DOM* menor a 1.2 es una imagen con el contraste reducido que puede guiar a errores en la lectura.¹

V. DOSIS

Se han realizado varios estudios para establecer la metodología para determinar la magnitud de la energía de la dosis absorbida por el tejido glandular.^{2,3} Algunas mediciones dosimétricas usadas en el pasado son la dosis a la entrada de la piel, dosis a la mitad de la mama y energía total impartida a la mama.^{4,5} Todas esas mediciones no han cuantificado adecuadamente la dosis absorbida por el tejido (glandular) en riesgo. Actualmente, la dosis glandular media (DGM) se usa como una medida de la dosis al tejido glandular.⁵ Históricamente, se implementaron metodologías para relacionar la DGM a la exposición, o actualmente al kerma aire que usa los factores de conversión a DGM. Esos factores de conversión se empezaron como una medida directa en material equivalente a tejido y han progresado subsecuentemente a evaluaciones de Monte Carlo basados en el modelo original simplificado de la mama comprimida. Esta revisión proporciona la perspectiva histórica de los métodos actualmente utilizados en el cálculo de la DGM.

Hammerstein y colegas, 1979. Antes del trabajo de Hammerstein y colegas, la dosis en mamografía y su riesgo asociado eran basados en la medición de la exposición en la superficie de la piel. Hammerstein y colegas propusieron varias mediciones de la dosis para documentar la dosis al paciente en mamografía. Investigaron la dosis a mama media, la energía total absorbida por la mama y la energía absorbida en el tejido glandular. En esa época había dos sistemas la xeromamografía y el sistema de pantalla-película. Hammerstein y colegas determinaron que la dosis en xeromamografía era muy elevada en comparación con el sistema película-pantalla. El sistema de imagen de xeromamografía tenía un blanco del tungsteno y un filtro de aluminio, con una hemirreductora en el intervalo de 0.36 mm Al a 1.21 mm Al y una tensión en el intervalo de 40 kVp a 50 kVp. En cambio el sistema de imagen de película-pantalla tenía un blanco y filtro de molibdeno con una CHR de 0.31 mm Al a 28 kVp.

La composición atómica de tejido mamario aún no estaba disponible en esa época, y solo evaluaron piel, tejido adiposo y tejido glandular de muestras de tejido en procedimientos de mastectomía. Aplicaron el principio de Arquímedes para calcular la densidad del tejido y emplearon la deshidratación y extracción química para determinar la composición atómica de las muestras. Los autores indicaron que el tejido adiposo y glandular tenía grandes variaciones en carbono y oxígeno debido a la contaminación de otros tejidos. En vista de las características de atenuación de Johns y Yaffe de tejidos neoplásicos y normales, la composición atómica efectiva de Hammerstein y colegas pudo haber tenido un error sistemático que resultó del tejido neoplásico contaminado.⁶

Para evaluar la dosis a la mitad de la mama, energía total absorbida por la mama y la dosis absorbida en el tejido en alto riesgo (glandular), se emplearon tres materiales sustitutos de tejido que tenían respuesta similar al tejido en las interacciones de la radiación: agua, tejido adiposo y 50% tejido glandular (50% agua/50% adiposo).⁷ Los tejidos sustitutos fueron fabricados en un medio homogéneo con forma “D” de 1 cm de sección y un área de 93 cm². Las dosis a tejido fueron medidas en tejido sustituto usando dosímetros TL colocados en cavidades. Las dosis se evaluaron para espesores de mama pecho de 1 a 7 cm. La dosis glandular fue basada en embeber una masa pequeña de tejido glandular a una profundidad de 3 centímetros en un bloque de tejido sustituto (50% glandular). Hammerstein y colegas no reportaron el tamaño de masa del tejido glandular usado en el proceso embebido, pero introdujo el concepto de dosis en “mama promedio” que estaba basado en un modelo simplificado de la mama con un volumen glandular homogéneo de un espesor de 6 cm (50% adiposo/50% agua equivalente) rodeado por 0.5 cm de tejido adiposo, figura 2.

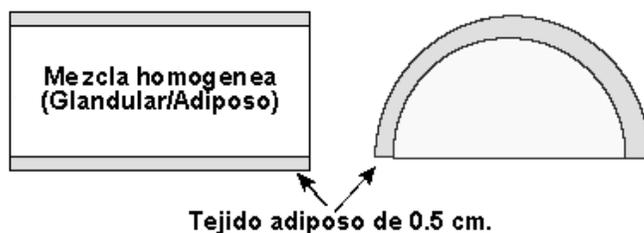


Figura 2. Modelo de Hammerstein.

El concepto de “mama promedio” fue solo un supuesto por la falta de datos de la población en estudio. Hammerstein y colegas sugirieron que la dosis promedio a mama sería una medida apropiada en la comparación de sistemas diferentes pero no debe usarse por cuantificar los riesgos individuales hasta que los datos de la población estén disponibles para la composición de la mama. Hammerstein y colegas también propuso el procedimiento por determinar la dosis a cualquier profundidad en un tejido sustituto apropiado, ecuación (1). El dosis glandular media normalizada (D_{gN}) fue basado en una medida de exposición en una tejido sustituto (X_g), el factor de conversión de exposición a dosis apropiado (f_g), la masa de tejido blanco (m_t) y la exposición en aire libre (FIA).

$$D_{gN} = (X_g \cdot f_g \cdot m_t^{-1}) \cdot X_{FIA}^{-1} \text{ (radR}^{-1}\text{)} \quad (1)$$

Los autores declararon que la energía absorbida en el tejido glandular era la cantidad más pertinente para las evaluaciones del riesgo en mamografía.⁸ Hammerstein y colegas concluyeron el artículo diciendo que la “dosis glandular media” (AGD) para una “mama promedio” (50% glandular) podría usarse para comparar técnicas mamográficas.

Stanton y colegas, 1984. Stanton y colegas evaluaron un sistema de imagen similar al de Hammerstein y colegas.⁸ Los autores extendieron la idea de Hammerstein de un maniquí de “mama promedio”, figura 2. Los autores desarrollaron un maniquí semicircular (15 cm de diámetro) y compuesto de BR 12 sustituto de tejido, figure 3. Revisaron y

establecieron que el área de la mama comprimida tenía un pequeño efecto en la dosis a mama (~10%) cuando revisaron mamas con un área comprimida de 35 a 270 cm². Stanton y colegas redefinieron el cálculo de D_{gN} propuesto por Hammerstein y colegas⁸ y desarrollaron las curvas de trabajo para determinar la dosis glandular basada en la ecuación (2).

$$D_{gN} = D_g \cdot X_{FIA}^{-1} \text{ (radR}^{-1}\text{)} \quad (2)$$

Los autores concluyeron que la dosis glandular media era independiente de composición del tejido de la mama. Esta conclusión no era soportada por sus mediciones, que sugirieron un cambio del 10% para xeromamografía y 20% para la mamografía de película-pantalla para cambios en el glandularidad del 20 al 60%. El Manual del FDA de Dosis al Tejido glandular en la Mamografía y el NCRP reporte 85 adoptó el concepto de dosis glandular media porque representaba la mejor estimación de la dosis absorbida en tejido glandular.^{9,10} La metodología propuesta por Hammerstein y colegas redefinida por Stanton se usó extensivamente en reportes.⁸ El manual de FDA hizo sin embargo, una modificación, la capa del tejido adiposo a 0.4 cm en base a resultados trabajando con Monte Carlo por Rosenstein y colegas.^{10,11}

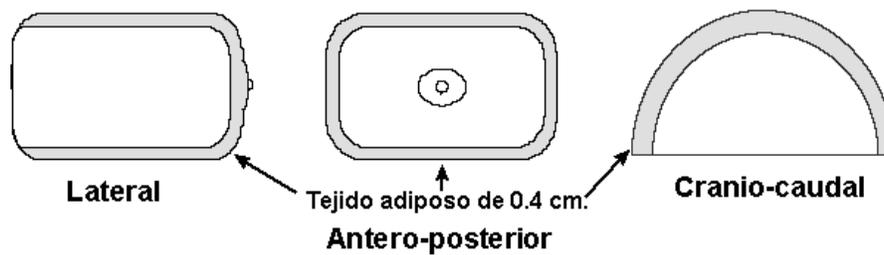


Figura 3. Modelo de Stanton.

Dance, 1990. Dance desarrolló un modelo con Monte Carlo que extendió al modelo simplificado propuesto por Hammerstein y Stanton agregando la paleta de compresión y la película receptora de imagen.^{8,12,13} El cálculo de la dosis glandular de Stanton y colegas fue modificado para incluir un factor de conversión de maniquí (p) mostrado en la ecuación (3), donde D_{gN} es el factor de conversión de dosis, el K es el kerma aire y D_g es el dosis glandular media.¹²

$$D_{gN} = D_g \cdot (K \cdot p)^{-1} \text{ (mGy mGy}^{-1}\text{)} \quad (3)$$

El factor de conversión del maniquí y mama estándar le permitió al autor que usara material que no era necesariamente tejido equivalente sino conveniente y barato. El material usado fue Perspex, uno de los nombres comerciales para PMMA (metacrilato de polimetil) que está comercialmente disponible como el acrílico barato. La simulación fue realizada sin el paciente e ignorando la retrodispersión del paciente en el campo del imagen. El autor usó 90 espectros de rayos X diferentes con una variedad de calidades de haz para calcular p y D_{gN} , tabla 1.

| Tabla 1. Espectros de Rayos X estudiados por Dance en el cálculo de D_{gN} . ¹⁴ | | | |
|--|---------------|----------------|-------|
| CHR (mm Al) | Blanco/filtro | Espesor filtro | kV |
| 0.25-0.45 | Mo/Mo | 30 | 25-35 |
| 0.45-0.70 | W/Mo | 60 | 23-35 |
| 0.50-0.80 | W/Rh | 50 | 24-35 |
| 0.55-0.90 | W/Pb | 50 | 25-35 |
| 0.50-2.00 | W/Al | na | 23-50 |

Wu y colegas, 1991, 1994. Wu y colegas usaron técnicas de Monte Carlo para determinar el factor de conversión de mama estándar (D_{gN}), ecuación (4).

$$D_{gN} = D_g \cdot X_{FIA}^{-1} \text{ (rad } R^{-1}\text{)} \quad (4)$$

Su modelo para cálculos con Monte Carlo fue adaptado del modelo de FDA, un maniquí semi-elíptico con un capa de tejido adiposo de 0.4 cm que cubre una mezcla homogénea descrita previamente, figuras 1 y 2. Sin embargo, el modelo de Wu no tuvo en cuenta el receptor de la imagen y chasis. Los cálculos tuvieron en cuenta todas las interacciones de los fotones discutidas previamente, por ejemplo, el efecto fotoeléctrico, dispersión incoherente y dispersión coherente.

Los valores de D_{gN} fueron basados en millones de historias de partículas. Se desarrollaron tablas para D_{gN} correlacionaron para kVp (23-35), CHR (0.24-0.43 mm Al) y espesor de la mama (3-8 cm) para combinaciones blanco/filtro Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Las tablas se crearon para 100% tejido glandular, 50% glandular/50% tejido adiposo y 100% tejido adiposo. Los autores indicaron que la glandularidad podría ajustarse por la interpolación entre las tablas. Los autores recomendaron que la X_{FIA} se mida a 4 cm de la pared costal y centrado transversalmente en el campo sobre el soporte de mama (rejilla). Recomendaron que la CHR se mida con la paleta de compresión en un campo estrecho.^{15,16}

Sobol y Wu, 1997, Sobol y Wu desarrollaron un algoritmo de parametrización en Visual Basic para habilitar el cálculo computarizado de la dosis glandular media basado en la composición del tejido de la mama, kVp, CHR y el espesor de la mama, usando los datos colectados previamente.^{15,16} Los autores advirtieron que no deben usarse los códigos de computación presentados para extrapolar más allá de los intervalo del trabajo original. El código fue desarrolló para el uso con rangos de kVp (23-35), CHR (0.24-0.43 mm Al) y espesores de mama (3-8 cm) para combinaciones de blanco/filtro Mo/Mo, Mo/Rh, y Rh/Rh.

Dance y colegas, 1999. Dance y colegas discutieron la estimación de la dosis a mama durante una mamografía diagnóstica. Ellos sugirieron que las dosis medidas sean cuantificadas usando dosímetros de termoluminiscentes (TLD) colocados en el pecho o correlacionando la dosis al paciente con los parámetros de exposición de la técnica mamográfica. Describieron que un error mayor pudiera ocurrir por la posición de la cámara de la ionización, la posición podría provocar una variación en la estimación de dosis glandular media de un 12%. Sugirieron que la tasa de dosis de la unidad de mamografía se mida durante el control de calidad anual por el físico médico como un indicador de la estabilidad de la unidad de la mamografía.¹⁷

En la discusión del uso de la TLD, sugirieron que la colocación fuera de tal manera que no interferiría con la imagen clínica. Una desventaja al usar TLD en pacientes es el

tiempo de procesamiento y el control de la calidad necesario para proporcionar una medición exacta. Los autores también comentaron la dependencia fuerte del TLD con el espesor del dosímetro a bajas energías. Al final del artículo, los autores revisaron los protocolos nacionales en Europa y Estados Unidos y concluyeron que debido a la variación en los protocolos, era difícil compararlos. Reportaron que los protocolos europeos requirieron de una densidad óptica (DO) de 1.0 a 1.5 en las mamografías, mientras que en los Estados Unidos y Reino Unido se tenía una DO de 1.4 a 1.8. Dance y colegas sugirieron que había la necesidad del acuerdo de un protocolo internacional.¹⁷

VI. MANIQUÍ EQUIVALENTES A MAMA

Para la fabricación de maniquís es necesario tener un conocimiento exacto de las medidas antropométricas de la población en estudio para el desarrollo de los materiales equivalentes como sustitutos de tejido mamario.

Geise y Palchevsky, 1996. El estudio llevado a cabo por Geise y Palchevsky en Minnesota fue con el propósito de identificar la composición óptima del material de tejido equivalente para probar el sistema de exposición automática de la unidad de mamografía.¹⁸ Destacaron la falta de una evidencia de la descripción de “mama media” del ACR (Colegio Americano de Radiología) para ser representativo de una mama típica poblacional. El maniquí del ACR con 50% tejido adiposo y 50% tejido glandular no tiene ninguna base en estudios de población; en cambio, como se describió anteriormente, fue sugerido por Hammerstein y colaboradores en su artículo en 1979 al evaluar las unidades de mamografía con un solo modelo.

El Geise y Palchevsky evaluaron el maniquí de un fabricante que estaba compuesto de maniquís simulado 0, 30, 50, 70 y 100% de tejido glandular para relacionar matemáticamente los parámetros de la unidad de mamografía a la glandularidad de la mama del paciente. Después de obtener una ecuación empírica que correlaciona la glandularidad con los parámetros de la unidad de mamografía, ecuación (5), Evaluaron 1578 mamografías de 415 pacientes retrospectivamente. La ecuación (5) fue desarrollado para relacionar la glandularidad (g), el espesor de la mama comprimida (t), mAs, y kVp.

$$g = (39.409 + 109.37/t + 237.24/t^2) \times (\ln(mAs \times kVp^8)) - (1481.9 + 1935.3/t + 7812.1/t^2) \quad (5)$$

Usando la ecuación (5), Geise y Palchevsky determinaron que el espesor medio de la mama para su población era 5.2 cm y glandularidad media era de 34%. Concluyeron que una composición del tejido glandular del 30% era la mejor glandularidad para simular la respuesta del CAE (Control Automático de Exposición) de una mama media en la población estudiada. Sugirieron que el 50% de material glandular pudiera utilizarse, pero el espesor del maniquí debería ajustarse para simular la misma respuesta de la fotocelda del CAE.

Dance y colegas, 1999. Dance y colegas evaluaron el uso de los factores de conversión de dosis para determinar la dosis glandular media en el Reino Unido y Europa.¹⁷ Evaluaron dos poblaciones de mujeres con edades de: 40 a 49 años y 50 a 64 años. En la determinación de las conversiones de DGM, Dance y colegas evaluaron en esos dos grupos

el tamaño de mama y glandularidad, pero no determinaron el espesor de la mama promedio o la glandularidad media de la mama de las dos poblaciones. En cambio, los autores expresaron que el grupo de 50 a 64 años de edad tenía mamas que se comprimieron en término medio de 4.5 a 5.0 cm de espesor con un glandularidad asociada de 41% a 33%.

Maskarinec y Meng, 2000. Maskarinec y Meng llevaron a cabo un estudio casos-control que evaluaron una población con cáncer de mama en Hawaii para determinar correlación entre la densidad de la mama y riesgo de cáncer.¹⁹ Los autores reportaron que Hawaii tiene una población única que esta compuesta por partes iguales de Hawaiano nativo, Chino, Japonés, Filipino y Caucásico. Los autores evaluaron la glandularidad por un método de planimetría de área digitalizada (porcentaje de área densa). El tamaño de la población control fue de 647 sujetos y fue seleccionada para coincidir la edad, raza, glandularidad, espesor de mama y varios parámetros más de cáncer de mama. Los autores determinaron que el espesor medio de la mama comprimida fue 3.13 ± 1.45 cm con una glandularidad de $26.8 \pm 16.5\%$.

Rosenberg y colegas, 2001. Rosenberg y colegas evaluaron un método para capturar los parámetros de la unidad de mamografía en procedimientos rutinarios de mamografía en Nuevo México.²⁰ Evaluaron a 2738 pacientes con 13 621 radiografías en el que glandularidad fue basado en la ecuación determinadas Dance y colaboradores.¹³ Determinaron que el espesor medio de la mama comprimida fue 4.9 ± 1.3 cm, con un glandularidad de la mama de $42.9 \pm 21\%$.

Kruger y Schuler, 2001. Kruger y Schuler hicieron un muestreo de la dosis glandular media en mujeres que acudieron a su institución en Minnesota.²¹ Evaluaron a 6 006 pacientes con 24 471 mamografías; la distribución de la edad no fue especificada. Concluyeron que el espesor medio de la mama fue de 5.1 ± 1.3 cm, con un 28% glandularidad.

Fife, 1990. El concepto innovador de este estudio por Fife es que midió la mama, no solamente el espesor comprimido, sino también el ancho y el largo comprimida, dando una completa visión más completa para desarrollar verdaderos maniqués poblacionales.²² El autor evaluó demográficamente la población de sus paciente (216 pacientes) y determinaron que el promedio de mama comprimida fue de 5.2 ± 1.1 cm, con un ancho comprimida de 8.1 ± 2.1 cm y un largo de 18 ± 2.4 cm. Los autores definieron el ancho de la mama a la distancia medida de la radiografía a lo largo de la axila hasta el esternón y el largo es la distancia de la pared del pecho a la areola. Los autores no indicaron la medida de la presión de compresión usada para sus medidas de espesores comprimidos.

VII. VARIACIONES ANTROPOMÉTRICAS EN MAMOGRAFÍA

La adopción de maniqués estandarizados para evaluar la calidad de la imagen y dosis de radiación de unidades de la mamografía ha mejorado considerablemente en la mamografía de tamizaje.^{23,24,25-30} Pero el uso generalizado de esos maniqués no toma en cuenta las variaciones de glandularidad y geometría de la mama de la población específica estudiada.

Un maniqué requiere de tejido equivalente y la geometría anatómica correcta de la población estudiada para usarse correctamente en la determinación de dosis individual en la práctica clínica. La equivalencia del tejido asegura que las características radiológicas son semejantes a los tejidos de interés en los pacientes. La geometría anatómica juega un papel

importante en las características de dispersión del tejido expuesto, que contribuye directamente a la dosis absorbida.³¹

La composición del tejido compilado en las publicaciones ICRU reportes 44 y 46 que presentan anexos de datos publicados para todos los tejidos en el cuerpo humano.^{32,33} Sin embargo no existe una publicación equivalente para las geometrías anatómicas radiológicas para la mamografía. Numerosos estudios en la mamografía han restringido sus resultados a las mediciones en poblaciones específicas para determinar el espesor promedio de la mama comprimida (4.9 a 5.7 cm) y porcentaje de glandularidad de la mama (34 a 47%).^{5,18,20,21,34-36,37,38,39}

Los estudios poblacionales proporcionan datos demográficos de variaciones anatómicas que son necesarias para el diseño y fabricación real de los maniqués para dosimetría en mamografía.

Estudios hechos en poblaciones indican que la glandularidad decrece conforme aumenta la presión de compresión y por consiguiente la tendencia de la población se reflejaría en una decreciente categoría de densidad de BI-RADS.^{18,40} La presión de compresión durante una mamografía es muy dependiente del entrenamiento y experiencia del técnico de mamografía. El último factor empleado para evaluar la categoría de densidad BI-RADS asignados fue la edad y estudios previos han mostrado una disminución de glandularidad con la edad.³⁹ Este tipo de variación entre las distribuciones de categorías de densidad (para el radiólogo) se ha informado previamente como resultado de las diferencias en su educación y profesional y experiencia.^{41,42}

La presión de compresión recomendada es de (11 a 22 kg), las mediciones de la escala en la unidad de mamografía debe ser reproducible dentro de 2 mm y exacto a 5 mm para el espesor de la mama comprimida de 1 a 8 cm.⁴³ Las diferencias en el espesor entre las proyecciones CC y MLO puede atribuirse directamente a músculo pectoral que es incluido en la proyección MLO y queda excluido en la proyección CC.

El posicionamiento del CAE (Control Automático de Exposición) bajo el tejido más denso asegura la calidad de la imagen y apropiada para la detectabilidad del lesiones. El impacto directo de seleccionar la posición apropiada de la fotocelda de CAE es la posible reducción placas repetidas para nuevos pacientes.

VIII. MANIQUÍ PARA MEDIR LOS INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN

Dosimetría de mama

Para mediciones de la dosis, el FDA y el ACR usan un maniquí que se desarrolló inicialmente para el ACR, para evaluar dosis y calidad de la imagen con el mismo objeto de la prueba. El actual maniquí del ACR que se usa como una "mama promedio" en los Estados Unidos está compuesto de un bloque de acrílico de 4.2 cm de espesor que tiene un inserto de cera. El maniquí fue diseñado para simular la respuesta del sistema automático de exposición de una mama comprimida de un espesor de 4.2 con una composición de 50% tejido glandular. La cera inserta contiene objetos para evaluar la calidad de la imagen, figura 4.

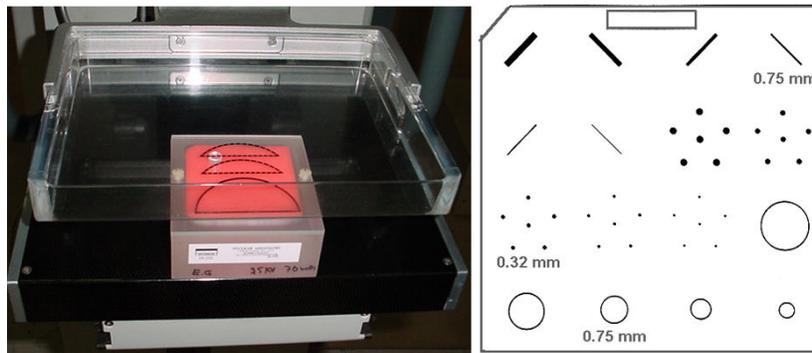


Figura 4. El maniquí del ACR

Debido a las variaciones en el tamaño de la mama y las composiciones individuales, el maniquí del ACR no representa adecuadamente la composición de la mama en la población mexicana en mamografía de tamizaje, no existen estudios previos en México de las composiciones individuales de la mama, motivo por el cual se usa el maniquí del ACR para comparación de la dosis glandular media en las diferentes unidades de mamografía y no como una medida del riesgo en el tejido por la dosis absorbida.

Pero la mejor manera de determinar la dosis glandular media para una población, se necesita un método reproducible que determine la dosis absorbida al tejido glandular como originalmente sugirió Hammerstein y colegas, la dosis glandular media es la cantidad dosimétrica actual que mejor cuantifica la energía depositada en el tejido glandular de la mama.^{3,44}

La dosis glandular media (DGM) es determinada del producto del promedio de la dosis glandular por unidad de exposición a la entrada de la piel (X_{ese}), ecuación (6) y figura 5. La D_{gN} es una función del espectro incidente, espesor de la mama comprimida (t_b), y el contenido fibroglandular de la mama (G). El espectro de rayos X es caracterizado por la capa hemirreductora (CHR), que a su vez, es una función de los materiales del blanco/filtro (T/F) y la tensión del tubo (kVp).

$$D_g = D_{gN}(G, CHR, t_b, T / F, kVp) \cdot X_{ese} \quad (6)$$

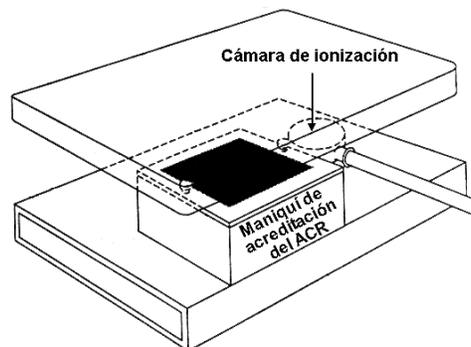


Figura 5. Medición de la exposición para determinar la DGM.

Factores que afectan la dosis glandular media (DGM)¹

1. Espesor y composición de la mama.
2. Parámetros de exposición de la mama, kVp y mAs.
3. Compresión de la mama. Una compresión menor da como resultado una dosis mayor.
4. Densidad óptica media de referencia en la imagen mamográfica. Al aumentar la densidad óptica media, se incrementa la dosis.
5. Material del ánodo de la combinación Blanco/filtro: Molibdeno, tungsteno, Rodio.
6. Calidad del haz de rayos X (CHR).
7. Combinación pantalla-película. Eficiencia de la pantalla-película para producir una imagen, una baja eficiencia implica una dosis mayor.
8. Procesado de la imagen latente. Al cambiar la temperatura del revelador y/o los tiempos de procesado afectan significativamente el contraste y la densidad óptica media, dando lugar a cambios en las dosis.

Evaluación de los indicadores de calidad de Imagen⁴³

Como parte de un programa de garantía de calidad deben llevarse a cabo las mediciones de *calidad de imagen* del Servicio de Mamografía.

1. *Pruebas del control de calidad diarias del procesador.* Los procesadores de película deberán estar calibrados y en buenas condiciones de mantenimiento general para procesar películas de uso específico en mamografía. Las pruebas de desempeño del procesador deben realizarse todos los días antes de empezar a procesar cualquier película de ese día. Las pruebas incluirán la evaluación del velo neto, densidad óptica media y diferencia de densidades, usando películas de mamografía que usa comúnmente el servicio de mamografía. Estas pruebas son para asegurar la reproducibilidad diaria del contraste en las imágenes.

2. *Pruebas de calidad de imagen semanales.* Los servicios de mamografía con sistema película-pantalla (chasis) deben evaluar la calidad de imagen usando las imágenes obtenidas del maniquí de acreditación del ACR semanalmente. Los indicadores de calidad que se determinan en estas pruebas son: densidad óptica media, contraste (diferencia de densidades), número de objetos observados (resolución-contraste) y ruido.

Las pruebas se realizarán usando una exposición con el maniquí del ACR usando el CAE (Control Automático de Exposición), semi-CAE o en técnica manual en condiciones clínicas. Las pruebas de calidad de imagen a realizar son:

- i) Verificar que la densidad óptica del valor de referencia en la película a 4 cm de la pared costal y al centro de la imagen del maniquí no cambiará por más de ± 0.20 . La densidad óptica media de referencia actual recomendada es 1.7 o mayor (base más velo incluido).
- ii) Verificar que el número de objetos que se pueden visualizar en la imagen del maniquí es el mínimo establecido que son 4 fibras, 3 grupos y 3 masas, equivalente a un puntaje = 10, (figura 6).

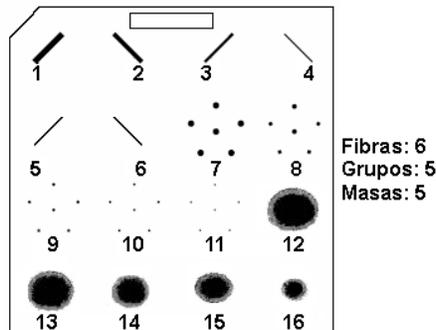


Figura 6. Objetos dentro del maniquí del ACR, puntaje total =16.

- iii) Verificar que la diferencia de densidad entre el fondo del maniquí y un objeto de prueba agregado (disco de acrílico) para evaluar el contraste de la imagen, no variará por más de ± 0.05 del valor de referencia, el valor de referencia recomendado es ≥ 0.5 .
- iv) Verificar que la imagen no tenga artefactos/ruido.

IX. REFERENCIAS

1. Gaona E., Física de la Radiología y Seguridad Radiológica, Distribuidora y Editora Mexicana, S.A. de C.V., México, 2006.
2. M. Frankenberg-Schwager, I. Garg, D. Fran-Kenberg, B. Greve, E. Severin, D. Uthe, and W. Gohde, "Mutagenicity of low-filtered 30 kVp X-rays, mammography X-rays and conventional X-rays in cultured mammalian cells," Int J Radiat Biol 78, 781-9, 2002.
3. National Council on Radiation Protection and Measurements., Mammography, recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP, Washington, D.C., 1980.
4. G. Hammerstein, D. Miller, D. White, M. Masterson, H. Woodard, and J. Laughlin, "Absorbed radiation dose in mammography," Radiology 130, 485-491, 1979.
5. D. R. Dance, C. L. Skinner, and G. Alm Carlsson, "Breast dosimetry," Applied radiation and isotopes: including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry, and medicine 50, 185, 1999.
6. P. C. Johns, and M. J. Yaffe, "X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues," Physics in medicine and biology 32, 675-95, 1987.
7. D. R. White, R. J. Martin, and R. Darlison, "Epoxy resin based tissue substitutes," The British journal of radiology 50, 814-21, 1977.

8. G. Hammerstein, D. Miller, D. White, M. Masterson, H. Woodard, and J. Laughlin, "Absorbed radiation dose in mammography," *Radiology* 130, 485-491, 1979.
9. National Council on Radiation Protection and Measurements., *Mammography--a user's guide: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements.* Corp Author(s): National Council on Radiation Protection and Measurements.; National Council on Radiation Protection and Measurements.; Scientific Committee 72 on Radiation Protection in Mammography, The Council, Bethesda, MD., 1987.
10. M. Rosenstein, L. W. Andersen, and G. G. Warner, *Handbook of Glandular Tissue Doses in Mammography*, Reprint 1987, Food and Drug Administration, Rockville, Maryland, 1985.
11. B. o. R. Health, *Symposium on Biological Effects, Imaging Techniques, and Dosimetry of Ionizing Radiations*, Rockville, Maryland, June 6-8, 1979, (U.S., Rockville, Md., 1980).
12. L. Stanton, T. Villafana, J. L. Day, and D. A. Lightfoot, "Dosage evaluation in mammography," *Radiology* 150, 577-584 (1984).
13. D. R. Dance, "Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose," *Physics in medicine and biology* 35, 1211-9, 1990.
14. S. J. Otto, "Initiation of population-based mammography screening in Dutch municipalities and effect on breast-cancer mortality," *The Lancet* 1411-1417, 2003.
15. X. Wu, G. Barnes, and D. Tucker, "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography," *Radiology* 179, 143-148, 1991.
16. X. Wu, E. L. Gingold, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, "Normalized Average Glandular Dose in Molybdenum Target-Rhodium Filter and Rhodium Target-Rhodium Filter Mammography," *Radiology* 193, 83, 1994.
17. D. R. Dance, C. L. Skinner, and G. Alm Carlsson, "Breast dosimetry," *Applied radiation and isotopes: including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry, and medicine* 50, 185, 1999.
18. R. A. Geise, and A. Palchevsky, "Composition of Mammographic Phantom Materials," *Radiology* 198, 347, 1996.
19. G. Maskarinec, and L. Meng, "A case-control study of mammographic densities in Hawaii," *Breast Cancer Res Treat* 63, 153-61, 2000.

20. R. D. Rosenberg, C. A. Kelsey, M. R. Williamson, J. D. Houston, and W. C. Hunt, "Computer-based collection of mammographic exposure data for quality assurance and dosimetry," *Medical physics* 28, 1546, 2001.
21. R. L. Kruger, and B. A. Schueler, "A survey of clinical factors and patient dose in mammography," *Medical physics* 28, 1449, 2001.
22. I. Fife, "The physical dimensions of the compressed breast," *Br J Radiol* 64, 73-4, 1991.
23. ACS, *Breast Cancer facts & figures 2003-2004*. Corp Author(s): American Cancer Society, American Cancer Society, Atlanta, GA, 2003.
24. B. H. Lerner, "'To see today with the eyes of tomorrow': A history of screening mammography," *Canadian bulletin of medical history = Bulletin canadien d'histoire de la medecine* 20, 299-321, 2003.
25. L. W. Bassett, "The regulation of mammography," *Semin Ultrasound CT MR* 17, 415-23, 1996.
26. R. H. Gold, "The evolution of mammography," *Radiol Clin North Am* 30, 1-19, 1992.
27. M. Segal, "Mammography Facilities Must Meet Quality Standards," *U.S. Food and Drug Administration Consumer Magazine* FDA 94-8284, 1994.
28. "Making Sense of the Mammography Controversy: What Women should Know," in *Committee on Health, education, labor, and pensions, United States Senate and Committee on Appropriations United States Senate*, edited by US Printing Office, 2002), pp. 109.
29. P. C. Gotzsche, and O. Olsen, "Is screening for breast cancer with mammography justifiable?" *The Lancet* 129-133, 2000.
30. A. B. Miller, T. To, C. J. Baines, and C. Wall, "Canadian National Breast Screening Study-2: 13-Year Results of a Randomized Trial in Women Aged 50-59 Years," *Journal of the National Cancer Institute* 92, no 18, 1490, 2000.
31. D. R. White, "The Design and Manufacture of Anthropomorphic Phantoms," *International Commission on Radiation Units and Measurements News* June, 4-14, 1992.
32. International Commission on Radiation Units and Measurements., *Photon, electron, proton, and neutron interaction data for body tissues*, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Md., U.S.A., 1992.
33. International Commission on Radiation Units and Measurements., *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Md., U.S.A., 1989.

34. N. Jamal, K. H. Ng, D. McLean, L. M. Looi, and F. Moosa, "Mammographic breast glandularity in Malaysian women: data derived from radiography," *AJR Am J Roentgenol* 182, 713-7, 2004.
35. A. Burch, and D. A. Goodman, "A pilot survey of radiation doses received in the United Kingdom Breast Screening Programme," *Br J Radiol* 71, 517-27, 1998.
36. R. Klein, H. Aichinger, J. Dierker, J. T. Jansen, S. Joite-Barfuss, M. Sabel, R. Schulz-Wendtland, and J. Zoetelief, "Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients," *Phys Med Biol* 42, 651-71, 1997.
37. L. E. Wilkinson, J. C. Heggie, and P. N. Johnston, "An investigation into the impact of anatomical variation upon mean glandular dose produced within a standard breast," *Australas Phys Eng Sci Med* 22, 53-63, 1999.
38. J. M. Lewin, R. E. Hendrick, C. J. D'Orsi, P. K. Isaacs, L. J. Moss, A. Karellas, G. A. Sisney, C. C. Kuni, G. R. Cutter, H. Ulger, N. Erdogan, S. Kumanlioglu, and E. Unur, "Breast Imaging - Comparison of Full-Field Digital Mammography with Screen-Film Mammography for Cancer Detection: Results of 4,945 Paired Examinations," *Radiology* 218, 873, 2001.
39. J. C. Heggie, "Survey of doses in screening mammography," *Australas Phys Eng Sci Med* 19, 207-16, 1996.
40. J. R. Beckett, and C. J. Kotre, "Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography," *Phys Med Biol* 45, 801-13, 2000.
41. N. F. Boyd, B. O'Sullivan, J. E. Campbell, E. Fishell, I. Simor, G. Cooke, and T. Germanson, "Mammographic signs as risk factors for breast cancer," *Br J Cancer* 45, 185-93, 1982.
42. M. R. Hersh, "Imaging the dense breast" *Applied radiology* 33, 22, 2004.
43. ACR, Mammography quality control manual: radiologist's section, clinical image quality, radiologic technologist's section, medical physicist's section Corp Author(s): American College of Radiology. Committee on Quality Assurance in Mammography, Rev. (American College of Radiology, Reston, VA, 1891 Preston White Drive, Reston, 20191-4397, 1999.
44. National Council on Radiation Protection and Measurements., Mammography, recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP, Washington, D.C., 1980.

CAPITULO 4

INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN EN MAMOGRAFÍA ANALÓGICA

I. INTRODUCCIÓN

En los países desarrollados como en Estados Unidos para disminuir la morbilidad y mortalidad por cáncer de mama han tenido que obligar a los servicios de mamografía, proveedores y equipamiento a incluirse en los procesos de certificación. El cáncer de mama no hace ninguna diferencia si la mujer vive en un país desarrollado o en desarrollo, entonces para disminuir la morbilidad y mortalidad por cáncer de mama solo queda un camino que es la certificación en los términos citados anteriormente, quedando incluido la optimización de los indicadores de calidad de imagen (contraste, resolución, densidad óptica media, ruido y dosis). La mamografía analógica también conocida como sistema de mamografía de película-pantalla.

El objetivo fundamental de la mamografía es proporcionar contraste entre una lesión que posiblemente este residiendo dentro de la mama y el tejido circundante normal, tiene como propósito también el diagnóstico temprano de cáncer de mama con alta probabilidad de éxito basado en una imagen radiológica que incluye todo el tejido mamario y que debe tener cinco cualidades: densidad óptica media, contraste, resolución, dosis y ausencia de ruido que conforman los indicadores de calidad de imagen y que son motivo de auditoria.^{1,2,3}

El control de la calidad (CC) es esencial para mantener óptimamente el contraste del sistema de mamografía e incorpora pruebas que son relevantes en que son predictivas de la degradación futura de la calidad de la imagen. Estas pruebas deberán hacerse con cierta frecuencia que permitan interceptar la mayoría de los problemas que afectan la calidad de imagen antes que afecten la calidad de imagen. Sin embargo, el CC involucra costos adicionales debido al recurso humano, equipamiento y al tiempo usado para realizar las pruebas en los equipos que participan en el proceso de la mamografía.

El objetivo del CC es asegurar que la densidad óptica de la película, el contraste, la uniformidad, la resolución y el ruido debido al sistema de rayos X y al sistema de procesado de la imagen se mantengan en los niveles óptimos debido a que los elementos de la calidad de imagen son susceptibles de cambios repentinos.

¿Porque calidad de imagen? La figura 1 representa las imágenes del tejido mamario de una mujer realizadas en dos servicios de mamografía diferentes con un intervalo de 10 días.

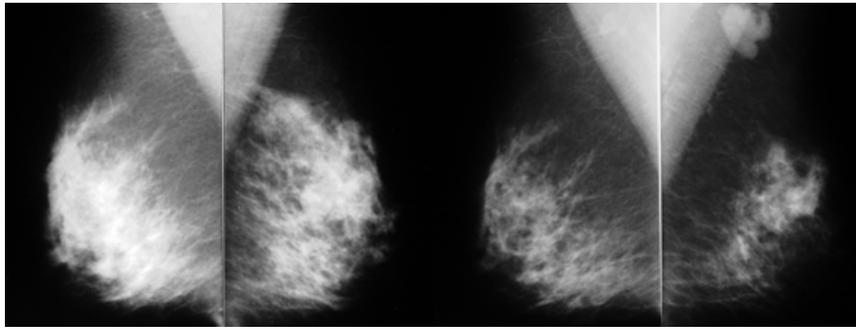


Figura 1. Estudios radiológicos de una misma mujer en servicios de mamografía diferentes con un intervalo de 10 días entre ambos.

La falta de calidad de la imagen puede originar: una menor tasa de detección de cáncer y mayor tasa de morbilidad y mortalidad, poca confianza en el estudio mamográfico, una tasa mayor de repetición de mamografías con dosis adicionales a mama, un deterioro psicológico mayor, incremento en el número de biopsias solicitadas, estudios adicionales de exploración de mama como ultrasonido, resonancia o medicina nuclear, y un costo elevado de diagnóstico más los costos de tratamiento por haber fallado en la detección temprana de cáncer.²

La interpretación de una mamografía de alta calidad que resulta de un programa de garantía de calidad es la que tiene la posibilidad de disminuir la morbilidad y mortalidad del cáncer de mama en México que representa la segunda causa de muerte en la mujer mexicana por cáncer y en algunos Estados de la República Mexicana ocupa ya el primer lugar.^{2,4}

Este estudio tiene como propósito en su primera fase describir los resultados de un muestreo del control de calidad de la imagen de 62 Servicios de Mamografía sin programa de control de calidad ubicados en diferentes estados de la República Mexicana y comparar sus resultados con los obtenidos en el Servicios de Mamografía de referencia del Hospital General “Dr. Manuel Gea González”, cuyo programa de control de calidad se implantó hace dos años basado en los protocolos de la Administración de Drogas y Alimentos (FDA) y del Colegio Americano de Radiología (ACR).^{1,5}

El maniquí recomendado por el ACR es idóneo de evaluar los indicadores de calidad de imagen y la figura 2 ilustra la imagen del maniquí donde se pueden visualizar en mayor o menor detalle fibras, grupos de microcalcificaciones y masas. La densidad óptica media se mide en C y el contraste (diferencia de densidades ópticas) se determina midiendo la densidad óptica en B menos la densidad óptica en A con la ayuda de un densitómetro y disco de acrílico centrado en A sobre el maniquí (Figura 2).

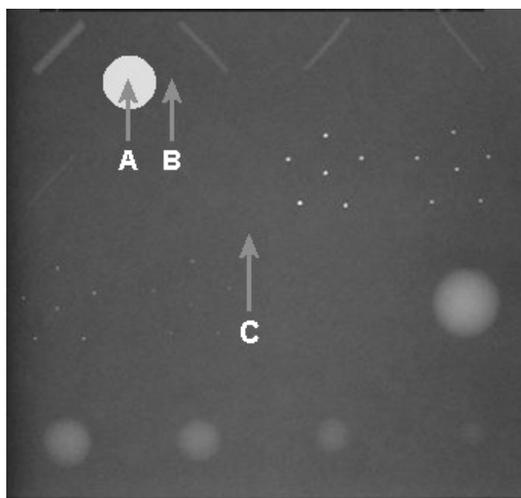


Figura 2. Imagen Radiológica del maniquí del ACR

La uniformidad de la densidad óptica en la imagen se evalúa midiendo la diferencia de la densidad óptica máxima y mínima que no debe ser mayor a 0.3.⁶ La resolución se mide en la imagen del maniquí observando con nitidez al menos tres grupos de microcalcificaciones. La imagen debe observarse libre de artefactos, suciedad y cualquier forma de ruido que pueda interferir con la interpretación de la imagen.

II. MATERIALES Y MÉTODOS PRIMERA FASE

En el muestreo participaron 62 Servicios de Mamografía sin programa de control de calidad ubicados en diferentes estados de la república mexicana pertenecientes a instituciones públicas y privadas más el departamento de mamografía del Hospital General “Dr. Manuel Gea González” de referencia. En el muestreo se realizó en un período de dos años finalizando en 2005 y consistió entre otros parámetros la evaluación de los indicadores de calidad de imagen como: densidad óptica media, contraste, resolución y ruido empleando el maniquí recomendado por ACR, incluye la exactitud y reproducibilidad de los kVp, dosis glandular media, capa hemirreductora y fuerza de compresión. La evaluación de cada uno de los Servicios de Mamografía se realizó en una sola visita en el periodo de dos años. Los equipos usados para medir los diferentes parámetros interés tienen certificados de calibración aceptados por la Secretaría de Salud.

En el Hospital General “Dr. Manuel Gea González”, durante dos años (1984-1985) se implantó un programa de control de calidad empleando los siguientes equipos y materiales: unidad de mastografía marca Giotto con la combinación blanco/filtro de Mo/Mo, maniquí de mamografía RMI, procesador automático de películas marca Protec Compact 2, película Kodak Min-R 2000, sensitómetro, densitómetro y báscula marca RMI, la temperatura y tiempo de procesado de la película fueron de $32^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ y de 180 segundos $\pm 2\%$. Los parámetros establecidos para la película revelada como parte de la prueba de densitometría fueron: velo neto = $0.20 + 0.03$, índice de sensibilidad = 1.25 ± 0.15 e índice de contraste = 1.90 ± 0.15 . Las mediciones de los indicadores de calidad de imagen medidos en la imagen del maniquí del ACR fueron: densidad óptica media de

referencia de 1.35 a 1.70 y el contraste (diferencia de densidades) de referencia fue de 0.35 a 0.55.

Los parámetros de referencia cumplen con las recomendaciones del FDA y ACR^{1,5}. Las variables de exposición y procesado de la película se evaluaron en promedios mensuales que incluyeron mediciones diarias y semanales. La capa hemirreductora medida del haz de rayos X fue de 0.34 mm Al y la fuerza de compresión de referencia fue de 19 kg.

III. RESULTADOS

En el muestreo de los 62 Servicios de Mamografía participaron equipos de mamografía de diferentes marcas (Figura 3). Durante el muestreo se recomendó el retiro del servicio de 8 equipos de mamografía que ya no eran útiles para mamografía que representaron el 11% de los equipos participantes. Se encontró que 22 (35%) equipos de mamografía tienen exposición semi-automática.

Los equipos de rayos X participantes tenían generadores de rayos X de alta frecuencia que le permitieron a la mayoría de ellos que la exactitud (Figura 4a) y la reproducibilidad de los kVp (Figura 4b) se conserven dentro de los límites que establece la norma de $\pm 5\%$ y de $\pm 2\%$. Los puntos focales medidos en promedio fueron de 0.3 mm y 0.1 mm para puntos focales grueso y fino.

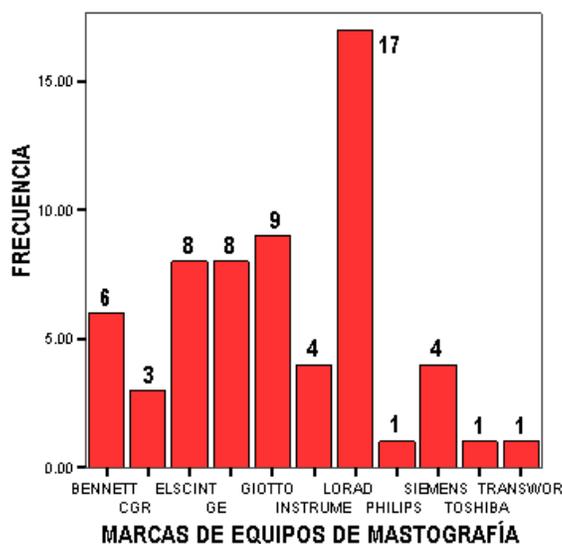


Figura 3. Equipos de mastografía participantes en el muestreo.

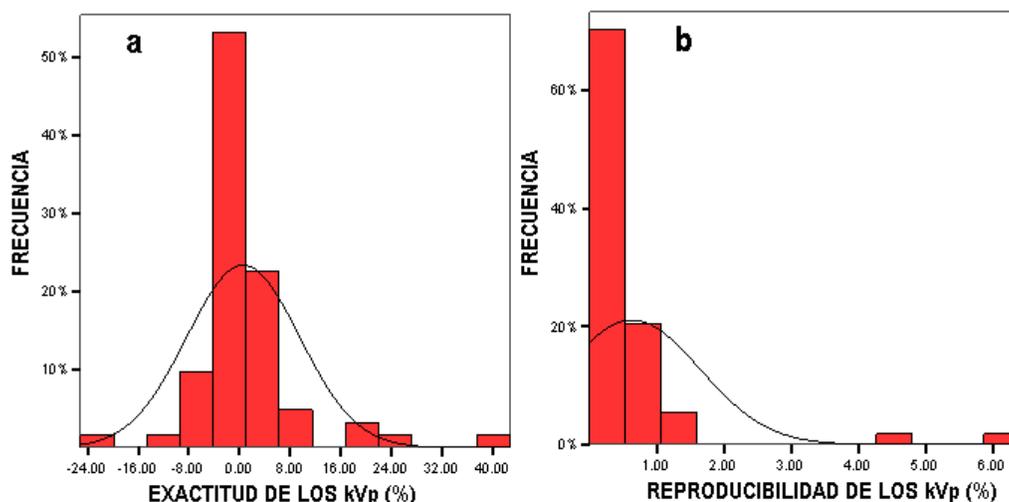


Figura 4. Distribución de frecuencias de las mediciones de la exactitud y reproducibilidad de los kVp.

La calidad de imagen en términos de densidad óptica media, contraste, uniformidad, resolución y ruido se evaluó usando las imágenes obtenidas con el maniquí con películas proporcionadas por los Servicios de Mamografía. La exposición fue con técnica automática o semiautomática y el revelado de las imágenes se hizo con los equipos instalados en los diferentes Servicios de Mamografía participantes.

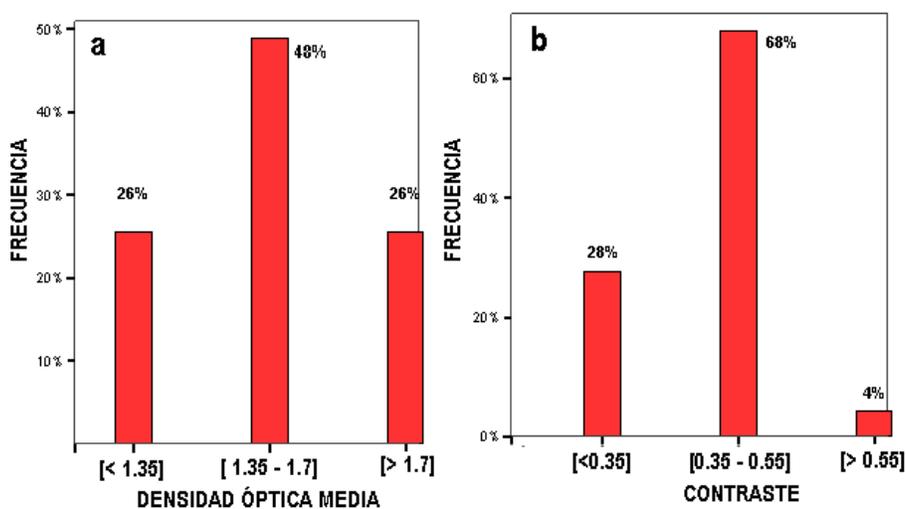


Figura 5. Mediciones en las imágenes del maniquí de: a) distribución de la densidad óptica media, b) distribución de valores de contraste.

Una vez analizadas las imágenes del maniquí se encuentra que el 48% de los servicios de mamografía lograron una densidad óptica media en el intervalo de 1.35 a 1.70 (Figura 5a), así mismo el 68% de las imágenes tuvieron valores de contraste en el intervalo de 0.35 a 0.55 (Figura 5b). El 73% de los Servicios de Mamografía presentaron imágenes

con artefactos que interferían con la interpretación. El 71% logró obtener el puntaje mínimo del número de objetos visualizados en la imagen del maniquí que fueron 4 fibras, 3 grupos y 3 masas sin considerar la presencia de artefactos. En el 28% de los Servicios de Mamografía participantes la uniformidad de la densidad óptica en la imagen estuvo fuera del valor de referencia de la norma.⁶

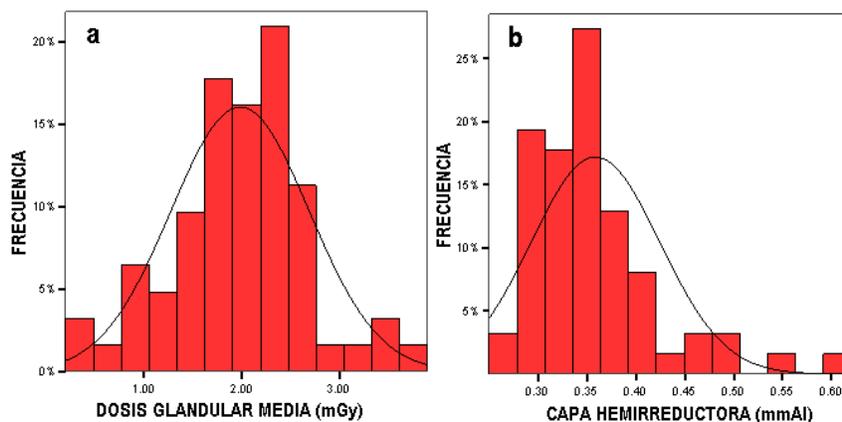


Figura 6. a) distribución de valores de dosis glandular media, b) distribución de valores de capa hemirreductora.

En la mayoría de los Servicios de Mamografía la dosis glandular media medida estuvo dentro del límite de los 3 mGy (Figura 6a).⁶ Similarmente la mayor frecuencia de las mediciones de la capa hemirreductora de los haces de rayos X se mantuvieron dentro de los límites aceptables de 0.30 a 0.45 mm Al para conservar el contraste de la imagen (Figura 6b).

Los valores medidos mas frecuentes de la fuerza de compresión automática de la mama estuvieron por debajo de los 17 kg. (Figura 7). Una compresión adecuada de la mama (\approx 17-19 kg.) tiene las siguientes consideraciones: a) extender los tejidos mamarios b) reducir el espesor de la mama, c) minimizar los tiempos de exposición, d) menor atenuación del haz útil, e) disminuir la radiación dispersa, f) mayor contraste, debido a la baja de los kV como consecuencia de la reducción del espesor, g) aumentar la resolución espacial, h) disminuir la posibilidad de movimiento de la paciente y por tanto la borrosidad cinética, i) mejorar la visualización de estructuras internas al reducir la superposición de estructuras y j) optimizar la dosis glandular media.²

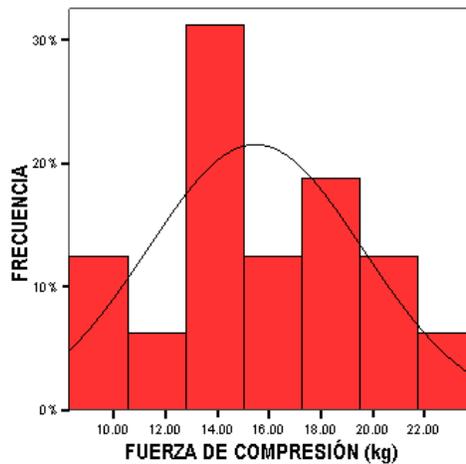


Figura 7. Distribución de frecuencias de los niveles de compresión automática de la mama.

En el programa del Hospital General “Dr. Manuel Gea González”. Los elementos de calidad de imagen fueron evaluados también con las imágenes del maniquí cuyos resultados generales de los 22 meses son: el promedio general de densidad óptica media fue 1.5 y el promedio general de contraste fue 0.39 (Tabla 1). El número de objetos visualizados en las imágenes del maniquí fueron constantes, es decir, 4 fibras, 3 grupos y 4 masas que están dentro del intervalo de referencia y cumplen con las recomendaciones del ACR, así mismo, se hallaron artefactos en el 14% de las imágenes que interferían con la interpretación.

| PARÁMETROS | N* | Promedio general | Error estándar | Desviación estándar |
|--|-----|------------------|----------------|---------------------|
| Densidad óptica media, | 104 | 1.50 | 0.0138 | 0.14119 |
| Contraste (diferencia de densidades ópticas) | 104 | 0.39 | 0.0071 | 0.07213 |

* Total de mediciones

El control automático de exposición del equipo de mastografía mantuvo casi constantes la exposiciones del maniquí en 26 kVp y de 59 a 60 mAs. Las mediciones de la dosis glandular media por proyección estuvieron en el intervalo de 1.8 a 2.1 mGy y cumplen con la norma.⁶ La figura 8 ilustra las variaciones y comparaciones mes a mes de los promedios de la densidad óptica media y de contraste. El 86% de las imágenes tuvieron una uniformidad de la densidad óptica dentro del valor de referencia.

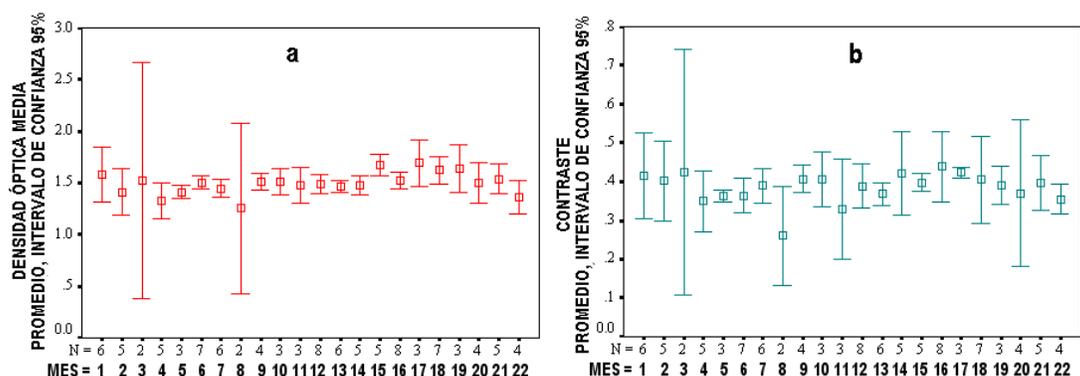


Figura 8. Variaciones de los promedios con un intervalo de confianza del 95% de: a) la densidad óptica media y b) contraste. En la gráfica N representa el número de mediciones en cada mes.

El procesador de películas además de ser una fuente potencial de artefactos en la imagen de mamografía es capaz debido a un funcionamiento no adecuado de reducir el contraste de la imagen y la falta de reproducibilidad de la densidad óptica media de la imagen, motivo por el cual es necesario implantar un programa de control de calidad en el procesador que incluye la sensitometría y densitometría para asegurar la reproducibilidad del contraste y de la densidad óptica media de la imágenes dentro de los intervalos de referencia.⁷

La densitometría de la película revelada da como resultado varios índices (tabla 2) cuyas variaciones puede llegar a afectar el contraste de la imagen y la reproducibilidad de la densidad óptica media. Los resultados promedios generales de la densitometría del control de calidad del procesador son: índice de sensibilidad = 1.30 y el índice de contraste = 1.95 cuyos valores están dentro del intervalo de referencia establecido por el programa de control de calidad (tabla 2).

| Tabla 2. Índices obtenidos en el control de calidad del procesador. | | | | |
|---|-----|------------------|----------------|---------------------|
| ÍNDICES | N* | Promedio general | Error estándar | Desviación estándar |
| Índice de Sensibilidad | 104 | 1.30 | 0.0113 | 0.11574 |
| Índice de contraste | 104 | 1.95 | 0.0130 | 0.13210 |
| Índice de velo neto | 104 | 0.21 | 0.0011 | 0.01139 |
| Índice de densidad óptica máxima | 104 | 4.15 | 0.0147 | 0.15041 |
| Índice de gradiente promedio | 104 | 3.01 | 0.0147 | 0.14988 |
| Índice de gamma | 104 | 3.18 | 0.0310 | 0.31611 |

* Total de mediciones

Los índices que presentan una mayor estabilidad durante el proceso de revelado son los índices gradiente promedio y el gamma.⁸ Sin embargo estos índices no tuvieron correlación con la densidad óptica media y el contraste de las imágenes de mamografía. La figura 9 muestra las variaciones de los promedios de los índices de sensibilidad y contraste que resultan de la sensitometría-densitometría de la película revelada.

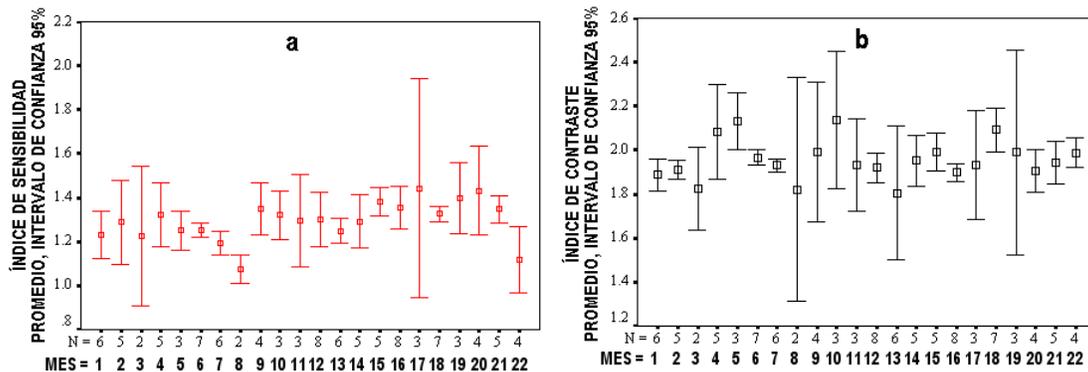


Figura 9. Variaciones de los promedios con un intervalo de confianza del 95% de: a) índice de sensibilidad y b) índice contraste. En la gráfica N representa el número de mediciones en cada mes.

Las pruebas de asociación entre la densidad óptica media, contraste e índice de sensibilidad mostraron algún grado de correlación: coeficiente de correlación de $r = 0.73$ entre el contraste de la imagen y el índice de sensibilidad de la película, de $r = 0.73$ entre la densidad óptica media en la película y el índice de sensibilidad de la película y de $r = 0.79$ entre el contraste de la imagen y la densidad óptica media. Las variaciones del índice de sensibilidad afecta tanto a la densidad óptica media como el contraste de la imagen. Así mismo, de las relaciones de asociación las variaciones de la densidad óptica media alteran el contraste de la imagen.

IV. OPTIMIZACIÓN DE LOS INDICADORES DE IMAGEN

Después de tener los resultados del muestreo de los Servicios de Mamografía, tuvimos una clara visión exploratoria de la situación de la mamografía en México. Los resultados de interés para nosotros fueron las tendencias de los indicadores de calidad de imagen y con base en ellos, establecíamos nuevos parámetros que permitieran la optimización de los indicadores de calidad de la imagen mamográfica, que dio origen a la segunda fase del estudio que describiremos a continuación.

V. MATERIALES Y MÉTODOS SEGUNDA FASE

Se implanta un programa nuevo de control de calidad en su segunda fase en el Hospital General “Dr. Manuel Gea González” a finales del año 2005.

Los equipos usados fueron: unidad de mastografía marca Giotto, maniquí de mamografía RMI, procesador automático de películas marca Agfa modelo Classic EOS, película nueva Agfa C-plus, sensitómetro, densitómetro, negatoscopio (3300 nit), la temperatura de procesamiento de la película fue de $34^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ y con tiempo de recorrido de $180 \text{ s} \pm 2\%$. Los parámetros de sensitometría para la película revelada fueron: velo neto = $0.20 + 0.03$, índice de sensibilidad = 0.60 ± 0.15 e índice de contraste = 1.90 ± 0.15 .

Los indicadores de la calidad de imagen como la densidad óptica media (C), contraste (B-A) fueron medidos con un densitómetro (figura 10), el número de objetos

fueron contados (fibras, grupos y masas) y la dosis glandular media determinada con el sistema de dosimetría de la figura 10.

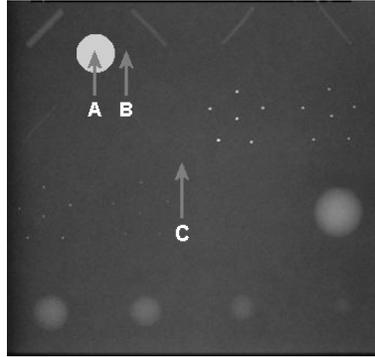


Figura 10. Imagen del maniquí del ACR.

La dosis glandular media (DGM) es determinada del producto del promedio de la dosis glandular por unidad de exposición a la entrada de la piel (X_{ese}), ecuación (1) y figura 11. La D_{gN} es una función del espectro incidente, espesor de la mama comprimida (t_b), y el contenido fibroglandular de la mama (G). El espectro de rayos X es caracterizado por la capa hemirreductora (CHR), que a su vez, es una función de los materiales del blanco/filtro (T/F) y la tensión del tubo (kVp). Fue usado un sistema de dosimetría marca Keithley con cámara de ionización con trazabilidad NIST (figura 11).

$$D_g = D_{gN}(G, CHR, t_b, T / F, kVp) \cdot X_{ese} \quad (1)$$

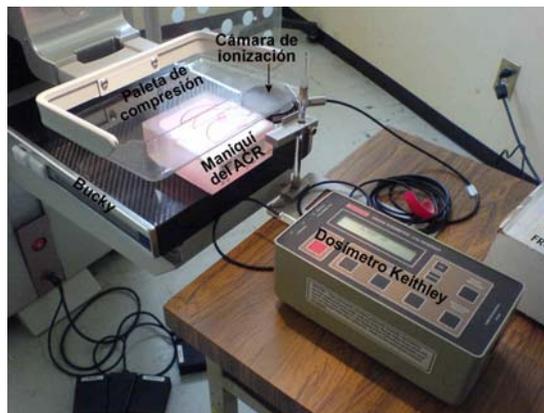


Figura 11. Medición de la exposición (kerma aire) para determinar la DGM.

Para calcular la D_{gN} es necesario conocer la CHR de los tubos de rayos X de la unidad de mamografía del hospital. El arreglo experimental para medir la CHR se ilustra en la figura 12, donde se registra con el dosímetro la exposición para 30 kVp y 150 mAs sin filtros en el haz de rayos X y en la segunda medición con los mismos parámetros de exposición se coloca un filtro de aluminio de 2 mm de espesor, se realiza una tercera exposición con un filtro de aluminio de 3 mm de espesor y se procede a calcular la CHR, para el hospital fue de 0.39 mm Al.

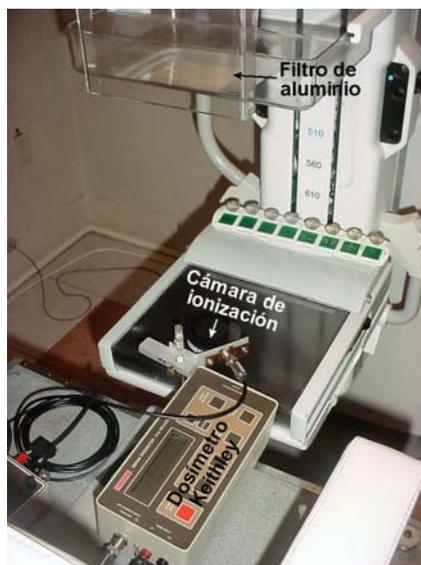


Figura 12. Medición de la capa hemirreductora (CHR).

Una vez que se tiene el kerma aire (exposición) medido por la cámara de ionización, la CHR calculada y los kVp, se puede determinar el factor de conversión D_{gN} de la tabla 3 y la dosis glandular media se calcula con la ecuación (1).

Tabla 3. Dosis glandular media en mrad para una exposición de entrada de 1R para un espesor de mama de 4.2 cm para una composición de mama de 50% adiposo y 50%. Para una combinación blanco filtro de Mo/Mo.
De: ACR, Mammography Quality Control Manual, 1999.

| CHR | KVp | | | | | | | | | | | Blanco/ filtro |
|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-------------------|
| | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 33 | W/AI |
| 0.23 | 116 | | | | | | | | | | | |
| 0.24 | 121 | 124 | | | | | | | | | | |
| 0.25 | 126 | 129 | 131 | | | | | | | | | |
| 0.26 | 130 | 133 | 135 | 138 | | | | | | | | |
| 0.27 | 135 | 138 | 140 | 142 | 143 | | | | | | | |
| 0.28 | 140 | 142 | 144 | 146 | 147 | 149 | | | | | | |
| 0.29 | 144 | 146 | 148 | 150 | 151 | 153 | 154 | | | | | |
| 0.30 | 149 | 151 | 153 | 155 | 156 | 157 | 158 | 159 | | | | 170 |
| 0.31 | 154 | 156 | 157 | 159 | 160 | 161 | 162 | 163 | 164 | | | 175 |
| 0.32 | 158 | 160 | 162 | 163 | 164 | 166 | 167 | 168 | 168 | 170 | 171 | 180 |
| 0.33 | 163 | 165 | 166 | 168 | 169 | 170 | 171 | 173 | 173 | 174 | 175 | 185 |
| 0.34 | 168 | 170 | 171 | 172 | 173 | 174 | 175 | 176 | 177 | 178 | 179 | 190 |
| 0.35 | | 174 | 175 | 176 | 177 | 178 | 179 | 180 | 181 | 182 | 183 | 194 |
| 0.36 | | | 179 | 181 | 182 | 183 | 184 | 185 | 185 | 186 | 187 | 199 |
| 0.37 | | | | 185 | 186 | 187 | 188 | 189 | 190 | 191 | 191 | 204 |
| 0.38 | | | | | 190 | 191 | 192 | 193 | 194 | 195 | 195 | 208 |
| 0.39 | | | | | | 196 | 197 | 198 | 198 | 199 | 200 | 213 |
| 0.40 | | | | | | | 201 | 202 | 203 | 204 | 204 | 217 |
| 0.41 | | | | | | | | 206 | 207 | 208 | 208 | 221 |
| 0.42 | | | | | | | | | 211 | 212 | 212 | 225 |
| 0.43 | | | | | | | | | | 215 | 216 | 230 |
| 0.44 | | | | | | | | | | | 220 | 234 |
| 0.45 | | | | | | | | | | | | 238 |

VI. RESULTADOS

Conociendo de análisis previos que el contraste depende de la densidad óptica media dentro del intervalo de respuesta (dosis, DOM) lineal de la película, a mayor densidad óptica el contraste de la imagen aumenta. Se les pidió al médico radiólogo que empezara leer mamografía con densidades ópticas mayores hasta lograr una calidad óptima de la imagen para interpretación y con estos parámetros clínicos de exposición de la mama, se procedió a la exposición del maniquí del ACR en condiciones clínicas. Los parámetros clínico de exposición fueron controlados por el Control Automático de Exposición (CAE). Los parámetros fueron de 26 kV y de 70 a 75 mAs.

El incremento de los mAs aumentaría la densidad óptica media pero también habría incrementos en la dosis glandular media, pero el efecto global sería optimizar los indicadores de calidad de imagen para detectar/visualizar un número mayor de objetos en la imagen del maniquí cuyo efecto se trasladaría a las imágenes mamográficas con el posible aumento de la sensibilidad de la mamografía. Se puso en práctica clínica los nuevos valores de densidad óptica media obteniendo nuevos valores de contraste y se compararon con los resultados obtenidos en el año 2005. En el año 2005 la DOM fue de 1.50 ± 0.14 y en año 2007 la DOM fue de 1.94 ± 0.16 (figura 13).

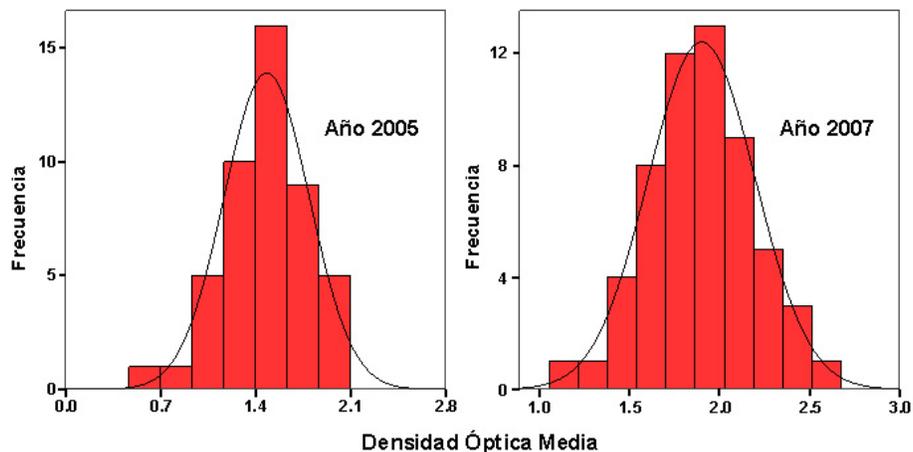


Figura 13. Comparación de la DOM de los años 2005 y 2007.

Los valores de contraste en el año 2005 fue de 0.38 ± 0.072 y en año 2007 el contraste fue de 0.59 ± 0.084 (figura 14). Los resultados para el año 2007 muestran un incremento importante del valor del contraste de la imagen y también mejora la resolución al detectar un número mayor de objetos en la imagen del maniquí.

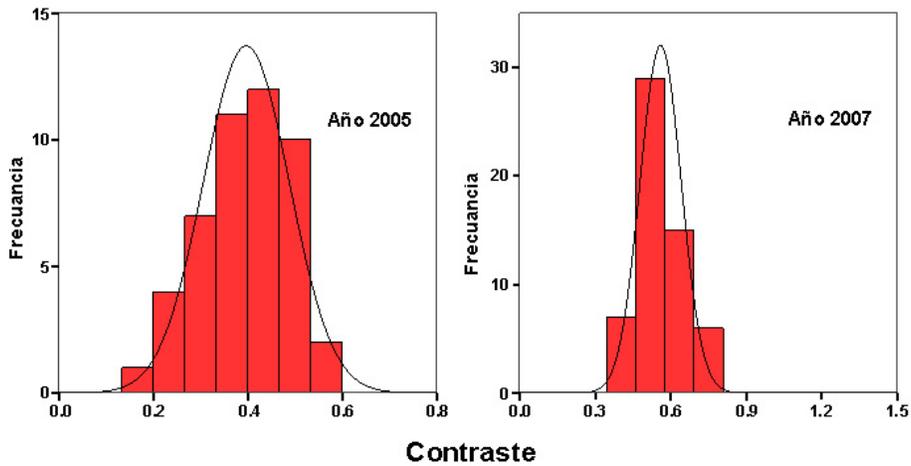


Figura 14. Comparación del contraste de los años 2005 y 2007.

Con el incremento de la DOM en el año 2007 dio como resultado un aumento del contraste de la imagen y se logra un número mayor de objetos visualizados en las imágenes del maniquí, evaluadas en conjunto con el médico radiólogo. El número de objetos que en promedio llegan a visualizarse en las imágenes fue de 12, en algunos casos 11 y 13. El ACR y FDA establecen un puntaje mínimo de 10 (número de objetos visualizados en las imágenes del maniquí), sin embargo los resultados obtenidos superan el protocolo del ACR (figura 15). El número de objetos visualizados en el año 2005 fue menor o igual a 10.

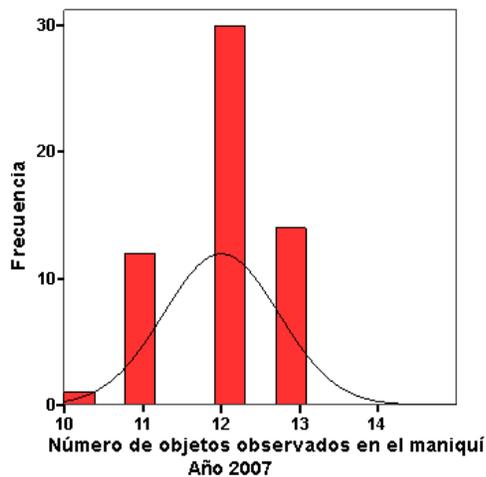


Figura 15. Número de objetos visualizados en las imágenes del maniquí del ACR.

La dosis glandular media también se incrementó como lo ilustra la figura 15, sin embargo los valores de dosis glandular media en el año 2007 están por debajo del límite de dosis establecido por la NOM-229-SSA1-2002. La dosis glandular media calculada no es una medida del riesgo a efectos de la radiación al tejido glandular de la mama debido a que no se tienen datos poblacionales de la composición de la mama en el tamizaje mamográfico en México.

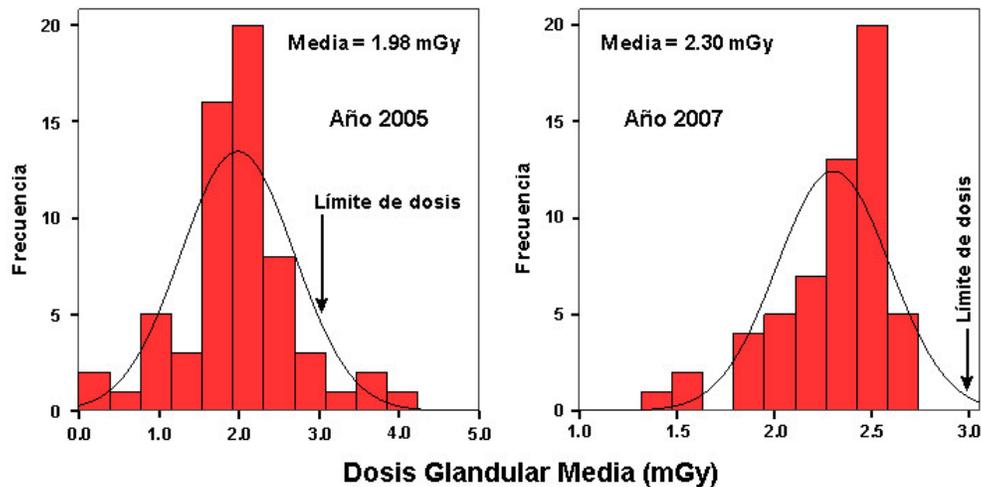


Figura 15. Comparación de valores de dosis glandular media de los años 2005 y 2007.

VII. CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Los resultados presentados en la primera fase del estudio muestran el estado general de la mamografía en México que no ayudaría mucho a reducir la morbilidad y mortalidad del cáncer de mama.

Los indicadores de calidad de imagen optimizados en este estudio actualmente están siendo utilizados en la práctica clínica logrando una calidad de imagen superior en las mamografías que tiene una mayor probabilidad de detectar precozmente lesiones en la mama que puedan convertirse en cáncer.

Por otra parte, con los sistemas de mamografía pantalla-película (analógica) con las nuevas películas como Agfa C-plus y Kodak EV se logra una excelente calidad de imagen que en la mayoría de los casos es superior a la actual imagen digital mamográfica.

Solo con la certificación de instalaciones de mamografía, personal, equipamiento, materiales y proveedores podemos aspirar a reducir la mortalidad por cáncer de mama. Las normas NOM-229-SSA1-2002 y NOM-041-SSA1-2002 que inciden en la regulación de la mamografía no son suficientes, tiene que haber un acuerdo nacional legislativo que obligue la certificación de manera similar a los países desarrollados.

En México, la mayoría de los Servicios de Mamografía no tienen implantado un programa de control de calidad, nadie los obliga, lo que da como resultado una pésima calidad de imagen mamográfica, pero así siguen operando. Proporcionar un Servicio de Mamografía con una baja calidad de imagen es equivalente a no detectar lesiones que pueden convertirse en cáncer y condenan a la mujer a un sufrimiento terrible, pudiendo prevenirlo.

VIII. REFERENCIAS

1. Hendrick RE, Basset LW, Botsco MA, *et al.* ACR Mammography Quality Control Manual. Reston, VA: American College of Radiology; 1999; 157-188.
2. Gaona E, Los Rayos X en Mamografía, 1er. ed. Distribuidora y Editora Mexicana, S.A. de C.V. México. 2002; 101-119.
3. Jacobson DR. Mammography: Physics, Instrumentation, and Quality Control, Blackwell Science, Inc. Massachusetts, USA. 2002; 45: 65-69.
4. Dirección General de Epidemiología, Registro Histopatológico de Neoplasias Malignas. Secretaría de Salud. México. 1999.
5. Food and Drug Administration (FDA), Mammography Quality Standards Act (MQSA). USA. 2002; 1-62.
6. Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002. Salud Ambiental. Requisitos Técnicos para las Instalaciones, Responsabilidades Sanitarias, Especificaciones Técnicas para los Equipos y Protección Radiológica en Establecimientos de Diagnostico Médico con Rayos X.
7. Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2002, para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama. México. 2003; 11.
8. Gaona E, Reproducibility of Mammography Units, Film Processing and Quality Imaging. American Institute of Physics, AIP Conference Proceedings 682, Melville, N.Y. USA. 2003; 165-166.

CAPITULO 5

INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN EN MAMOGRAFÍA DIGITAL CR

I. INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN

INTRODUCCIÓN

Debido a la evolución rápida de la imagen digital en la radiología, recientemente, se han introducido dos sistemas en la mamografía digital, el sistema de mamografía directo de campo completo (FFDM) y el sistema mamografía digital CR.

La imagen de mamografía digital computada (CR) es una forma de digitalizar la imagen de la mama con un chasis con una placa de fósforo fotoestimulable para convertir la imagen analógica en digital y una vez procesada la imagen latente se imprime en un película con un sistema de impresora láser y la lectura de la imagen por el radiólogo se hace de manera convencional en un negatoscopio con una intensidad mínima de 3 000 nit (figura 1).

El sistema CR es un sistema más económico que el sistema digital directo, razón por la cual ha aumentado el número de Servicios de Mamografía que han introducido los sistemas CR. Existen varios fabricantes de sistemas CR, pero solamente uno ha sido aprobado por el FDA en Estados Unidos. En México la mamografía digital en cualquiera de sus dos modalidades no les aplica ninguna legislación, no existen programas de control de calidad obligatorios como en los países desarrollados y cada fabricante coloca sus sistemas sin asegurar una calidad de imagen compatible con los programas de tamizaje mamográfico.

El propósito del estudio fue determinar óptimamente los indicadores de calidad de imagen que permitieron la detección de un número mayor de objetos en las imágenes del maniquí de acreditación del ACR (Colegio Americano de Radiología) en sistemas de mamografía CR y compararlos con los resultados del sistemas de pantalla-película (PP) del capítulo anterior. Al aumentar el número de objetos visualizados en las imágenes del maniquí aumenta la probabilidad de detección temprana de lesiones en la mama en la práctica clínica.

Los sistemas CR deben tener al menos la misma calidad de imagen mamográfica que los sistemas PP en términos de los indicadores de calidad de imagen, entonces resulta natural hacer la comparación de los sistemas PP y CR. Los sistemas PP y CR son comparables entre si por la razón que el médico radiólogo realiza la lectura de las imágenes de ambos sistemas en un negatoscopio, aunque lo correcto tecnológicamente sería que las imágenes digitales sean leídas en monitores de computadora dedicados para mamografía, pero en México esto no sucede.

El estudio refleja el trabajo interdisciplinario para instalar y puesta en operación clínica del sistema de mamografía digital CR primero en México de esta marca.

Optimización de los indicadores de imagen

La mamografía digital CR usa técnicas de reconstrucción de imágenes como el procesamiento automático de escala, procesamiento de realce de frecuencia, y el procesamiento de uniformidad para convertir imágenes de rayos X capturadas por la placa de imagen de fósforo en un formato apropiado para la lectura por el médico radiólogo. El procesamiento automático de escala emplea una función uniforme de incremento $f(x)$ para convertir los valores de los píxeles en valores de la imagen. Para imágenes de CR, la función $f(x)$ es a menudo una curva S que se aproxima la curva característica de la película. Aunque generalmente las características de escala de la imagen de CR tienen una relación lineal con la dosis de rayos X,

El procesamiento de incremento (realce) de frecuencia y el procesamiento de uniformidad están basados en un análisis de frecuencia de la imagen. El procesamiento de realce de frecuencia divide los valores de la imagen en dos componentes de frecuencia alta y baja, para tener el control del detalle de la imagen ajustando la respuesta en el intervalo de alta frecuencia. Para el procesamiento uniforme, los componentes de compensación de densidad son calculados basado en el intervalo de bajas frecuencia. Estas componentes son añadidos a la imagen original, para traer todas las áreas de la imagen dentro del intervalo de densidad visible, pero sin modificar la respuesta de alta frecuencia.

Se mencionó que las técnicas de procesamiento de frecuencia son útiles para mejorar la calidad de imagen mamográfica, pero tiene desventajas como el incremento de ruido y artefactos originados por las etapas del procesamiento de la imagen.

El procesamiento híbrido (procesamiento H) es una técnica de procesamiento que reemplazar el procesamiento frecuencia convencional. Abarca dos enfoques distintos, el llamado procesamiento H-F para procesos de realce de la frecuencia, y el procesamiento H-E para procesos uniformidad. Para ambos métodos, la imagen original se descompone en múltiples imágenes uniformes para extraer las diferentes frecuencias. Este proceso es refiriere como la descomposición de la imagen en un espacio de multi-resolución, un término derivado de la terminología de procesamiento de señales.¹

Los indicadores de imagen (densidad óptica media, contraste, resolución y artefactos) van a depender de los algoritmos de reconstrucción de la imagen. Si ponderamos los parámetros del procesamiento H-F se va a tener una imagen con una resolución alta como se requiere en mamografía pero será una imagen no muy homogénea y con posibles artefactos. En cambio si ponderamos los parámetros H-E la imagen será muy uniforme pero con una resolución baja que no es útil en mamografía. Entonces, se tiene que encontrar una combinación de los parámetros H-F y H-E para lograr una imagen que tenga una resolución alta y uniforme sin artefactos que puede ser diferente para las diferentes proyecciones clínicas.¹

El valor S (S value) es el indicador de dosis del sistema que resulta de la calibración o acoplamiento del lector CR con el CAE (Control de Exposición Automática) de la unidad de mamografía, y su relación con la dosis esta ilustrado en la tabla 2.

| Indicador de Dosis | Relación del Kerma aire a la entrada, K (mGy) | Parámetros de calibración kVp y Filtración |
|--------------------|---|--|
| Valor S (S Value) | $S = QR(R/R')$ QR: Parámetro R': Dosis actual de rayos X R: Dosis requerida para obtener una densidad óptica de 1.2 para una QR. | S = 200 para una densidad óptica de 1.2 a 80 kVp, 1 mR, 2.0 m. |

Los valores de S y el contraste de la imagen ya procesada pueden ser modificados en la estación de trabajo por el operador para darle la apariencia final a la imagen para enviarla a impresión que sea interpretada por el médico radiólogo (tabla 1).

| S Value | Contraste | Protocolo | Nombre | Chasis |
|---------|-----------|------------|-------------|---------------|
| 184 | 3.55 | 1011911301 | Mammo. CC D | 8521793228104 |

MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio fue realizado en el Servicio de Mamografía del Hospital Juárez de México, con un sistema de mamografía digital CR marca Konica-Minolta, el primero que se instala en México (figura 1), negatoscopio (3500 nit), unidad de mamografía marca Elscintec.



Figura 1. Sistema de mamografía digital CR.

En el hospital se implemento un programa de control de calidad. El estudio tuvo una duración de 12 meses con 57 mediciones realizadas en condiciones clínicas.²

Siguiendo la metodología del capítulo anterior, los indicadores de la calidad de imagen como la densidad óptica media, contraste fueron medidos con un densitómetro marca RMI, el número de objetos fueron contados en la imagen (fibras, grupos y masas) y la dosis glandular media determinada con el sistema de dosimetría con trazabilidad NIST.

Las especificaciones de fábrica para el sistema CR de los parámetros de reconstrucción de imagen para la proyección CC derecha (tabla 3, 4, y 5).

| Tabla 3. Valores G. | | | | |
|---------------------|-----|-----|-----|-----|
| LUT | Rot | Rot | DL | DH |
| stm-o2 | 369 | 100 | 105 | off |

| Tabla 4. Parámetros de procesos de reconstrucción de imagen E y F. | | | | | | | | |
|--|-------|-----|----|------------|----|-----|-----|----|
| Procesos E | | | | Procesos F | | | | |
| Mask | Kh | Kh | Bh | Mask | kl | kh | bl | bh |
| 95 | 2/200 | 0.2 | 5 | -100 | 0 | 0.1 | 0.5 | |

| Tabla 5. Parámetros de procesos de reconstrucción de imagen H. | | | | | | | | | | |
|--|------|------|----|-----|-----|------|-------|-----|-----|---|
| P-E | P-F | k1 | k2 | b1 | b2 | ekh | ekh | ebl | ebh | |
| st-1 | st-5 | -100 | 0 | 0.1 | 0.5 | 1-20 | 2-200 | 0 | 0.3 | M |

Una vez instalado el sistema CR se empezó a hacer pruebas de calidad de imagen mamográfica con los parámetros de los algoritmos de reconstrucción de imagen de las tablas 3, 4 y 5. Para lograr una imagen de calidad diagnóstica en mamografía el personal representante de fábrica del sistema CR tuvo que modificar los parámetros de los algoritmos de reconstrucción de imagen que se ilustran en las tablas 6, 7 y 8, dando lugar al inicio de la mamografía clínica con el sistema CR.

| Tabla 6. Valores G. | | | | |
|---------------------|-----|-----|-----|-----|
| LUT | Rot | Rot | DL | DH |
| stm-02 | 355 | 100 | 130 | off |

| Tabla 7. Procesos E y F. | | | | | | | | |
|--------------------------|-------|-----|----|-----------|----|-----|-----|----|
| E Process | | | | F Process | | | | |
| Mask | Kh | Kh | Bh | Mask | kl | kh | bl | bh |
| 95 | 2/200 | 0.2 | 5 | -100 | 0 | 0.1 | 0.5 | |

| Tabla 8. Procesos H. | | | | | | | | | | |
|----------------------|------|------|----|----|------|------|-------|-----|------|---|
| P-E | P-F | k1 | k2 | b1 | b2 | ekh | ekh | ebl | ebh | |
| ST-1 | St-2 | -100 | 0 | 0 | 0.80 | 1-20 | 2-200 | 0 | 0.50 | M |

Pruebas de control de calidad

Las pruebas de control de calidad establecidas por el FDA para el sistema digital CR marca Fuji, que en la actualidad es el único sistema de mamografía digital CR aprobado por el mismo FDA. Las mismas pruebas se aplicaron en el sistema digital CR Konica para asegurar su óptimo funcionamiento y a continuación se describen:

1. Sensibilidad del lector CR (S value) y acoplamiento del CAE de la unidad de mamografía. Fue realizado como parte de la instalación del sistema CR
2. Corrección de espectros (fantasmas) del lector CR. Este fue un punto que tardo tiempo en corregir y estuvo asociado al lector.
3. Permanencia de la imagen en la placa de fósforo del chasis. Este punto también se tardo un poco en corregir y estuvo asociado al lector.
4. Sensitometría en la impresora láser, figura 2. Esta prueba se realiza semanalmente para asegurar el funcionamiento correcto del sistema de impresión láser.

Adicionalmente se realizan las siguientes pruebas:

5. Las pruebas completas a la unidad de mamografía (sistema película-pantalla). Estas pruebas se realizaron de acuerdo a la NOM-229-SSA1-2002 junto con las pruebas de instalación del sistema CR.
6. Dosis glandular media. Se midió conforme al protocolo del ACR.
7. Prueba de la resolución en las diferentes proyecciones: CC, MLO, Biopsia, etc. Estas pruebas se hicieron y fueron una de las razones que impidió la aplicación clínica inmediata del sistema CR.
8. Apariencia de la imagen (granulosa, muy plana). En estas pruebas se hicieron muchas correcciones hasta encontrar un balance entre resolución y uniformidad de la imagen para aplicación clínica.
9. Control de calidad de la imagen usando el maniquí del ACR. Es parte de este estudio.
- 10.

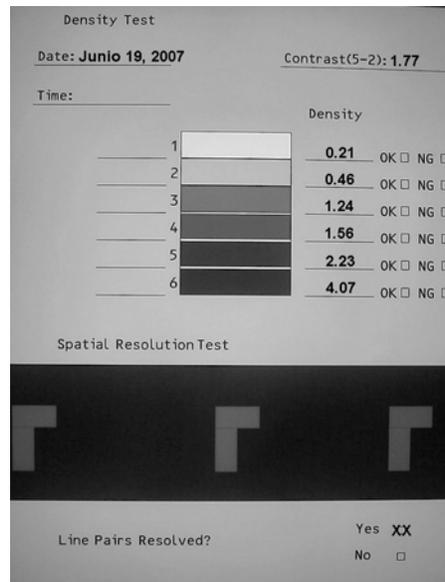


Figura 2. Sensitometría láser para mamografía.

En el mes de mayo de año 2006 inicio operación del sistema CR, sin suspender la operación del sistema PP, al inicio se tomaba una imagen CR y se comparaba la calidad de la imagen con las imágenes del sistema PP, para tener la seguridad de que al menos la imagen CR tuviera la misma calidad de imagen del sistema PP, además este inicio permitió al médico radiólogo adquirir experiencia en la lectura de imágenes digitales. Se han tenido que hacer muchas pruebas y corregir fallas en el sistema CR, a la fecha se han superado muchos inconvenientes, pero falta todavía mejorar la calidad de imagen para que sea comparable con la imagen del sistema PP. El sistema CR ha estado bajo un programa de control de calidad con la supervisión de un físico.

De acuerdo al protocolo de mamografía del Colegio Americano de Radiología (ACR), establece como valores mínimos aceptables de los indicadores de calidad de imagen de: densidad óptica media 1.4, contraste 0.4 y el número de objetos en la imagen 10 (4 fibras, 3 grupos de calcificaciones y 3 masas), con una dosis máxima por proyección de 3 mGy.^{3,4} Las exposiciones de los maniquís fueron a 24 kV, de 140 mAs a 145 mAs usando el CAE (control automático de exposición).

RESULTADOS

En la unidad de mamografía se realizaron las siguientes mediciones: desviación de los kVp $\leq 1.6\%$, estabilidad de kVp $\leq 0.3\%$, dosis glandular media = 2.2 mGy, CHR = 0.36 mm Al, compresión = 18 kg y otros parámetros dentro de la NOM-229-SSA1-2002.

En el sistema CR, la densidad óptica media va a depender principalmente de los algoritmos de reconstrucción de imagen, procesado digital de la imagen y de la calibración (sensitometría) de la impresora láser. Los resultados encontrados para el sistema CR son densidad óptica media (DOM) de 1.65 ± 0.22 y se compara con el valor obtenido en el capítulo anterior para el sistema PP que fue de 1.94 ± 0.16 (figura 3).

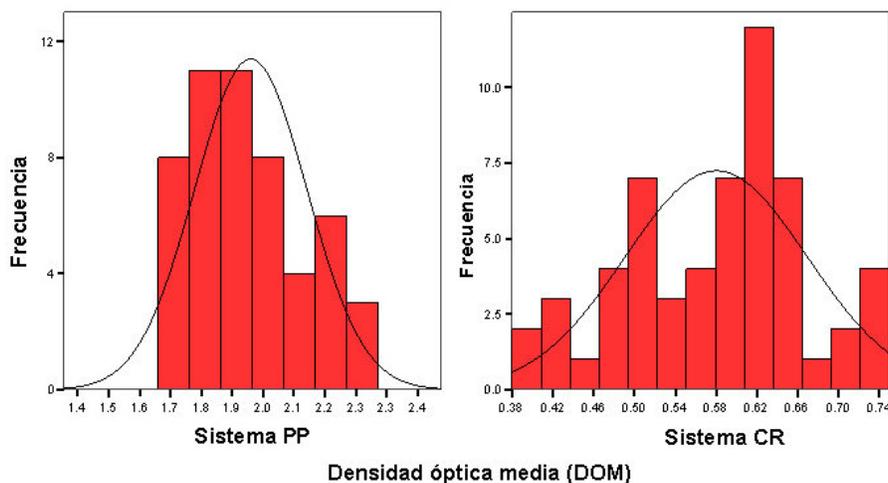


Figura 3. Comparación de los valores de DOM de las imágenes del maniquí.

Los resultados encontrados para el sistema CR de contraste fue de 0.58 ± 0.09 y se compara con el valor obtenido en el capítulo anterior para el sistema PP que fue de 0.59 ± 0.08 (figura 4).

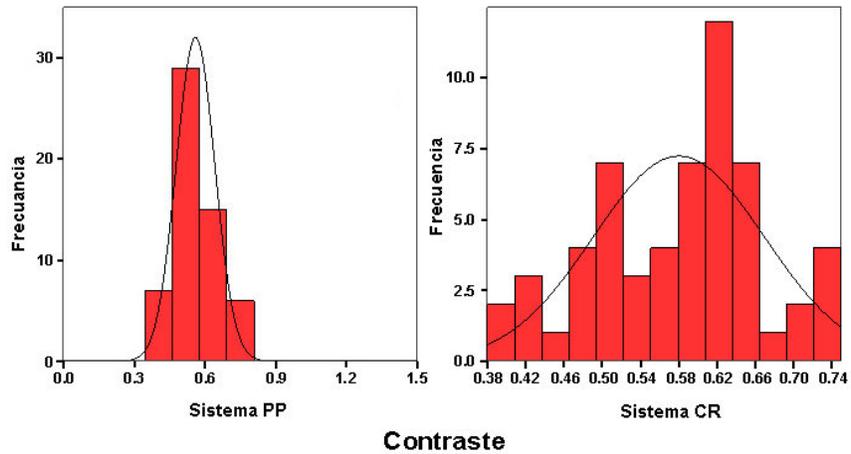


Figura 4. Comparación de valores de contraste en sistemas PP y CR.

Los sistemas de mamografía CR no tienen el mismo comportamiento que los sistemas PP, ya que en los sistemas CR al aumentar la densidad óptica no se asegura un aumento en el contraste de la imagen sino que depende de los algoritmos de reconstrucción de la imagen, incluso en la estación de trabajo la imagen es manipulada el brillo y el contraste antes de enviarse a impresión láser.⁵ El resultado final de la optimización de los indicadores de calidad de imagen es poder visualizar un número mayor de objetos en las imágenes del maniquí del ACR. El sistema PP con un programa de control de calidad supera los estándares del ACR, pero también es superior al sistema CR como lo muestra la figura 5, sin embargo el sistema CR cumple con los requerimientos mínimos que establece el ACR

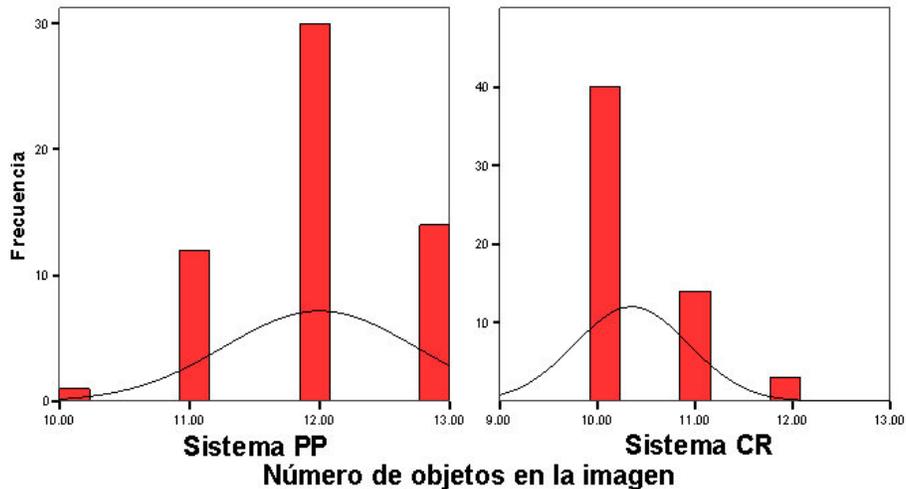


Figura 5. Número de objetos observados en las imágenes del maniquí del ACR.

Al comparar ambos sistema de mamografía, el sistema PP tiene una menor variabilidad en la distribución de objetos observados asociado a una DOM (figura 4), pero en el sistema CR el contraste no tiene tendencia a depender de la DOM (figuras 4 y 5).

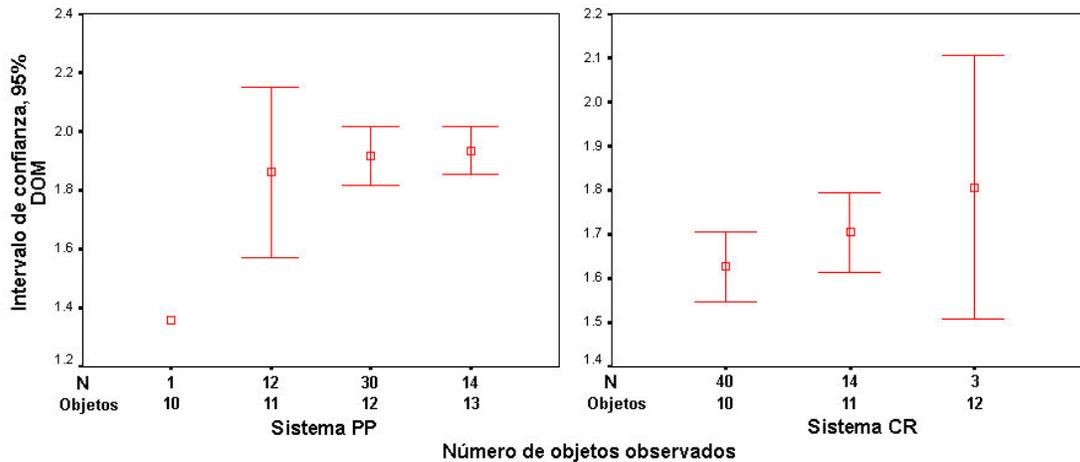


Figura 4. Intervalos de confianza (95%) del número de objetos observados y su relación con la DOM en las imágenes del maniquí del ACR.

El contraste y el número de objetos detectados en las imágenes del maniquí en los sistemas siguen un comportamiento similar en el intervalo de contraste de 0.5 a 0.6 para una $p > 0.05$ (figura 5).

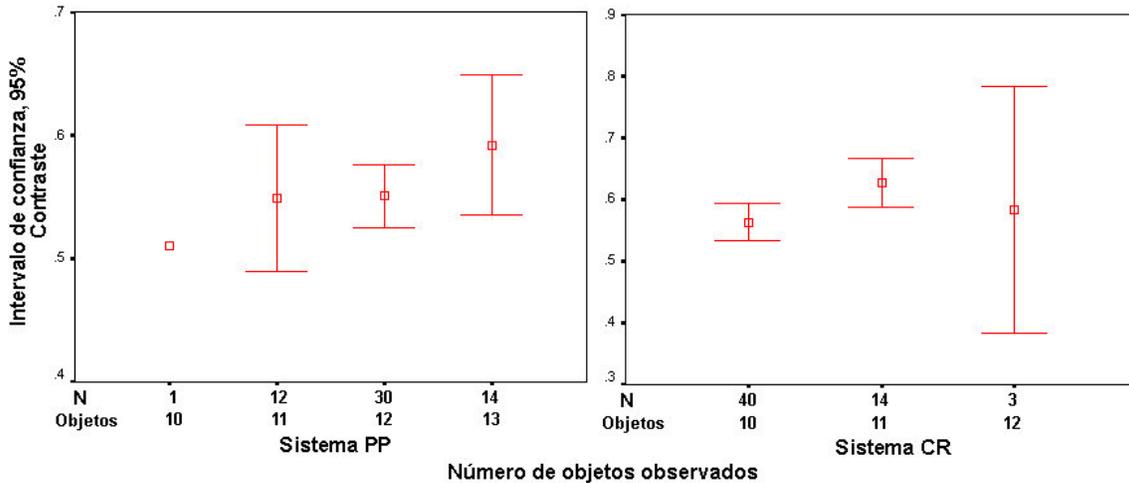


Figura 5. Intervalos de confianza del número de objetos observados y su relación con contraste en las imágenes del maniquí del ACR.

CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Los sistemas PP con las nuevas películas (Agfa C-plus y Kodak EV) y con un programa de control de calidad para minimizar los artefactos siguen siendo la mejor opción para mamografía de tamizaje (screening), sin embargo el sistema CR con un programa de control de calidad cumple con los mínimos requerimientos del ACR.

II. DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN

INTRODUCCIÓN

El propósito del estudio es hacer un muestreo de seis sistemas mamografía CR sin programa de control de calidad y determinar la dosis glandular media con dosimetría TL (termoluminiscente) y cámara de ionización con fines de comparación y la relación con la calidad de imagen,

Un problema potencial es que las dosis en mamografía digital pueden incrementarse de manera inadvertida o no justificada sin que estén enterados el técnico radiólogo, médico radiólogo o físico médico, ya que una buena calidad de imagen puede obtener en un intervalo amplio de dosis. En el caso de mamografía CR existe un límite de dosis de 3 mGy por proyección. Sin embargo se ha incrementado el número de Servicios de Mamografía que son digitalizados con sistemas CR sin la colaboración de un físico médico ni operar un programa de control de calidad de la imagen. Al operar sistema de mamografía CR sin un programa de control de calidad se presentan problemas con la calidad de imagen y para compensar problemas de calidad de imagen con frecuencia incrementan la técnica de exploración (mAs y kV), es decir, aumentan la dosis glandular media y en muchos de los casos no mejora la calidad de imagen.

La dosis glandular media determinada con el sistema del ACR (maniquí y cámara de ionización) no considera la composición de la mama de la población sometida a tamizaje mamográfico, el sistema ACR (maniquí) considera una composición del 50% de tejido glandular y 50% tejido adiposo que puede no corresponder a la composición de la mama de la población mexicana y las dosis reales al tejido en riesgo (glandular) pueden ser muy diferentes. Solo la dosimetría in vivo puede determinar con exactitud la dosis individual al paciente (mama), entonces los sistemas de dosimetría in vivo como la dosimetría termoluminiscente adquiere vigencia en mamografía al poder determinar la dosis glandular media individual a pesar de los problemas que se pueden tener a bajas energías.

Un método de monitoreo de la dosis glandular media es el uso de dosimetría termoluminiscente (TLD) en el maniquí (fantoma) de acreditación del Colegio Americano de Radiología (ACR). La TLD ha sido ampliamente empleada en dosimetría postal en forma local y foránea, que permite hacer mediciones de la dosis a distancia. El propósito de este estudio fue establecer la metodología para medir la dosis glandular media con TLD-100 en mamografía digital CR y su relación con la calidad de imagen.

MATERIALES Y MÉTODOS

La exposición de los rayos X en la superficie de entrada de la mama es medida con una cámara de ionización.⁶ De la exposición medida, kVp y CHR (capa hemirreductora) se calcula la dosis glandular media usando tablas.⁴ Para la calibración de los cristales de dosimetría termoluminiscente, se colocan cuatro cristales TLD-100 sobre el maniquí del ACR y se coloca la cámara de ionización como lo indica la figura 6. La respuesta termoluminiscente (TL) en unidades de nC de los cristales fue correlacionado con la dosis glandular media determinada a partir de la medición de la exposición con la cámara de ionización con trazabilidad NIST en el proceso de calibración de los cristales TL.

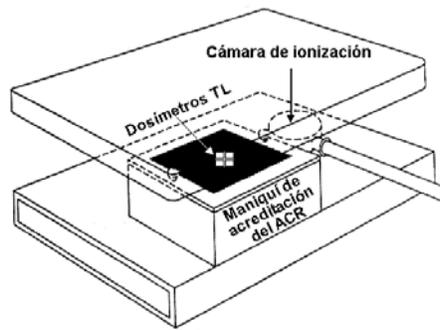


Figura 6. Exposición de los dosímetros TLD y la cámara de ionización.

La exposición (X) es medida con una cámara de ionización y la dosis glandular media es calculada usando la ecuación (1) y las tablas.⁴

$$D_g (mGy) = D_{gN} (Gm, CHR, kVp, tb) \cdot X \quad (1)$$

Donde D_g es la dosis glandular media, D_{gN} es el factor de conversión de dosis usando el maniquí para una composición de 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo tomado de las tablas, para una $CHR = 0.37$ mm Al (30kVp) y X es la exposición a la superficie de entrada de la cámara de ionización (mama). El lector de TLD usado fue Harshaw 2000A-B, la unidad de mamografía para la calibración de los dosímetros fue GE-DMR+ con $CHR = 0.37$ mm Al, con respuesta del CAE a $kVp = 26$ para el maniquí del ACR, con blanco y filtro de molibdeno y diferentes valores de mAs.

Se llevo a cabo un muestreo de la dosis glandular media de 6 unidades de mamografía digital CR con exposición automática con una CHR de 0.35 a 0.38 mm Al. 4 dosímetros TLD-100 y la cámara de ionización fueron expuestos simultáneamente con el maniquí de acreditación del ACR para relacionar la respuesta de TLD con la dosis glandular media.

RESULTADOS

La curva de calibración de los dosímetros TL en términos de dosis glandular media se ilustra en la figura 7 con intervalo de confianza al 95% para la media.

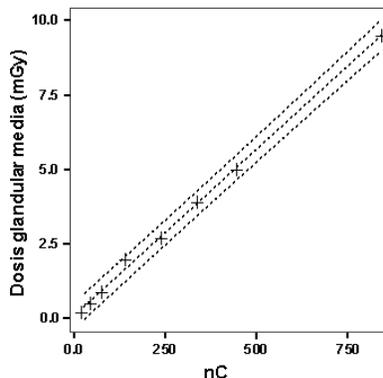


Figura 7. Curva de calibración de la respuesta de los dosímetros TLD y la dosis.

La curva esta definida con la ecuación (2).

$$D_g (mGy) = -0.019717 + 0.0116545C \quad (2)$$

Donde D_g es la dosis glandular media, C es la carga colectada en nC por los dosímetros termoluminiscentes.

La calidad de imagen incluye el puntaje de los objetos de las imágenes del maniquí del ACR, densidad óptica media y contraste. La visibilidad de los detalles de las imágenes del maniquí fueron evaluadas con un negatoscopio para mamografía con al menos 3 000 nit.^{4,7} Las imágenes del maniquí fueron obtenidas con el CAE de la unidad de mamografía en condiciones clínicas con un intervalo de 24 kVp a 26 kVp. Los resultados del muestreo de las unidades de mamografía CR se ilustran en la tabla 9.⁸

| Sistema/detector | Fibras | Grupos | Masas | DOM | Contraste |
|----------------------------|--------|--------|-------|----------------|----------------|
| Sistema de puntaje del FDA | 4 | 3 | 3 | Mínimo 1.40 | Mínimo 0.40 |
| Sistema CR-1 | 3 | 3 | 3 | 1.86 | 0.51 |
| Sistema CR-2 | 4 | 2 | 4 | 1.20 | 0.40 |
| Sistema CR-3 | 4 | 2 | 3 | 1.30 | 0.26 |
| Sistema CR-4 | 4 | 3 | 4 | 1.61 | 0.45 |
| Sistema CR-5 | 5 | 4 | 4 | 1.74 | 0.61 |
| Sistema CR-6 | 4 | 3 | 4 | 1.45 | 0.52 |

El sistema de acreditación del ACR establece como mínimo visualizar 4 fibras, 3 grupos y las 3 masas. La densidad óptica media de la película a 4 cm de la pared costal centrado axialmente será al menos 1.40 en condiciones clínicas. La diferencia de densidad (contraste) entre la densidad de fondo y el objeto de prueba (4.0 mm acrílico) será al menos de 0.40 cuando se expone en condiciones clínicas.^{3,4,7}

La comparación de la resolución del sistema y la dosis glandular media del muestreo de los sistemas de mamografía CR se ilustran en la tabla 10.⁸

| Sistema/detector | perpendicular al eje ánodo-cátodo (11 pl/mm) | En el eje ánodo-cátodo (13 pl/mm) | Dosis Glandular Media (mGy) | |
|------------------|--|-----------------------------------|-----------------------------|----------------------------------|
| | | | (D_g) Sistema TLD* | (D_g) Cámara de ionización** |
| Sistema CR-1 | 4 | 8 | 3.52 | 3.71 |
| Sistema CR-2 | 4 | 8 | 1.82 | 1.74 |
| Sistema CR-3 | 4 | 4 | 1.49 | 1.38 |
| Sistema CR-4 | 4 | 4 | 3.27 | 3.05 |
| Sistema CR-5 | 8 | 9 | 2.50 | 2.61 |
| Sistema CR-6 | 4 | 8 | 3.83 | 4.05 |

*De ecuación (2), **De ecuación (1).

La dosis glandular media por proyección craneo-caudal en el maniquí del ACR no deberá exceder de 3.0 mGy en condiciones clínicas.^{3,7} La calidad de imagen se evalúa comparando las especificaciones del ACR y los resultados de cada unidad de mamografía.

CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

En México, todavía no tenemos la experiencia suficiente en el control de calidad de imagen digital y su efecto en la dosis glandular media en mamografía digital CR. Los resultados indican que tres unidades de mamografía CR (50 %) superan los límites de los 3.0 mGy y no mejora la calidad de imagen. Los resultados de las dosis medidas con TLD y cámara de ionización indican que solamente una las unidades de mamografía cumplió con las recomendaciones del FDA para calidad de imagen y dosis. Las diferencias entre los promedios de la dosis glandular media del sistema TLD y el sistema con cámara de ionización son menores al 10 %. El sistema de TLD es una buena opción para mediciones de la dosis glandular media para rayos X con una CHR (0.35 a 0.38 mm Al) y kVp (24 a 26) usado en los procedimientos de control de calidad con el maniquí de acreditación del ACR. Sin embargo, el potencial del sistema TLD en mamografía es poder medir la dosis glandular media in vivo tomando en cuenta las características de la composición individual de la mama en la población mexicana.

REFERENCIAS

1. Daisuke Kaji, "Improvement of Diagnostic Image Quality Using a Frequency Processing Based on Decomposition into Multiresolution Space -Hybrid Processing", MI Solution Group, Medical & Graphic Company. Konica Corporation, No.1 Sakura-machi, Hino-shi Tokyo 191-8511, Japan, (2005).
2. Gaona E., Perdigón C.G.M., Casian C. G.A., Azorín N.J., Irán D.G.J.M., Arreola M., Utilidad de los "Programas de Control de Calidad en Mamografía", *Anales de Radiología México*, 2: 133-140, México, (2005).
3. Food and Drug Administration (FDA), "Sec. 900.12 Quality standards" in *Mammography Quality Standards Acts Regulations*, Rockville, MD: FDA, pp. 40-51, (2002).
4. Hendrick RE, Bassett LW, Botsco MA, et al. *ACR Mammography Quality Control Manual*. Reston, VA: American College of Radiology; pp. 117-121, 149-163, (1999).
5. Gaona E., Azorín N.J., Díaz G.I.J.A, Arreola M., Castellanos C.G., Perdigón C.G.M., Franco E. J. G., Quality Imaging-Comparison of CR Mammography with Screen-Film Mammography, American Institute of Physics, AIP Conference Proceedings 854, Melville, N.Y. USA, 227-229, (2006).
6. D.R. Dance, C.L. Skinner CL, K.C.Young, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol* 45, pp. 3225-3240, (2000).

7. E. Gaona, “Elementos del Programa de Garantía de Calidad,” in *Los Rayos X en Mamografía*, México, D. F: Distribuidora y Editora Mexicana, S.A. de C.V., pp. 121-141, (2002).

8. Gaona, E., Nieto, J. A., Góngora, J. A. I. D., Arreola, M. and Enríquez, J. G. F. “TL dosimetry for quality control of CR mammography imaging systems”, *Radiation Effects and Defects in Solids*, 162:10, 759 – 763, (2007).

CAPITULO 6

INDICADORES DE CALIDAD DE IMAGEN MAMOGRAFÍA DIGITAL DE CAMPO COMPLETO (FFDM)

I. INTRODUCCIÓN

En la mamografía digital de campo completo (FFDM) es sustituir el receptor de imagen analógico de película-pantalla por un receptor de imagen digital (detector digital). La *mamografía digital* tiene ventajas como: amplio rango dinámico, modificación del brillo y el contraste de la imagen, manipulación de la imagen, baja tasa de repetición, dosis similar a la mamografía convencional, mayor sensibilidad, lectura de imágenes a distancia, almacenamiento compacto de imágenes, mayor productividad y uso de kVp más altos. La imagen digital permite el uso de diagnóstico asistido por computadora, compresión de datos, uso de PACS, resalte de contornos, sustracción de energía dual, tomosíntesis (reduce ruido estructural y localización exacta en 3D), contraste mamográfico (inyección de un medio de contraste) y otras aplicaciones que mejoran la sensibilidad y especificidad de la mamografía.

Sin embargo, tiene desventajas que son superables como: costos altos iniciales, costos de mantenimiento altos, personal con mayor capacitación, requiere de redes internas de cómputo, baja resolución espacial (típico de 5 pl/mm a 10 pl/mm), limitaciones de velocidad en la transmisión de imágenes en la red. Los Servicios de Mamografía que implementan por primera vez mamografía digital en cualquiera de las modalidades mamografía directa deben solicitar la asesoría de un físico médico para lograr al menos una calidad de imagen similar a la mamografía de pantalla-película.

Ya se ha comentado que en México no existe una legislación que se aplique a la mamografía digital que asegure la mejor calidad de imagen en mamografía de tamizaje. Sin embargo, en los países de origen de los sistemas de mamografía digital no pueden ser comercializados sin la aprobación del organismo regulador del país de origen.

Los sistemas de mamografía digitales están diseñados con diferentes tecnologías y cada fabricante tiene su propio diseño y no es aplicable un programa de control de calidad general como sucede en mamografía analógica de película-pantalla, entonces el control de calidad de cada sistema digital que deberá aplicarse en la práctica clínica es el control de calidad aprobado por el organismo regulador del país de origen, en el caso de Estados Unidos el organismo regulador es el FDA.

Entonces se deben realizar las pruebas del fabricante en los programas de control de calidad de la unidad de mamografía digital, así los manuales de control de calidad del fabricante deben estar siempre disponibles en los Servicios de Mamografía. El fabricante proporciona los maniqués y equipamiento necesario para las realizar pruebas específicas de su sistema. El control de calidad del monitor y los sistemas de impresión láser u otros se realiza de acuerdo a las pruebas de los fabricantes. En el caso de Estados Unidos los sistemas aprobados por el FDA son:

1. Fuji Computed Radiography Mammography Suite (FCRMS) on 07/10/06.
2. GE Senographe Essential FFDM System on 04/11/06.
3. Siemens Mammomat Novation DR FFDM System on 08/20/04.
4. GE Senographe DS FFDM System on 02/19/04.
5. Lorad/Hologic Selenia FFDM System on 10/2/02.
6. Lorad Digital Breast Imager FFDM System on 03/15/02.
7. Fischer Imaging SenoScan FFDM System on 09/25/01.
8. GE Senographe 2000D FFDM System on 01/28/00

II. OPTIMIZACIÓN DE LOS INDICADORES DE IMAGEN

La optimización de los parámetros de calidad de imagen en los sistemas digitales implica cumplir y documentar todas las pruebas establecidas por los fabricantes que fueron aprobadas por el organismo regulador del país de origen del sistema de mamografía digital. Cumplimiento del Control de Calidad en los Servicios de Mamografía es revisar los registros de Control de Calidad y determinar:

1. Si las pruebas de control de calidad (periódicas) son realizadas de acuerdo a las recomendaciones del fabricante.
2. Si se realizaron y documentaron las acciones correctivas oportunamente para las pruebas que no superaron los intervalos de tolerancia.
3. Si los puntos 1 y 2 han sido cubiertos con éxito, la respuesta será “si” a todas las preguntas de control de calidad de la unidad de mamografía, es decir, los indicadores de calidad de imagen están optimizados.

Si el punto 1 o el punto 2 están incompletos, la respuesta es “no” se cumple con el programa de control de calidad de la unidad de mamografía digital directo.

Las pruebas del sistema de mamografía General Electric 2000D están descritas en la tabla 1, no se traducen al español para tener la certeza que las pruebas coinciden con las del fabricante. En la tabla 2 se ilustran las pruebas para el sistema Lorad Selenia. En la tabla 3 se muestran las pruebas para el sistema Fisher Senoscan. En la tabla 4 se ilustran las pruebas para el sistema Siemens Mammomat Novation^{DR}.

Los sistemas de impresión láser para mamografía digital aprobados por el FDA son: Agfa LR5200 Laser Imager (Wet Chemistry), Agfa DS4500M, Kodak 8600 Laser Imager, Kodak 8610 Laser Imager, Kodak 8900M, Fuji Drypix 7000 & 5000 y Fuji Drypix FM-DPL.

| Tabla 1. Pruebas de control de calidad para el sistema General Electric 2000D. ¹ | |
|---|---|
| 1. Mammography unit evaluation * | 9. Breast entrance exposure, average glandular dose, and reproducibility. |
| 2. Flat field uniformity | 10. Beam quality (HVL) * |
| 3. Artifact evaluation * | 11. kVp accuracy and reproducibility * |
| 4. AOP Mode and SNR Check | 12. Radiation output * |
| 5. ACR Phantom and Contrast-to-Noise Ratio (CNR) Check | 13. Viewing conditions check and setting |
| 6. MTF measurement | 14. Monitor calibration * |
| 7. Collimation Assessment * | 15. Image quality – SMPTE pattern |
| 8. Evaluation of Focal Spot * | 16. Analysis of RWS screen uniformity * |
| *30 días para corregir | |

| Tabla 2. Pruebas de control de calidad para el sistema Lorad Selenia. ² | |
|--|---|
| 1. Unit assembly evaluation * | 7. Softcopy Workstation QC |
| 2. Artifact evaluation * | 8. kVp accuracy and reproducibility * |
| 3. Phantom image quality | 9. Beam quality— HVL * |
| 4. Evaluation of system resolution | 10. Breast Entrance exposure and average glandular dose |
| 5. Signal-to-Noise and Contrast-to-Noise Measurements | 11. Radiation output rate * |
| 6. Collimation assessment * | 12. Viewbox luminance and room illuminance * |
| *30 días para corregir | |

| Tabla 3. Pruebas de control de calidad para el sistema Fisher Senoscan. ³ | |
|--|--|
| 1. X-ray field size and Chest wall missed tissue | 9. System resolution/scan speed uniformity |
| 2. Compression paddle alignment | 10. Flat field test |
| 3. kVp accuracy | 11. Geometric distortion and resolution uniformity |
| 4. Linearity, reproducibility, and accuracy | 12. Automatic decompression control |
| 5. Beam Quality (HVL) | 13. System artifacts |
| 6. Dosimetry – average glandular dose | 14. Image display monitor(s) check – Tech Review |
| 7. Phantom image acquisition | 15. Image viewing room illuminance |
| 8. Image quality | |

| Tabla 4. Pruebas de control de calidad para el sistema Siemens Mammomat Novation ^{DR 4} | |
|--|--|
| 1. AWS Monitor and Viewing Conditions | 12. Mean Glandular Dose |
| 2. Chest Wall and Missed Tissue | 13. AEC Stability, Reproducibility & SNR |
| 3. Collimator | 14. Ghost Image |
| 4. Compression Plate Position | 15. SNR and CNR |
| 5. Spatial Resolution | 16. AEC Thickness Tracking |
| 6. Phantom Image Quality | 17. Pixel Correction |
| 7. Mechanical Inspection | 18. Detector Calibration |
| 8. Detector Uniformity | 19. Film Printer |
| 9. Radiation Safety – (Optional in U.S) | 20. Viewing Conditions |
| 10. kVp Accuracy and Reproducibility | 21. Illuminance |
| 11. HVL | 22. Monitor Constancy |

III. MATERIALES Y METODOS

Se llevó a cabo un muestreo de 6 unidades de mamografía digital directa (FFDM) para comprobar si las pruebas de control de calidad están documentadas y cumplen con las recomendaciones del fabricante, En el muestreo de la calidad de imagen se emplearon tres maniqués, uno de resolución de campo completo, otro el maniqué del ACR y el tercero de campo plano. Además se ilustra algunas de las pruebas de control de calidad del sistema GE-2000D del Hospital ABC que se ilustra en la figura 1.



Figura 1. Sistema de mamografía digital directa (FFDM).

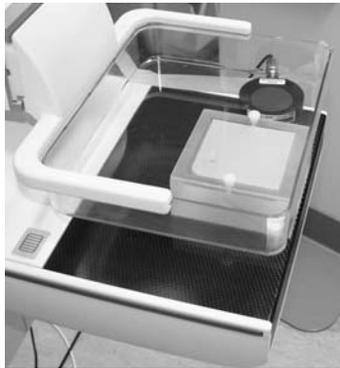


Figura 5. Breast entrance exposure, average glandular dose, and reproducibility.

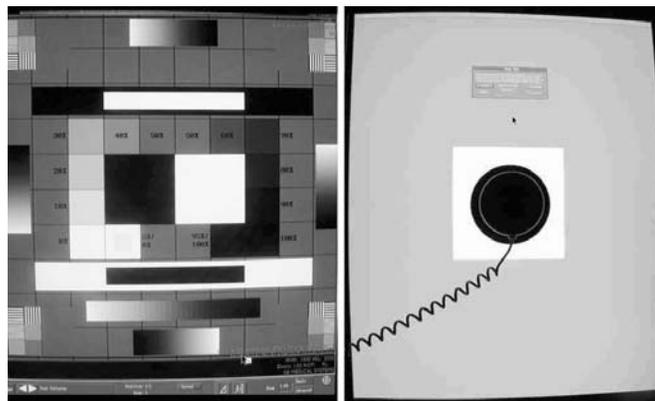


Figura 6. Monitor calibration and Image quality – SMPTE pattern.

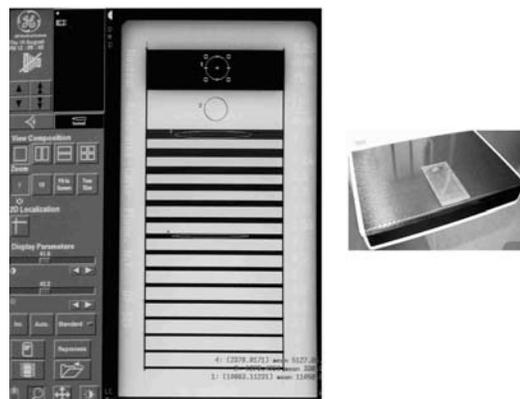


Figura 7. MTF measurement.

IV. RESULTADOS

La calidad de imagen de una unidad de mamografía puede ser evaluada con imágenes de maniqués para diferentes propósitos. Para este muestreo se emplearon tres maniqués, maniqué de resolución de campo completo, maniqué del ACR y el maniqué de campo plano. Con el primer maniqué se evalúa resolución del campo completo del detector digital, el maniqué valora contraste y resolución, y el maniqué de campo plano nos muestra artefactos

en caso que existan y la respuesta no homogénea del detector digital. Los resultados se ilustran en la tabla 5.

| Tabla 5. Muestreo de unidades de mamografía FFDM, usando maniquís de resolución de campo completo, maniquí del ACR y maniquí de campo plano. | | | | |
|--|--------------------------------------|--------------------------------|--|-----------------------------------|
| Sistema | Registro de mantenimiento preventivo | Registro de control de calidad | Cumple con especificaciones del fabricante | Observaciones |
| Sistema FFDM-1 | No | Parcial | No | Artefactos. pérdida de resolución |
| Sistema FFDM-2 | Si | No | No | Ninguna |
| Sistema FFDM-3 | Si | No | No | Ver figura 8 |
| Sistema FFDM-4 | No | No | No | Artefactos |
| Sistema FFDM-5 | Si | Parcial | No | Ninguna |
| Sistema FFDM-6 | Si | Parcial | No | Ver figura 9 |

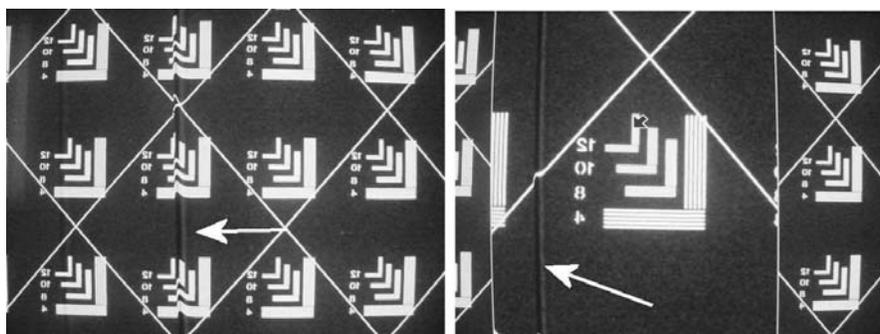


Figura 8. Imagen del maniquí de resolución de campo completo, las flechas indican falla en la reconstrucción de la imagen.



Figura 9. Artefactos en la prueba de campo plano, comparar con la figura 3.

V. CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Del muestreo de las 6 unidades de mamografía solo dos no tuvieron observaciones en las imágenes obtenidas y ninguna cumple con el programa de control de calidad que el fabricante tiene aprobado por el organismo regulador de su país de origen. Si la calidad de imagen en mamografía no es óptima, entonces no ayudará a disminuir las tasas de

morbilidad y mortalidad por cáncer de mama. En varias unidades de mamografía evaluadas la calidad de imagen es de inferior calidad en comparación con la mamografía analógica (sistema película-pantalla).

Existe la creencia entre los médicos radiólogos que tener mamografía digital en cualquiera de sus modalidades es obtener imágenes de alta calidad sin hacer ninguna inversión adicional. La mamografía digital requiere de físicos médicos que operen los programas de control de calidad y requiere el operador de la unidad de mamografía una capacitación mayor en las nuevas tecnologías digitales y también en física de la radiología que le ayude a obtener mamografías de una calidad alta compatible con la mamografía de tamizaje.

Es evidente en nuestro país la falta de especialistas en física médica en radiología que sea capaz de implantar y supervisar los programas de control de calidad en mamografía digital.

No debemos olvidar que la aportación real de la mamografía digital en la disminución de la tasa de mortalidad en la mesa de diseño como lo es la tomosíntesis, contraste mamográfico y otras técnicas en proceso de diseño.

VI. REFERENCIAS

1. Senographe 2000D QAP Manual, 2277390-100-Rev 0
2. Lorad Selenia FFDM System QC Manual, 9-500-0285-Rev003.
3. FFDM 94001G-3, Issue 1, Rev. 4 manual, QC procedures for both the technologist & medical physicist are in Section 5).
4. Siemens QC Manual MAMMOMAT Novation^{DR}, P030010/A13/C2V, 8/04.

BIBLIOGRAFÍA

- D. M. Parkin, "Global cancer statistics in the year 2000," *Lancet Oncol* 2, 533-43 (2001).
- K. L. Mossman, and W. A. Mills, *The Biological basis of radiation protection practice*, (Williams & Wilkins, Baltimore, 1992).
- R. H. Gold, "The evolution of mammography," *Radiol Clin North Am* 30, 1-19 (1992).
- M. Segal, "Mammography Facilities Must Meet Quality Standards," *U.S. Food and Drug Administration Consumer Magazine FDA 94-8284*, (1994).
- P. C. Gotzsche, and O. Olsen, "Is screening for breast cancer with mammography justifiable?" *The Lancet* 129-133 (2000).
- L. Tabar, "Mammography service screening and mortality in breast cancer patients," *The Lancet* 1405-1410 (2003).
- R. A. Smith, S. W. Duffy, R. Gabe, L. Tabar, A. M. Yen, and T. H. Chen, "The randomized trials of breast cancer screening: what have we learned?" *Radiol Clin North Am* 42, 793-806, v (2004).
- J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*, 2nd (Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2002).
- J. A. Harvey, and V. E. Bovbjerg, "Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk," *Radiology* 230, 29-41 (2004).
- P. B. Lam, P. M. Vacek, B. M. Geller, and H. B. Muss, "The association of increased weight, body mass index, and tissue density with the risk of breast carcinoma in Vermont," *Cancer* 89, 369-75 (2000).
- J. J. Heine, and P. Malhotra, "Mammographic tissue, breast cancer risk, serial image analysis, and digital mammography. Part 1. Tissue and related risk factors," *Acad Radiol* 9, 298-316 (2002).
- Y. H. Chang, X. H. Wang, L. A. Hardesty, T. S. Chang, W. R. Poller, W. F. Good, and D. Gur, "Computerized assessment of tissue composition on digitized mammograms," *Academic radiology* 9, 899-905 (2002).
- O. Pawluczyk, B. J. Augustine, M. J. Yaffe, D. Rico, J. Yang, G. E. Mawdsley, and N. F. Boyd, "A volumetric method for estimation of breast density on digitized screen-film mammograms," *Medical physics* 30, 352 (13 pages) (2003).

R. P. Highnam, J. M. Brady, and B. J. Shepstone, "Estimation of compressed breast thickness during mammography," *Br J Radiol* 71, 646-53 (1998).

X. Wu, E. L. Gingold, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, "Normalized Average Glandular Dose in Molybdenum Target-Rhodium Filter and Rhodium Target-Rhodium Filter Mammography," *Radiology* 193, 83 (1994).

A. Burch, and D. A. Goodman, "A pilot survey of radiation doses received in the United Kingdom Breast Screening Programme," *Br J Radiol* 71, 517-27 (1998).

H. M. Warren-Forward, and L. Duggan, "Towards in vivo TLD dosimetry in mammography," *Br J Radiol* 77, 426-32 (2004).

A. B. de Gonzalez, and S. Darby, "Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries," *The lancet* 345-351 (2004).

P. Herzog, and C. T. Rieger, "Risk of cancer from diagnostic X-rays," *The lancet* 340 (2004).

C. E. Land, "Estimating cancer risks from low doses of ionizing radiation," *Science* 209, 1197-203 (1980).

J. Law, and K. Faulkner, "Cancers detected and induced, and associated risk and benefit, in a breast screening programme," *The British journal of radiology* 74, 1121-7 (2001).

S. E. Skubic, and P. P. Fatouros, "Absorbed breast dose: dependence on radiographic modality and technique, and breast thickness," *Radiology* 161, 263-70 (1986).

CIRS, "Tissue-Equivalent Phantom for Mammography: A Refined Quality Assurance Tool for Today's Advanced Imaging Systems," (2005).

CIRS, "User Guide & Technical Information," in edited by (CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, 2428 Alameda Ave., Suite 212, Norfolk, VA 23513, 2003), pp. 14.

F. H. Attix, "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry," in edited by (Wiley, New York, 1986), pp. xxi, 607 p.: ill.; 24 cm.

H. E. Johns, and J. R. Cunningham, *The physics of radiology*, 4th (Charles C. Thomas, Springfield, Ill., U.S.A., 1983).

G. A. Greendale, B. A. Reboussin, S. Slone, C. Wasilauskas, M. C. Pike, and G. Ursin, "Postmenopausal hormone therapy and change in mammographic density," *J Natl Cancer Inst* 95, 30-7 (2003).

Enrique Gaona

Es profesor titular en la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Xochimilco. En la Universidad Nacional Autónoma de México estudió la carrera de físico, obtuvo el diploma de la Especialidad en Estadística Aplicada y el grado de Maestro en Ciencias Nucleares. También realizó estudios de Maestría en Física Médica en la Universidad Autónoma del Estado de México.

Ha realizado estancias en varios países con becas otorgadas por la Organización Panamericana de la Salud (OPS), Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), Universidad Autónoma Metropolitana y otras organizaciones y organismos en materia de radiología, radioterapia y medicina nuclear. Ha colaborado como asesor y profesor de la OPS y del OIEA en Latinoamérica. Fue profesor y coordinador del Diplomado en Física Médica auspiciado por el OIEA. Ha sido profesor invitado en las residencias médicas de radiología, profesor invitado en los temas de radiaciones de la Maestría en Ciencias en Salud en el Trabajo de la UAM-X. Ha impartido 125 cursos en temas de Protección Radiológica y Control de Calidad en Radiología, Radioterapia y Medicina Nuclear, ha publicado 15 artículos y 6 libros; ha presentado 91 trabajos y ponencias en congresos y eventos académicos.

En Reconocimiento por el Aporte Incondicional al Desarrollo y Mejoramiento de la Física Médica en Latinoamérica y el Caribe fue distinguido en 2001 con un diploma otorgado por la Asociación Latinoamericana de Física Médica en Caracas, Venezuela.

Fundador y presidente de la Asociación Latinoamericana de Física Médica. Ha sido miembro de la Sociedad Mexicana de Seguridad Radiológica, A. C., Asociación Americana de Física Médica, Asociación Mexicana de Física Médica, A. C., Sociedad Mexicana de Física, Asociación Latinoamericana de Física Médica. Fundador y presidente de los congresos Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. Fue miembro del comité editorial de la Organización Internacional de Física Médica. Fue editor del Boletín Física Médica Latinoamericana y del Caribe.