



UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE MEDICINA  
ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA

# OPTIMIZACIÓN DE DOSIS GLANDULAR MEDIA Y CALIDAD DE IMAGEN EN MAMOGRAFÍA DIGITAL EN EL HOSPITAL CLÍNICO DE LA UNIVERSIDAD DE CHILE

TESIS PROFESIONAL PARA OPTAR AL TÍTULO DE TECNÓLOGO MÉDICO  
CON MENCIÓN EN RADIOLOGÍA Y FÍSICA MÉDICA

**AUTORES:** Gabriel Angulo Vargas  
Claudia Pareja Vera

**TUTORES:** T.M. Leslie Muñoz S.  
T.M. MSc. Daniel Castro A.

**ASESOR ESTADÍSTICO Y METODOLÓGICO:**  
MSc. Fabiola Werlinger C.

2014

## ÍNDICE

RESUMEN .....	4
INTRODUCCIÓN .....	5
MARCO TEÓRICO.....	7
1.-Generalidades y relevancia del estudio. ....	7
1.1.-Cáncer de mama: definición y epidemiología. ....	7
1.2.-Importancia de la mamografía .....	8
1.3.-Riesgos asociados a la radiación ionizante .....	9
2.- Migración desde el sistema convencional al sistema digital en mamografía. ....	10
2.1.-Introducción del sistema digital CR. ....	10
2.2.-Beneficios y limitaciones de la adquisición digital.....	11
2.3.- La necesidad de optimizar.....	12
3.-La mama y sus características radiográficas. ....	13
3.1.-Descripción anatómica de las mamas. ....	13
3.2.-Composición y densidad mamaria.....	14
4.-Calidad de imagen.....	16
5.-Dosimetría .....	18
5.1.-Formulismo matemático según Dance. ....	19
5.2.-Código de práctica TRS número 457 para medidas clínicas. ....	20
6.-Importancia de los Controles de Calidad. ....	22

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN .....	23
HIPOTESIS .....	24
OBJETIVOS .....	25
MATERIALES Y MÉTODOS .....	26
RESULTADOS .....	36
DISCUSIÓN .....	49
CONCLUSIÓN .....	56
BIBLIOGRAFÍA. ....	58
ANEXO I: Controles de Calidad para Mamografía .....	63
ANEXO II: Pauta de Evaluación Calidad de Imagen .....	72
ANEXO III: Pauta de registro Dosimetría .....	71
ANEXO IV: Cálculos Dosimétricos .....	75
ANEXO V: Resultados Evaluación Calidad de Imagen.....	76

## RESUMEN

La mamografía es el examen de elección para detectar de manera precoz el cáncer mamario. Sin embargo, el uso de radiación ionizante implica la probabilidad de efectos estocásticos, riesgo que puede ser relacionado con la dosis glandular media (DGM).

La reciente introducción de la mamografía digital ha abierto posibilidades de reducir estos riesgos sin un efecto negativo en la calidad de las imágenes obtenidas. Sin embargo, la transición desde la técnica convencional no siempre ha ido acompañada de un adecuado ajuste de los parámetros de exposición para ello.

Con el objetivo de lograr una mejor relación entre dosis y calidad de imagen se realizó una investigación transversal en el HCUCH, que tiene por objetivo general optimizar DGM en mamografía digital computada manteniendo la calidad de imagen, usando el fantoma de acreditación ACR 156 para su evaluación.

La optimización se logra con los factores técnicos 27 kV con 140 mAs usando W/Rh, cuya DGM promedio es de  $2,31 \pm 0,21$  mGy, 57% menor a la técnica usualmente utilizada para una mama estándar, la cual entrega un valor promedio de dosis de  $4,02 \pm 0,36$  mGy.

La metodología utilizada en este estudio es extrapolable a otros centros de mamografía, no así los datos obtenidos ya que pueden existir diferencias técnicas en el equipo a utilizar.

## INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es un problema de salud pública frecuente tanto en países desarrollados como en países en desarrollo.

El examen diagnóstico de elección para esta patología es la mamografía, la cual ha demostrado gran eficacia en la detección precoz, logrando así el tratamiento oportuno de los pacientes<sup>1</sup> debido a su alta sensibilidad y especificidad, 60-80% y un 80-90% respectivamente. Cabe señalar que ambos conceptos varían según la edad, las características del tumor y la densidad mamaria de cada paciente.<sup>2</sup>

Sin embargo, el uso de rayos X para la obtención de imágenes a través de esta técnica, presenta riesgos inherentes que van en relación a la dosis de radiación recibida por parte de los pacientes que se realizan dicho examen.<sup>3</sup>

La mama está formada principalmente por tejido graso y fibroglandular, y su proporción varía de persona en persona determinando la selección de los factores técnicos al momento de realizar la exposición radiográfica y por ende, la calidad de la imagen obtenida.

La composición mamaria presenta un bajo contraste intrínseco, lo que dificulta la capacidad de diferenciar cada uno de sus componentes, y por ello se requiere rigurosidad en la selección de parámetros y en el control de calidad del equipo.

Es importante mencionar que el tejido mamario se considera de alta radiosensibilidad, básicamente debido a la alta tasa de renovación y proliferación celular producto de los ciclos hormonales normales de la mujer.<sup>4</sup>

Por una parte, este hecho incrementa la necesidad de obtener una imagen de calidad para el diagnóstico precoz de cáncer mamario con el menor valor de dosis de radiación posible, en función de las características y condiciones del equipamiento utilizado.

Por otra parte, la migración desde los sistemas mamográficos convencionales a los basados en tecnología digital, traen consigo la posibilidad de enmascarar problemas operacionales relacionados con la selección de los factores de exposición, lo que en ocasiones puede llevar a entregar dosis de radiación innecesaria al paciente para obtener la calidad de imagen adecuada.

Para calcular el grado de riesgo estocástico en este examen, se debe utilizar una magnitud dosimétrica relacionada. La magnitud escogida para ello es la “Dosis Glandular Media” (DGM), indicada en dosimetría mamográfica en el Código de Práctica para la Determinación de Dosis en Radiodiagnóstico de la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA), Technical Report Series (TRS) número 457.<sup>5</sup>

El propósito de esta investigación fue optimizar la DGM basada en el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable), en función de la calidad diagnóstica en el examen de mamografía para una paciente estándar, representada a través de un fantoma ACR 156. Dicha investigación se realizó en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH), cuya unidad de mamografía migró en Noviembre del 2013 desde un sistema convencional hacia la tecnología digital computada (CR). A través de ello, esperamos contribuir a la estandarización de la técnica de examen en este centro y servir como base para estudios posteriores que pueden llevarse a cabo en esta unidad u otro centro.

## MARCO TEÓRICO

### 1.-Generalidades y relevancia del estudio.

#### 1.1.-Cáncer de mama: definición y epidemiología.

El cáncer de mama es el crecimiento anormal y desordenado de las células del tejido mamario, lo cual puede llegar a destruir los tejidos y diseminarse en diversas zonas del cuerpo.<sup>6</sup>

Dentro de las principales presentaciones clínicas de esta patología encontramos el carcinoma ductal y el lobulillar. El primero se origina en los conductos que llevan leche desde la mama hasta el pezón; mientras que el segundo comienza en los lobulillos, que es la estructura mamaria encargada de la producción de leche.<sup>7</sup>

Entre los factores de riesgo conocidos para este cáncer tenemos el género, el envejecimiento del paciente, edad tardía del primer hijo, la historia familiar debido a la carga genética dada por la mutación de los genes BRCA1, BRCA2 y p53, la exposición a las hormonas femeninas endógenas y exógenas; principalmente en menarquías precoces y menopausias tardías, enfermedades benignas y factores dietéticos ya que suele ser más frecuente en pacientes obesos y en consumidores de alcohol.<sup>8</sup>

El cáncer de mama a nivel mundial y especialmente durante esta última década, se ha convertido en un problema de salud pública de relevancia, tanto en incidencia como en mortalidad en la mujer. La tasa de incidencia mundial estandarizada por edad es del orden de 25,2%, mientras que la tasa de mortalidad mundial estandarizada por edad es del orden del 14,7% por cada 100.000 mujeres, según la GLOBOCAN 2012.<sup>9</sup>

En Chile la tasa de mortalidad tiene una situación bastante similar a la anteriormente presentada, alcanzando una cifra de 15,5 x 100.000 mujeres en el año 2011 ocupando el primer lugar de las muertes por cáncer en la mujer.<sup>10</sup>

## **1.2.-Importancia de la mamografía**

El examen mamográfico es el método diagnóstico de primera línea para la detección precoz del cáncer de mama.

Es sabido que si la cobertura del examen supera el 70% se logra disminuir la tasa de mortalidad entre un 20 a 30% en mujeres mayores de 50 años con esta patología.<sup>1-11</sup>

El Ministerio de Salud del Gobierno de Chile recomienda una mamografía anual para mujeres mayores de 40 años o mayores de 35 años que tienen antecedentes de cáncer familiar y bianual en mujeres de 50 a 74 años.<sup>12</sup>

Además el Gobierno ha optado por incorporar esta enfermedad al Plan de Acceso Universal de Garantías Explícitas (AUGE), garantizando con ello el diagnóstico, tratamiento y seguimiento a todas las mujeres con esta patología.

La detección precoz del cáncer mediante el uso de la mamografía ayuda a tener tratamientos más oportunos, aumentando así la probabilidad de supervivencia de la mujer afectada. En conjunto con ello, es importante destacar que la mamografía es la acción epidemiológicamente más costo efectiva para evitar las muertes de la mujer por esta causa.<sup>13</sup>



### **1.3.-Riesgos asociados a la radiación ionizante**

El uso de rayos X en seres humanos presenta riesgos asociados, entre los que se destacan la probabilidad de desarrollar cáncer a causa de mutaciones del material genético celular y/o lesiones en tejidos debido a muerte celular.<sup>14</sup>

Estos riesgos son efectos conocidos del uso de radiaciones ionizantes y se clasifican en estocásticos y determinísticos. El primero de ellos posee un componente debido al azar y su ocurrencia no requiere de un umbral de dosis, sin embargo su probabilidad de ocurrencia se acepta como proporcional con la dosis entregada. A diferencia de lo anterior los efectos determinísticos ocurren a un determinado nivel de dosis y su gravedad depende de la cantidad de dosis que recibe el sujeto o un tejido particular.

Los niveles de dosis entregados en mamografía digital computarizada (CR), tiene un valor recomendable de aproximadamente 2 mGy.<sup>15-16</sup> Debido al nivel de dosis de radiación esperado en los exámenes de mamografía, solo existe la posibilidad de ocurrencia de efectos estocásticos.

Optimizar los protocolos de examen en radiología, en vista de reducir al mínimo posible la dosis de radiación entregada a los pacientes, consiste en una de las estrategias impulsadas por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) para disminuir tanto como sea posible los riesgos estocásticos, debido al uso de radiaciones ionizantes en medicina.

## **2.- Migración desde el sistema convencional al sistema digital en mamografía.**

### **2.1.-Introducción del sistema digital CR.**

Por más de 100 años el uso de las películas radiográficas fue la base del diagnóstico por imágenes, sin embargo con el paso del tiempo y el desarrollo de nuevas tecnologías, se ha mejorado la capacidad diagnóstica, razón por la cual los servicios de imagenología han optado por estos nuevos avances.<sup>17</sup>

El sistema de adquisición digital de imágenes corresponde a la obtención de una imagen sin necesidad de una película radiográfica, debido a que es un proceso que genera una imagen en formato digital, que puede manipularse, distribuirse a través de redes informáticas y almacenarse en la memoria de un procesador.

Dentro de la radiografía digital tenemos a dos grandes familias, el sistema de adquisición digital directa (DR) y el sistema digital computado indirecto (CR). Ambos son utilizados actualmente en mamografía.

La adquisición digital directa mediante sus detectores es capaz de recibir los fotones de rayos X convirtiéndolos en luz, la cual es almacenada como carga eléctrica que a su vez representa un número que refleja un color en la imagen final.

Por otro lado la adquisición computada (CR) posee un proceso adicional en comparación al sistema directo, que corresponde a la digitalización de la información almacenada en el detector, que emula en cierta medida a lo que se realiza en el antiguo sistema convencional, donde la película radiográfica expuesta a rayos X debe ser revelada para obtener la imagen final.

El sistema CR se basa físicamente en la utilización de una placa de fósforo fotoestimulante (Ej. Fluorohaluros de Bario activados con impurezas de Europio) la cual

al exponerse a rayos X almacena energía en trampas electrónicas, generando una imagen latente. Previo a la liberación de esta energía, se pasa por un digitalizador, el cual mediante el uso de un láser excita a este fósforo liberando la energía almacenada y emitiendo luz, la cual es conducida a un sistema de tubos fotomultiplicadores, los que convierten esta luz en un pulso eléctrico y este se interpreta como un número al que se le asignará un color dentro de la escala de grises, pixel a pixel (Picture Element, unidad mínima dentro de una imagen) lo que se traduce finalmente en una imagen digital. La diferencia sustancial del CR con el DR, es que en este último la imagen se obtiene de forma inmediata debido a que no necesita un sistema de digitalización para desplegar esta imagen digital.<sup>18</sup>

## **2.2.-Beneficios y limitaciones de la adquisición digital.**

Una de las grandes ventajas del sistema digital es su amplio rango dinámico, debido a la respuesta lineal a la exposición de la radiación, las herramientas y filtros computacionales, lo que se traduce en una disminución en las repeticiones por técnica y en una reducción de la exposición a los pacientes.

Sin embargo, el amplio rango dinámico de los detectores digitales permite sobre-irradiar a los pacientes en cada adquisición debido a que el sistema digital compensa este error operacional. En caso contrario podríamos entregar una sub-irradiación a los pacientes sin alterar visualmente la calidad diagnóstica en la imagen, lo cual constituye un beneficio al paciente.

Otra beneficio en relación a la adquisición digital es su fácil, rápido y cómodo almacenamiento de la información de cada examen por paciente, el cual no ocupa espacio físico sino virtual.

Se mejora también la visualización y distribución de cada uno de los exámenes mediante el uso de redes clínicas asistenciales, acelerando los procesos de diagnóstico y tratamiento de los pacientes.

Respecto a las limitaciones cabe mencionar el costo elevado que requiere su implementación y capacitación al personal. Referente a la calidad de imagen puede verse modificada principalmente por la presencia de ruido alterando los niveles de bajo contraste y resolución, impactando en la visualización de microcalcificaciones y masas, situación no evidenciada en mamografía convencional.<sup>17</sup>

### **2.3.- La necesidad de optimizar.**

La calidad de imagen depende principalmente del ruido, el cual varía según los niveles de exposición los cuales determinan a su vez la dosis al paciente.

Por otra parte la introducción de las nuevas tecnologías y la gran variedad de herramientas post-procesamiento, ha generado una predisposición en los profesionales de la salud a entregar una mayor dosis de la necesaria al paciente para obtener una mejor calidad diagnóstica, lo cual es correcto sobre un cierto rango de dosis; obteniendo menores cantidades de ruido, mejorando la resolución y el contraste.<sup>19</sup>

Las situaciones que escapan a este rango solo entregan una mayor cantidad de dosis al paciente sin adicionar un beneficio clínico al diagnóstico. Por ello es necesario lograr un equilibrio entre la calidad de imagen y la dosis entregada por examen al paciente.

### 3.-La mama y sus características radiográficas.

#### 3.1.-Descripción anatómica de las mamas.

La mama es una estructura par que está compuesta por tejido graso y fibroglandular, fascia superficial y piel suprayacente. Tiene una ubicación anterior a la musculatura pectoral y a la pared torácica anterior.<sup>20</sup>

La glándula mamaria tiene una extensión desde la segunda a sexta costilla desde el borde externo del esternón hasta la línea axilar media.

El parénquima mamario está constituido por lóbulos que corresponden al territorio glandular que desemboca por un conducto independiente en el pezón. Cada mama puede llegar a tener entre 12 a 18 lóbulos, los cuales están constituidos por lobulillos, que son estructuras similares a las pequeñas ramas de un árbol. Cada uno de estos lobulillos está constituido por 10 a 100 acinos que son la dilatación final de los conductos y que es donde se realiza la función de producción láctea durante la lactancia.

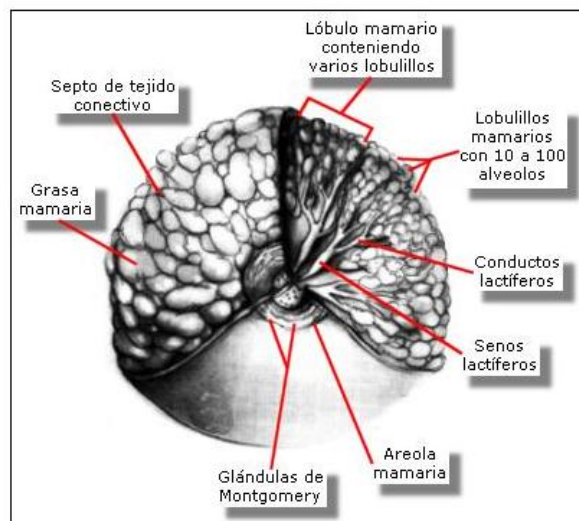


Figura 1. Anatomía de la mama

La organización de la glándula mamaria varía con la edad y es influenciada por el embarazo y la lactancia. En un período previo a la pubertad, la mama posee escasos conductos rudimentarios cubiertos en su interior por epitelio plano y envueltos en tejido conectivo. Post-pubertad y debido a la influencia de las hormonas ováricas, fundamentalmente a los estrógenos, estos conductos comienzan a ramificarse y en sus extremos forman pequeñas masas sólidas, esféricas, de células poliédricas, que conformarán a los alvéolos.<sup>21</sup>

### **3.2.-Composición y densidad mamaria.**

La composición de la mama está dada por tejido adiposo y fibroglandular, los cuales presentan una apariencia mamográfica radiolúcida (negro) y radiopaca (blanco) respectivamente.

Hablamos de mamas grasas cuando hay predominancia del tejido adiposo, de una mama mixta cuando existe una proporción equilibrada de ambos componentes y de una mama densa cuando existe un predominio de tejido glandular y fibroso.

La densidad mamaria depende de la composición del tejido mamario. La relación proporcional en la que se encuentran las distintas estructuras en la mama tales como vasos sanguíneos, linfonodos, nervios, grasa, tejido conectivo y glandular que varían entre las mujeres; razón por la cual existe diversidad en la apariencia mamográfica.<sup>22</sup>

Las características de densidad mamaria pueden clasificarse según lo propuesto por el Colegio Americano de Radiología (ACR). Esta categorización consiste en distribuir las mamas en cuatro conjuntos, agrupándolas por la proporción de tejido fibroglandular versus tejido graso mamario.<sup>23</sup>

ACR1 corresponde a mamas predominantemente de componente graso, en donde el tejido fibroglandular es muy reducido ocupando menos del 25%.

ACR2 corresponde a mamas de tejido fibroglandular disperso, en donde la proporción del tejido fibroglandular dentro de la mama equivale al 25-50%, con escasas zonas de tejido denso.

ACR3 corresponde a mamas heterogéneamente densas, donde el tejido fibroglandular representa entre el 50-75% del tejido mamario.

ACR4 corresponde a mamas extremadamente densas, donde el componente fibroglandulares más del 75% del tejido mamario, evidenciando una menor proporción de tejido graso.

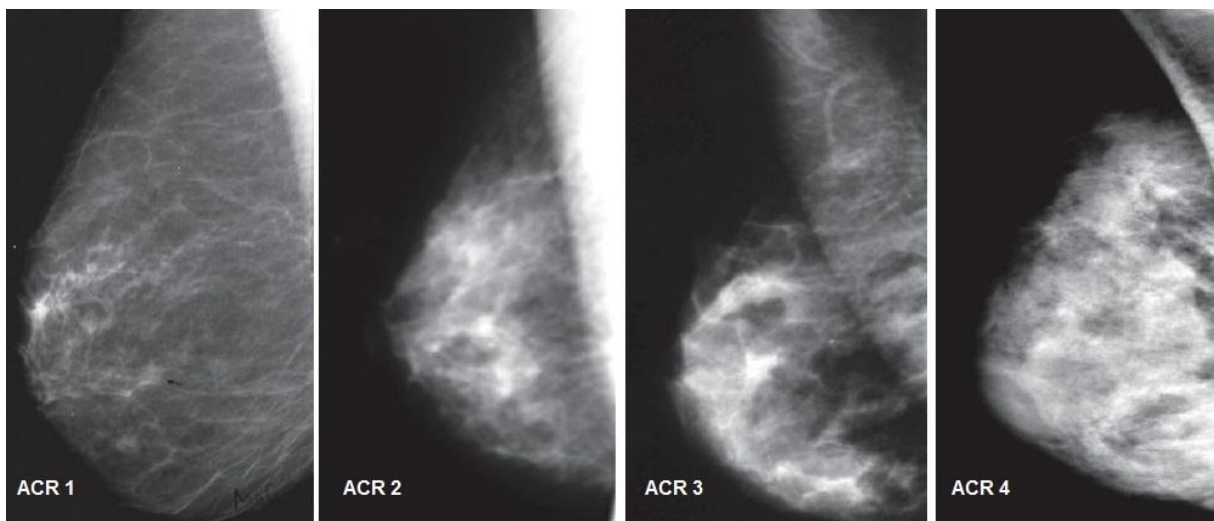


Figura 2. Clasificación ACR

A partir de esta clasificación propia de la estructura mamaria y la patología asociada a ella, es que la técnica en mamografía requiere de una alta calidad de la imagen para lograr un buen diagnóstico de los hallazgos patológicos.

El fantoma ACR 156 que presenta un 50% de glandularidad, representa una mama estándar clasificada como ACR 2 de acuerdo al Colegio Americano de Radiología.<sup>23</sup>

#### **4.-Calidad de imagen**

La calidad de imagen se define como la fidelidad de la representación de las estructuras de interés dentro de un rango necesario para un correcto diagnóstico. Esta calidad mejora mientras mayor sea la accesibilidad a la información diagnóstica que motivó la prescripción del examen.<sup>24</sup>

La calidad de imagen se puede objetivar a través de la medición de los parámetros propios de la imagen tales como ruido, resolución espacial, borrosidad y contraste.

**Ruido:** Representa una esencial limitación en la calidad de la imagen en el sistema digital y ocurre como consecuencia de la interacción aleatoria entre el detector y el haz de rayos X.<sup>25</sup> El ruido puede ser subdividido en electrónico, cuántico y estructurado.

El ruido electrónico supone independencia del nivel de exposición y puede surgir a partir de un número de fuentes: ruido oscuro, ruido de lectura y del amplificador. Una mejor tecnología de transmisión disminuirá el ruido electrónico producto de la conexiones inherentes del sistema digital.

El ruido cuántico se origina a causa de las variaciones en el flujo de rayos X y de fotones secundarios y es proporcional a la raíz cuadrada de la exposición. La sensibilidad a la radiación limita la cantidad de fotones que serán capturados durante el proceso de lectura de la placa, por ello a mayor sensibilidad se obtendrán menor cantidades de ruido cuántico.

El ruido estructurado es generado por las variaciones de las ganancias de un sistema de imagen y es proporcional a la exposición.

**Resolución Espacial:** es la capacidad para distinguir visualmente dos objetos juntos como separados en una imagen.



El sistema de adquisición digital está constituido por un conjunto de detectores que están presentes en la etapa de absorción del haz de radiación incidente. Cada detector se ve representado en la imagen por el pixel, elementos que se encuentran contenidos en una matriz de la imagen mamográfica, la cual al presentar un menor tamaño de pixel entregará una mejor resolución espacial.<sup>26</sup>

**Borrosidad:** corresponde a la disminución en la definición de contornos en estructuras que se observan en la imagen, afectando principalmente la resolución espacial.<sup>26</sup>

**Contraste:** es la capacidad de diferenciar un objeto y detalles del fondo de la imagen.<sup>26</sup>

El contraste se ve afectado por la densidad y el espesor de las regiones a irradiar, las cuales son una fuente de scatter o de dispersión inherentes, que disminuyen el nivel de contraste de las imágenes digitales.

Estas características de la calidad de imagen son esenciales en la evaluación diagnóstica, debido a que una alteración de estos parámetros puede generar un diagnóstico inadecuado, ya que puede existir pérdida de información clínica de importancia.

Otro aspecto a considerar en la realización del examen mamográfico contempla la evaluación dosimétrica, ya que podemos obtener una excelente calidad de imagen pero entregando una elevada dosis al paciente aumentando el riesgo asociado al uso de los rayos X.

## **5.-Dosimetría**

El principal objetivo de la dosimetría en los pacientes es medir la exposición a radiación con el fin de compararla con estándares internacionales, evidenciando el riesgo al cual están expuestos. Por ello los organismos internacionales han centrado sus esfuerzos en la realización de buenas prácticas controlando estas dosis y por lo tanto optimizar el diseño y uso de sistemas de imágenes.

En la práctica existe un protocolo de dosimetría para el radiodiagnóstico establecido por la IAEA llamado Código de Practica Internacional TRS número 457, el cual entrega la metodología dosimétrica que se debe llevar a cabo para la seguridad radiológica del paciente.

En radiología general se mide el Kerma en aire, el cual constituye una magnitud dosimétrica que refleja de manera indirecta los riesgos asociados al examen, los cuales evalúan la dosis absorbida en mGy.

En el caso de mamografía el parámetro seleccionado es la dosis glandular media (DGM), la cual es una magnitud dosimétrica de elección para determinar la dosis en la mama y caracterizar el riesgo.

Para determinar la DGM debemos determinar el Kerma en aire en la superficie de entrada (KASE o ESAK), que luego se convierte a DGM para lo cual se deben hacer unos ajustes matemáticos dado por unas constantes específicas que más adelante se detallarán.<sup>27</sup>

### 5.1.-Formulismo matemático según Dance.

KASE se determina mediante la siguiente ecuación (1).

$$KASE (mGy) = \frac{(R \left( mGy \cdot \frac{m^2}{mAs} \right) \cdot C(mAs))}{DFPA^2(m^2)} \quad (1)$$

R se determina por la curva de rendimiento, la que se evalúa en mGy/mAs a 1 metro según la combinación ánodo/filtro utilizado, la corriente que utilizó el equipo para irradiar se mide en mAs, el DFPA corresponde a la distancia foco película la que se evalúa en metros.<sup>28</sup>

Cabe señalar que esta expresión matemática no considera la retroproyección del haz.

La fórmula (2) para la DGM, determinado por Dance (1990), corresponde a:

$$DGM (mGy) = KASE \cdot factor \ g \quad (2)$$

Siendo el “factor g” la constante que evalúa la calidad del haz mediante la capa hemirreductora (HVL) de acuerdo al espesor mamario con el cual se este trabajando.

Tabla 1. Determinación del factor g

Factor g							
PMMA espesor (mm)	HVL (mm Al)						
	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6
2	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,550	0,575
3	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448
4	0,183	0,206	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
4,5	0,155	0,177	0,196	0,220	0,245	0,272	0,295
5	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
6	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210
7	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172
8	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149

Sin embargo esta fórmula se reevaluó considerando otros factores que modificaban la DGM, por lo que Dance amplió la fórmula (3) aplicando factores correctivos quedando de la siguiente manera.<sup>29</sup>

$$DGM (mGy) = KASE \cdot factor\ g \cdot c \cdot s \quad (3)$$

El “factor s” evalúa el tipo de elección de ánodo/filtro utilizado para el examen y el “factor c” evalúa la glandularidad mamaria.

En la tabla 2 se presenta el valor del factor s, según cada tipo de combinación ánodo/filtro utilizado para el examen de mamografía.

Tabla 2.Determinación del factor S

Combinación ánodo/filtro	Factor s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042

## 5.2.-Código de práctica TRS número 457 para medidas clínicas.

El Código de Práctica TRS número 457 implementa una nueva forma para calcular DGM la cual está basada en los trabajos de Dance, lo cual fue la forma de elección para la medición y cálculo dosimétrico.<sup>30</sup>

Para la estimación de DGM utiliza el Kerma incidente en aire ( $K_i$ ) determinado por la fórmula (4).

$$K_i = M_{auto} \cdot N_{k,q_0} \cdot K_Q \cdot K_{tp} \quad (4)$$

$M_{auto}$  se define por el promedio de las lecturas en mGy, el factor  $N_{k,q_0}$  que es el coeficiente de calibración dosimétrico y el factor  $K_Q$  es el que corrige las diferencias en la respuesta de la cámara en lo que respecta a la calidad de la calibración.

$K_{TP}$  el factor de corrección por presión y temperatura, de acuerdo a la expresión matemática (5).

$$K_{tp} = \left( \frac{273,2+T}{273,2+T_0} \right) \cdot \left( \frac{P_0}{P} \right) \quad (5)$$

Conociendo  $K_i$  debemos aplicar la siguiente fórmula (6)

$$DGM = C_{DG50,ki,PMMA} \cdot S \cdot K_i \quad (6)$$

Siendo  $C_{DG50,ki,PMMA}$  el coeficiente de conversión usado para el cálculo de DGM para una mama estándar de 50% de glandularidad para un fantoma de PMMA, definido por la tabla número 3.

Tabla 3. Coeficiente de conversión  $C_{DG50,ki,PMMA}$

HVL (mm Al)	$C_{DG50,ki,PMMA}$ (mGy/mGy)
0,25	0,149
0,30	0,177
0,35	0,202
0,40	0,223
0,45	0,248
0,50	0,276
0,55	0,304
0,60	0,326
0,65	0,349

Por último el Factor “s” es el mismo utilizado en el trabajo de Dance.

## **6.-Importancia de los Controles de Calidad.**

La OMS en el año 1984 define los controles de calidad como aquellas acciones que involucran las mediciones, evaluación y el mantenimiento de los niveles óptimos de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse.

También la Organización para la Normalización Internacional (ISO) los ha definido como el conjunto de todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para inspirar un alto nivel de confianza, con el fin de lograr altos estándares de calidad de una estructura, sistema o componente.

La relevancia del control de calidad radica en la vigilancia del proceso de formación e interpretación de las imágenes. Contribuyendo en la consistencia de la calidad de imagen, mantención de la dosis, aumento de la vida útil de los equipos y mejora en la satisfacción del usuario y la productividad del servicio.<sup>31</sup>

Finalmente la Garantía de Calidad se refiere al aseguramiento de la calidad respecto a los estándares internacionales propuestos para el radiodiagnóstico. Estos programas abarcan lo que respecta a las mediciones de los parámetros dosimétricos y del equipo, adecuados para el diagnóstico de los pacientes.<sup>32</sup>

Dada la importancia de la protección radiológica en técnicas de radiodiagnóstico como en mamografía se requiere el conocimiento de las dosis entregadas para cada paciente, con el fin de evaluar el riesgo asociado. Por ello este estudio pretende conocer la magnitud dosimétrica DGM, producto de la selección de factores técnicos de acuerdo a las características de una mama estándar, sobretodo en la unidad de mamografía del HCUCH donde se vivió una transición de tecnología en la adquisición de imágenes.<sup>33</sup>

Realizar esta investigación permite mejorar y optimizar la técnica, disminuyendo la DGM en las pacientes que se realizan el examen.

### **PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

Con la introducción de la tecnología digital CR en mamografía, es posible entregar una mayor dosis de la necesaria para el paciente debido al amplio rango dinámico que incorpora este nuevo sistema, el cual enmascara este error operacional. Por ello es necesario optimizar los factores de exposición para el examen de mamografía digital con el objetivo de disminuir la dosis glandular media manteniendo la calidad diagnóstica de la imagen.

## **HIPOTESIS**

Es posible disminuir la DGM en el examen mamográfico en el sistema digital CR, manteniendo la calidad diagnóstica de la imagen.



## **OBJETIVOS.**

### **General:**

Optimizar dosis glandular media (DGM) en mamografías realizadas en un sistema digital computada (CR) en el HCUCH, manteniendo la calidad diagnóstica de la imagen obtenida.

### **Específicos:**

- Determinar el estado de los equipos utilizados, realizando controles en cada uno de ellos.
- Determinar DGM en el examen de mamografía para una mama estándar, realizando modificaciones en los parámetros de adquisición determinados en el estudio.
- Determinar la calidad de imagen obtenida de las distintas combinaciones mediante el uso del fantoma ACR 156.
- Comparar la DGM que se encuentran dentro de la tolerancia obtenida de la literatura con aquellas imágenes que mantengan la calidad diagnóstica.
- Establecer la combinación de factores de exposición que permitan obtener un examen mamográfico para una mama estándar con el valor más bajo de DGM posible y sin variar significativamente en la calidad de imagen.

## MATERIALES Y MÉTODOS

La estructura metodológica de esta investigación corresponde a un estudio de carácter transversal.

En este estudio las variables dependientes corresponden a la Dosis Glandular Media (DGM) y la calidad diagnóstica de la imagen. Por otra parte, las variables independientes serán el voltaje de tubo (kV), el producto mAs y la combinación ánodo-filtro.

### Operacionalización de las variables:

La **dosis glandular media** (DGM) corresponde a una variable cuantitativa continua, la cual corresponde a una magnitud dosimétrica que caracteriza el riesgo provocado por la radiación. Es estimada a través de mediciones mediante el uso de una cámara de ionización. Este parámetro dosimétrico se ve influenciado a su vez por los siguientes factores:

Voltaje de tubo (kV): es una variable cuantitativa continua, que corresponde a un parámetro técnico que determina el voltaje aplicado al tubo al momento de la generación de rayos X. Controla la energía de los fotones presentes en el haz de rayos X que se utiliza en cada adquisición, influyendo principalmente en el contraste de la imagen y en la dosis recibida por el paciente.

El Producto miliAmper-segundo (mAs): es una variable cuantitativa continua y es un factor de exposición que da cuenta de la cantidad de electrones que impactan en el blanco de tubo, determinando la cantidad de fotones que se entregarán durante la adquisición, influyendo de manera directa en la dosis glandular media.

La combinación Ánodo-Filtro: corresponde a una variable cualitativa nominal, la cual determina la calidad del espectro de radiación aplicado durante la adquisición. Se refiere a la selección del material usado como blanco en el ánodo del tubo mamográfico, así como el del filtro utilizado para modelar el haz de rayos X producido.

La **calidad de imagen diagnóstica**, corresponde a una variable cualitativa ordinal, la cual pertenece a un atributo propio de la imagen mamográfica y su evaluación será mediante el uso del fantoma ACR 156, a través del análisis que realizarán Tecnólogos Médicos especializados en el área de mamografía.

Materiales:

Tabla 4. Resumen de los materiales utilizados en la investigación.

Equipo Radiológico y Accesorios.			
Instrumentación	Marca	Modelo	Características
Equipo de mamografía	Siemens	Mammomat 3000 Nova	Voltaje disponible 23 – 35kV SID 65 cm (fija)
Placas mamográficas CR	Agfa	CR HM5.0 MAMMO	Tamaños 18x24 y 24x30 Composición del fosforo, cristales de CsBr:Eu <sup>+2</sup>
Impresora láser	Agfa	Drystar Axys DT2 MAMMO	Contraste 14 bits de impresión Características de la impresión: 18x24→3828 x 4958 pixeles 24x30→4892 x 5810 pixeles
Digitalizador	Agfa	DX-M	Dispensador de chasis “drop-and-go” Permite el uso de detectores de aguja de Csl o de pantallas de fósforo estándar.
Fotómetro	Nuclear Associates	07-621	Precisión: 7% ± 2. Sensor: fotodiodo de silicio con filtro fotométrico.
Monitores	Nio 5 MP	MDNG-6121	Tecnología visual TFT AM LCD dual Domain IPS Tamaño de pantalla activa 541mm H:V 4:3 1.024 niveles de grises Tecnología de luminancia uniforme Resolución de 5MP (2800x 2096)
Dosimetría y Calidad de Imagen			
Cámara de ionización y Electrómetro	Radcal Corporation	2026C	Precisión:4% Repetibilidad:1%
Kilovoltímetro	Siemens	PTW DIAVOLT	Rango de medición: 22 -40kV Exactitud ≤ 7%
Filtros de Aluminio	Victoreen Nuclear Associates	07-434	99% de pureza
Fantoma	ACR	156	Elementos que contiene el inserto:6 fibras, 5 grupos de Microcalcificaciones y 5 masas

### Metodología:

Para llevar a cabo la investigación, el estudio se dividió en etapas, las cuales se explican a continuación.

En una primera etapa se realizaron las pruebas de control de calidad tanto al equipo radiológico como a los sistemas de visualización, con el fin de establecer que el funcionamiento de sus componentes se encontrara dentro de los límites aceptables establecidos por protocolos aplicables.

Para verificar el funcionamiento óptimo del equipo y asegurar la fidelidad de los resultados de este estudio, se decidió utilizar el protocolo de Control de Calidad de Mamografía Número 1517<sup>32</sup> y el Programa de Garantía de Calidad para Mamografía Digital Número 17 de la IAEA<sup>34</sup> de forma complementaria, debido a que el primero entrega un mayor detalle de la evaluación del equipo radiológico, mientras que el programa de garantía de calidad aporta las pruebas necesarias para la evaluación de los componentes del sistema digital, los cuales se detallan en el **Anexo I**.

Luego, en una segunda etapa, se establecieron valores de referencia, para ello se realizó una imagen radiológica exponiendo el fantoma ACR 156 tal como indica el protocolo Control de Calidad en Mamografía Número 1517<sup>32</sup>, para ello se utilizaron los valores de rutina proporcionados por la unidad de mamografía del HCUCH, 25 kV y 140 mAs con una combinación ánodo/filtro Molibdeno/Molibdeno (Mo/Mo), los cuales se codificaron para su evaluación como **A1**. Luego se midió el valor de DGM según lo establecido en el protocolo Código de Práctica para el Radiodiagnóstico, Technical Report Series (TRS) 457 <sup>30</sup>, utilizando las fórmulas (4), (5) y (6) previamente señaladas

en el apartado de dosimetría. Estas mediciones y cálculos se registraron siguiendo la hoja de trabajo propuesto por este protocolo, visualizado en el **Anexo II**. El valor obtenido de DGM y la calidad de imagen obtenida basada en la visualización de objetos en el fantoma ACR 156 serán utilizados posteriormente como valores de referencia en la unidad de mamografía HCUCH.

En una tercera etapa se realizó una revisión bibliográfica donde se determinaron un conjunto de combinaciones de factores técnicos específicos con el fin de lograr una disminución del valor de DGM establecido en la segunda etapa, sin alterar la calidad diagnóstica de la imagen.

En la selección de factores de exposición se contempló los trabajos realizados por Jakubiak et al.<sup>16</sup> y Asada et al.<sup>35</sup>, en los cuales se detallan distintas combinaciones ánodo/filtro en un rango de voltaje. Además, estos estudios entregaron cálculos dosimétricos para una mama de 50% de glandularidad con un espesor equivalente al fantoma, lo que es representativo para este estudio. Esto se comparó con el trabajo realizado por Williams et al.<sup>36</sup> en donde se contempló estos factores en distintas marcas y modelos de equipos de mamografía y además corrobora los rangos utilizados en este estudio y en los trabajos analizados previamente. Finalmente, en la revisión del trabajo de Ranger et al.<sup>37</sup> se confirma el rango de voltaje usado para cada combinación y de esta forma se definen las combinaciones de parámetros a poner a prueba en esta investigación.

Además se indagó en los efectos de las distintas combinaciones ánodo/filtro, probando con las combinaciones Molibdeno/Molibdeno (Mo/Mo), Molibdeno/Rodio (Mo/Rh) y Wolframio/Rodio (W/Rh) evaluando el efecto de la selección del voltaje de tubo en cada una de las combinaciones seleccionadas.

Cabe señalar que el producto mAs se mantuvo fijo en esta etapa, usando técnica libre aplicando un mAs de 140, debido a una limitación técnica del equipo en relación al CAE. Respecto a esto último, el personal de AGFA ajustó temporalmente en el canal D del mamógrafo los parámetros para poder trabajar con detectores digitales tipo CR, esto sin intervención de la configuración inicial del equipo por parte de los Ingenieros de Siemens. Los ajustes realizados fueron grabados en 4 programas del modo automático de exposición que presenta el mamógrafo, de esta forma, para exponer una mama se deberá elegir un programa con el voltaje de tubo correspondiente según el rango de espesor en milímetros al comprimir dicha mama. Se deja la salvedad de que todas las mamografías deberán realizarse en modo automático, según programa ajustado, siendo el equipo el que deberá censar de acuerdo al espesor comprimido de la mama y qué programa utilizar.

Luego de finalizar la revisión bibliográfica, se establecieron los valores a incluir en esta investigación, los que se detallan a continuación.

Tabla 5. Codificación de las imágenes para cada factor de exposición propuesto en la etapa tres.

Codificación	Voltaje (kV)	Producto mAs	Ánodo/Filtro
<b>A2</b>	26	140	Mo/Mo
<b>A3</b>	27	140	Mo/Mo
<b>A4</b>	28	140	Mo/Mo
<b>B1</b>	27	140	W/Rh
<b>B2</b>	28	140	W/Rh
<b>B3</b>	29	140	W/Rh
<b>C1</b>	27	140	Mo/Rh
<b>C2</b>	28	140	Mo/Rh
<b>C3</b>	29	140	Mo/Rh

Al igual que en la etapa precedente, se realizaron exposiciones al fantoma ACR 156 siguiendo las técnicas propuestas. Paralelamente a ello, se realizaron las mediciones dosimétricas correspondientes a cada combinación propuesta (voltaje, producto mAs, combinación ánodo/filtro).

En esta etapa, la evaluación de la calidad de imagen se realizó mediante la opinión de dos Tecnólogas Médicas con diplomado de postítulo en Mamografía y cuya experiencia es de 3 y 5 años en el área, las cuales evaluaron las imágenes del fantoma obtenidas con las diferentes combinaciones en un monitor diagnóstico específico para mamografía. Cabe destacar que dichas profesionales no participan en esta investigación y que desconocen el conjunto de factores técnicos al momento de evaluar la imagen debido a la codificación realizada a cada imagen. Para ello se les entregó



una pauta de evaluación diseñada a partir de lo señalado por el protocolo de Control de Calidad en Mamografía número 1517 presentado en el **Anexo III**.

De esta forma, se lograron descartar aquellas combinaciones de factores de exposición propuestos que no cumplen con los parámetros de calidad diagnóstica, analizando el número de elementos visibles de acuerdo a la siguiente tolerancia: **Fibras  $\geq 5$ , Microcalcificaciones  $\geq 4$  y Masas  $\geq 4$** . Estos límites están en concordancia con lo establecido en el Programa de Garantía de Calidad para Mamografía Digital número 17 de la IAEA<sup>38</sup>, que plantea que la tolerancia debe ser mucho más estricta respecto a la utilizada en mamografía convencional.

Las imágenes se califican como **Aceptables** o **No aceptables** cuando ambas evaluadoras coinciden en su valoración, pero en el caso de existir discordancia con la calidad de imagen, esta se considera **No concluyente**.

Las imágenes categorizadas como **No aceptables** y **No concluyentes** fueron eliminadas de la investigación.

Por último, en una cuarta etapa se evaluó el efecto del mAs para los conjuntos de kV y combinación ánodo/filtro que lograron disminuir la dosis y que pasaron las pruebas de evaluación de calidad de imagen en la tercera etapa.

Para ello nuevamente se tomaron exposiciones radiográficas al fantoma ACR 156 siguiendo ahora las siguientes combinaciones.

Tabla 6. Codificación de las imágenes para cada factor de exposición propuesto en la etapa cuatro.

Codificación	Voltaje (kV)	Producto mAs	Ánodo/Filtro
<b>D1</b>	25	71	Mo/Mo
<b>D2</b>	25	63	Mo/Mo
<b>D3</b>	26	71	Mo/Mo
<b>D4</b>	26	63	Mo/Mo
<b>E1</b>	27	100	W/Rh
<b>E2</b>	27	71	W/Rh
<b>E3</b>	27	125	W/Rh

Al igual que en la tercera etapa, se realizaron mediciones dosimétricas para cada una de estas nuevas combinaciones y posteriormente se solicitó el análisis imagenológico de la imagen del fantoma a las expertas.

El análisis sinérgico de los resultados obtenidos en cada etapa permitió seleccionar la mejor combinación de factores técnicos de exposición, los cuales entregan una DGM que se adecua a lo recomendado por la literatura, manteniendo la calidad diagnóstica de la imagen mamográfica.

### **Análisis Estadístico.**

Para la variable DGM se estimó un promedio y una incertidumbre relativa expandida de acuerdo a los escenarios propuestos en el protocolo TRS 457. Se estableció esta incertidumbre en el orden de 9%, considerando que las mediciones fueron realizadas en el escenario dos.<sup>39</sup>

Para la evaluación de calidad de imagen se estimó una medida de concordancia entre las evaluadoras respecto de las imágenes obtenidas en el fantoma ACR 156, la cual se basó en el cálculo del índice Kappa.

Para la comparación de los valores obtenidos de DGM se aplicó la Prueba T-Student para dos muestras no pareadas.

## RESULTADOS

En lo que respecta a los controles de calidad realizados (ver **Anexo I**), se comprobó que estos cumplen con las tolerancias establecidas en los protocolos referidos.<sup>32-34</sup> Sin embargo, en la prueba geométrica del sistema de colimación se constató una desviación de la coincidencia del centro del campo de radiación con respecto al campo luminoso levemente por sobre los valores de tolerancia. A pesar de ello, esta desviación fue considerada al momento de realizar mediciones con la cámara de ionización, tomando como referencia para su ubicación el centro real del campo de radiación. Cabe destacar que esta desviación no ha mostrado repercusiones en la realización de los exámenes de la unidad.

El valor promedio de DGM medido por la combinación de factores utilizados en la imagen de referencia codificada como **A1** fue de  $4,02 \pm 0,36$  mGy.

Los valores de referencia establecidos por ambas evaluadoras para la unidad de mamografía del HCUCH fue de 5,5 fibras, 4 grupos de microcalcificaciones y 4,5 masas, que se ven representados en la imagen número 3.

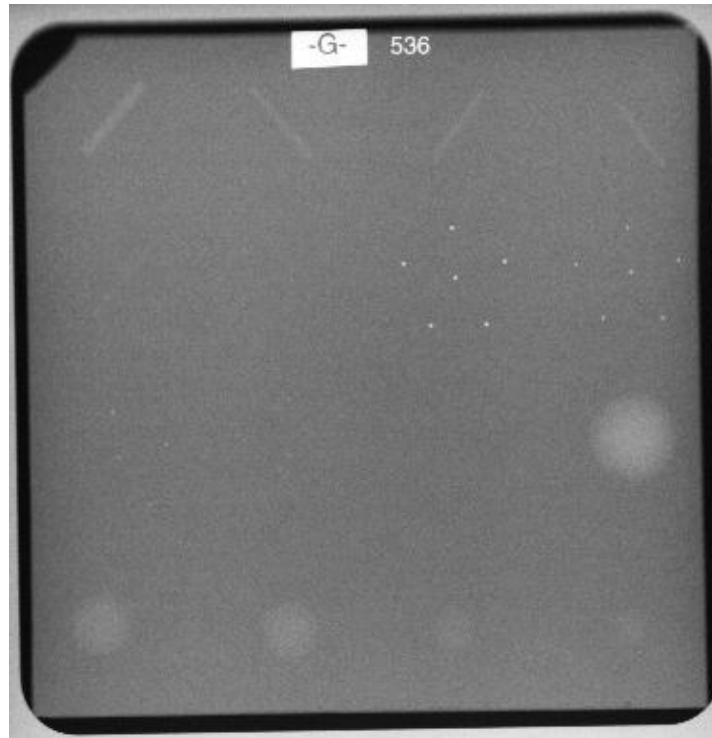


Imagen 3. Resultado de calidad de imagen con técnica estándar en usada en el HCUCH.

Cabe señalar que las imágenes números 3, 4 y 5 no corresponden al tamaño real ni especificaciones diagnósticas ya que se pierde resolución y contraste, se afecta también el tamaño de la matriz y tamaño del pixel, lo que no ocurre en el monitor de visualización de mamografía ya que se realizó una conversión del archivo original DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) al formato JPEG (Joint Photographic Experts Group).

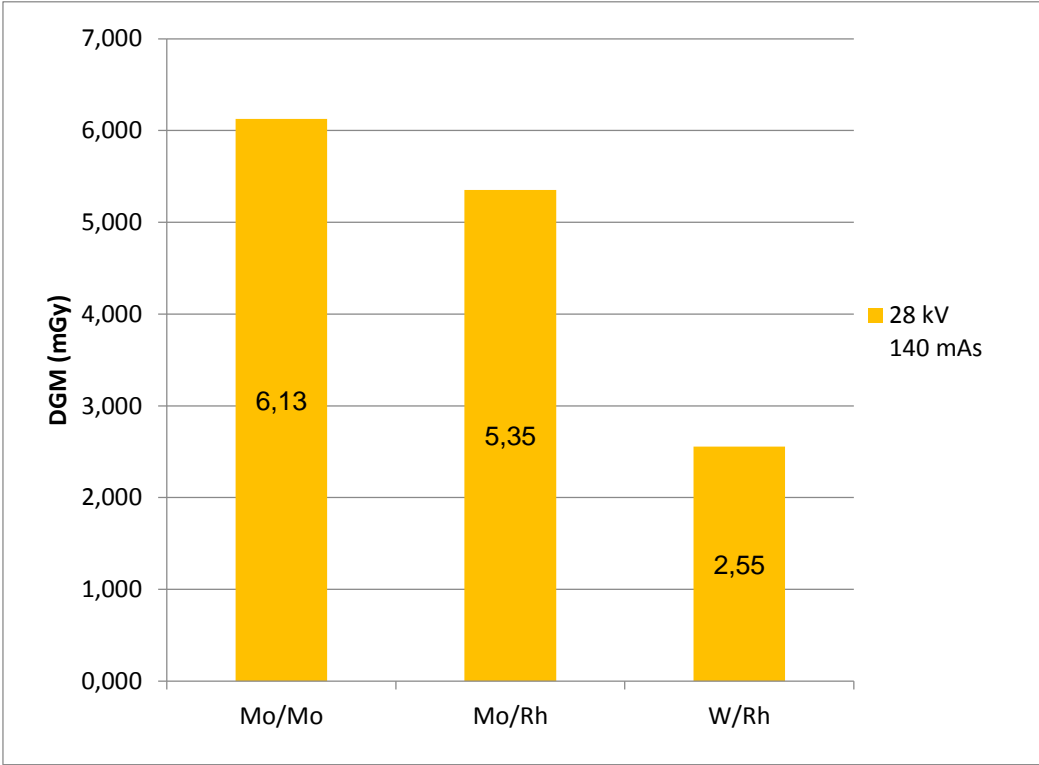
Se determinó la DGM para cada combinación de factores técnicos propuestos en la etapa tres con su relativa incertidumbre, sin embargo el detalle de cada cálculo se encuentra en el **Anexo IV**. En la tabla número 7 se encuentra representado el valor final y su desviación en cada medición.

Tabla 7. Resultados de DGM y su incerteza por cada combinación propuesta en la etapa tres.

Codificación	DGM (mGy)
<b>A2</b>	4,63±0,42
<b>A3</b>	5,32±0,48
<b>A4</b>	6,13±0,55
<b>B1</b>	2,31±0,21
<b>B2</b>	2,55±0,23
<b>B3</b>	2,79±0,25
<b>C1</b>	4,70±0,42
<b>C2</b>	5,35±0,48
<b>C3</b>	6,07±0,55

A partir de los datos obtenidos se muestra la influencia en las diversas combinaciones ánodo/filtro utilizadas en las propuestas de la etapa tres respecto a la DGM, lo que se visualiza en el gráfico número 1.

Gráfico 1. Análisis comparativo del efecto de la combinación ánodo/filtro en la DGM a un mismo voltaje y producto mAs.



Se evaluó el comportamiento de la DGM para las combinaciones Mo/Mo y W/Rh a diversos voltajes de tubos, los cuales se muestran en los gráficos números 2 y 3.

Gráfico 2. Comportamiento de la DGM respecto del voltaje de tubo para la combinación Mo/Mo.

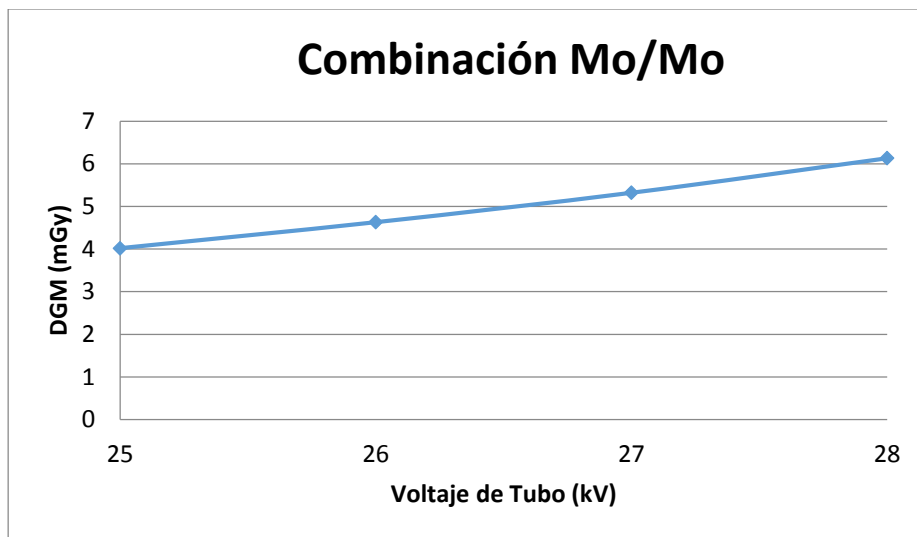
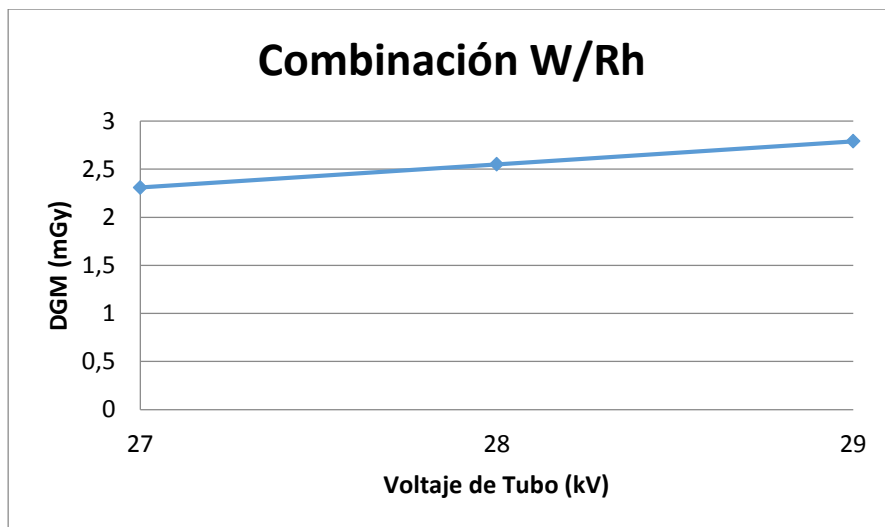


Gráfico 3. Comportamiento de la DGM respecto del voltaje de tubo para la combinación Mo/Mo.





Las combinaciones de la etapa tres fueron evaluadas en relación a su calidad de imagen por dos profesionales expertas en el área, calificando como **Aprueba** cuando la imagen obtenida de la propuesta cumple con la tolerancia establecida ( $5 \geq$  fibras,  $4 \geq$  grupos de microcalcificaciones y  $4 \geq$  masas) los resultados se presentan en la siguiente tabla para la etapa tres.

Tabla 8. Resultado de calidad de imagen por combinación propuesta en la etapa tres.

Codificación	Evaluador 1	Evaluador 2	Resultado Final
<b>A2</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>A3</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>A4</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>B1</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>B2</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>B3</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>C1</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>C2</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable
<b>C3</b>	Aprueba	Aprueba	Aceptable

La evaluación detallada por figura visualizada tanto en la etapa tres como en la cuatro por evaluadora se encuentra en el **Anexo V**.

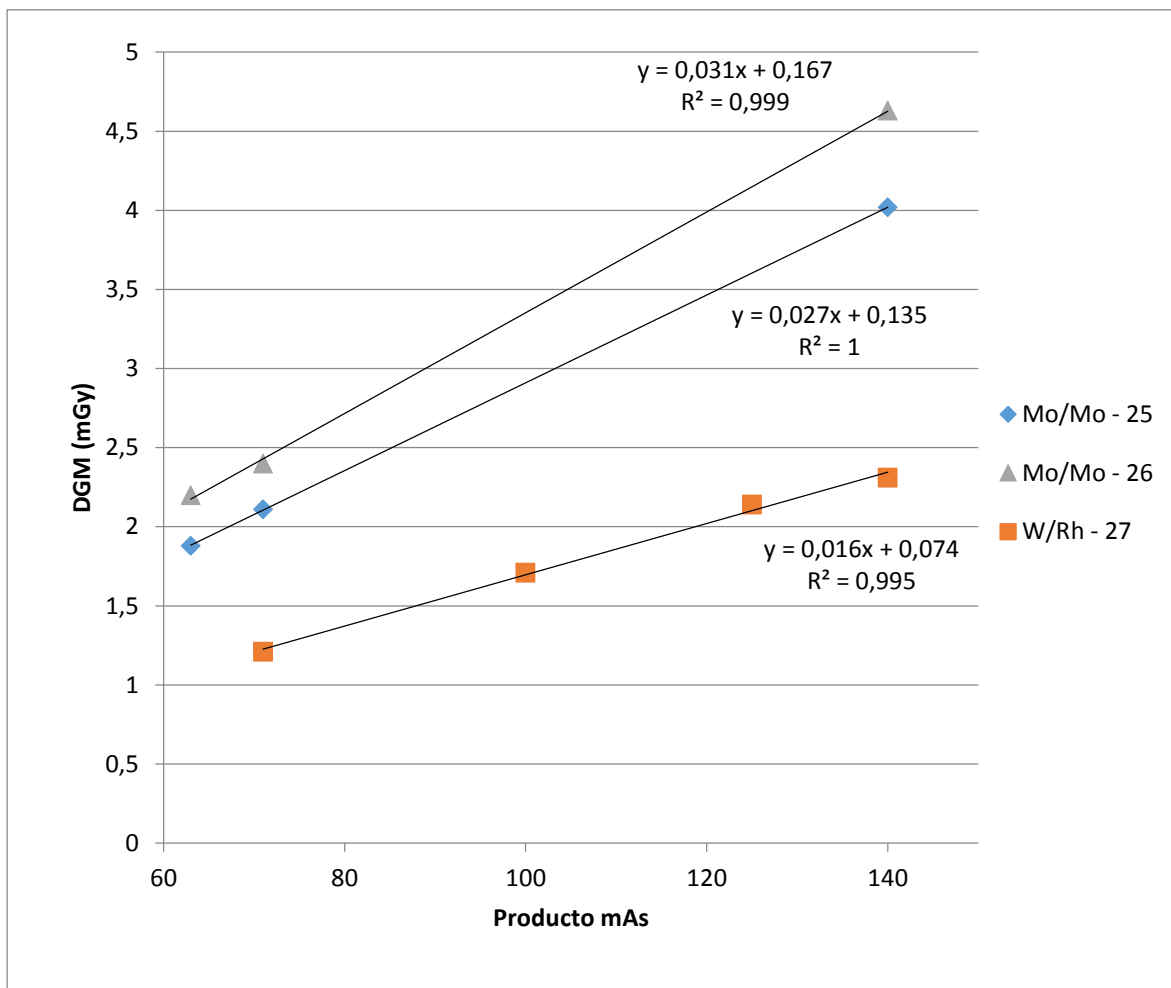
Se determinó la DGM para cada combinación de factores técnicos propuesta en la etapa cuatro cuyo resultado se presenta a continuación en la tabla número 9.

Tabla 9. Resultados de DGM y su incerteza por cada combinación propuesta en la etapa cuatro.

Codificación	DGM (mGy)
<b>D1</b>	2,11±0,19
<b>D2</b>	1,88±0,17
<b>D3</b>	2,40±0,22
<b>D4</b>	2,20±0,20
<b>E1</b>	1,71±0,15
<b>E2</b>	1,21±0,11
<b>E3</b>	2,14±0,19

Con la utilización de los datos se corroboró el comportamiento lineal del producto mAs y su influencia en relación a la DGM, situación evaluada en tres circunstancias dentro de la investigación vista en el gráfico número 4.

Gráfico 4. Verificación del comportamiento lineal del producto mAs en relación a la DGM para la combinaciones usadas en las propuestas.



Los resultados de la calidad de imagen por evaluadora para la etapa cuatro se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 10. Resultado de calidad de imagen por combinación propuesta en la etapa cuatro.

Codificación	Evaluador 1	Evaluador 2	Resultado Final
D1	No aprueba	No aprueba	No Aceptable
D2	Aprueba	No aprueba	No Concluyente
D3	Aprueba	No aprueba	No Concluyente
D4	No aprueba	No aprueba	No Aceptable
E1	Aprueba	No aprueba	No Concluyente
E2	No aprueba	No aprueba	No Aceptable
E3	Aprueba	No aprueba	No Concluyente

A continuación se presentan dos imágenes que ejemplifican la categoría de la calidad de imagen **No Concluyente (E1)** y **No Aceptable (E2)**

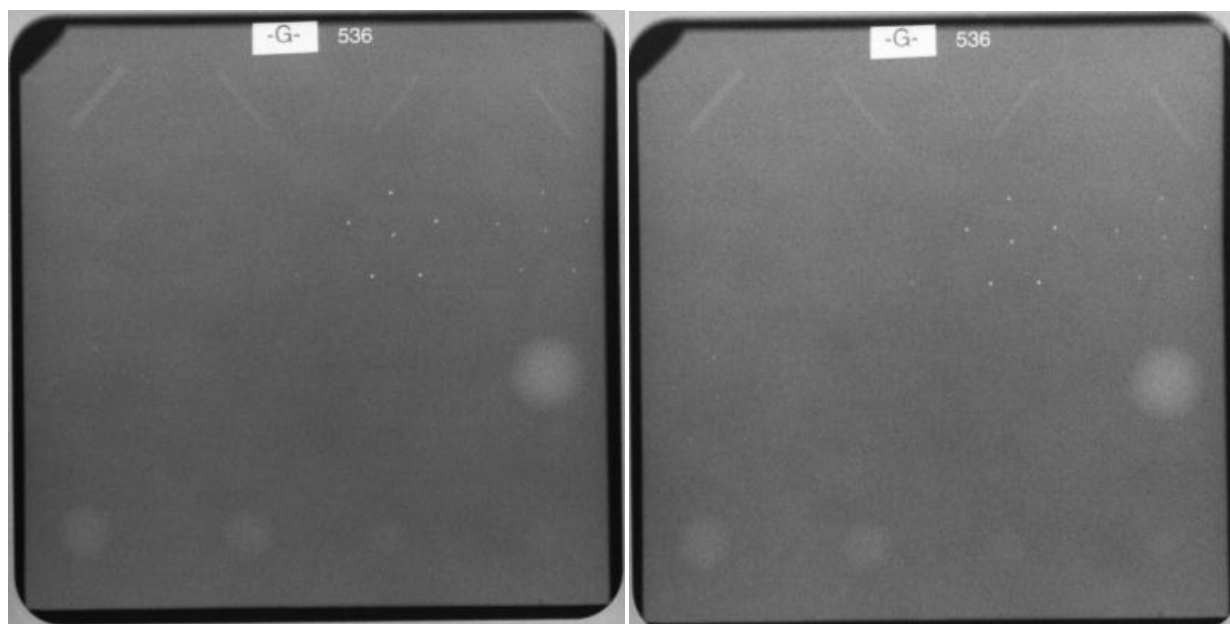


Imagen 4. Comparación de la calidad de imagen para la codificación **E1** (izquierda) y **E2** (derecha).

La concordancia entre evaluadores para esta investigación se realizó mediante el Índice Kappa, considerando el dictamen final en relación a cada imagen, el resultado se muestra en la tabla número 11.

Tabla 11. Resultado del Índice Kappa

Evaluador 1	Evaluador 2		Total
	Aceptable	No Aceptable	
Aceptable	10	4	14
No Aceptable	0	3	3
Total	10	7	17

El Índice Kappa calculado entre las evaluador es de 0,47 cuyo valor p es de 0,0113, valor que es menor a  $<0,05$  lo que demuestra que los resultados no son debido al azar y posee una significancia estadística.

De todos los valores obtenidos se construyó una tabla resumen que incluye tanto la DGM como calidad de imagen evaluada, esta tabla se presenta a continuación.

Tabla 12. Comparación de DGM y calidad de imagen para todas las combinaciones de esta investigación.

Codificación	DGM (mGy)	Calidad de Imagen
<b>A1</b>	4,02 ± 0,36	Aceptable
<b>A2</b>	4,63 ± 0,42	Aceptable
<b>A3</b>	5,32 ± 0,48	Aceptable
<b>A4</b>	6,13 ± 0,55	Aceptable
<b>B1</b>	2,31 ± 0,21	Aceptable
<b>B2</b>	2,55 ± 0,23	Aceptable
<b>B3</b>	2,79 ± 0,25	Aceptable
<b>C1</b>	4,70 ± 0,42	Aceptable
<b>C2</b>	5,35 ± 0,48	Aceptable
<b>C3</b>	6,07 ± 0,55	Aceptable
<b>D1</b>	2,11 ± 0,19	No Aceptable
<b>D2</b>	1,88 ± 0,17	No Concluyente
<b>D3</b>	2,40 ± 0,22	No Concluyente
<b>D4</b>	2,20 ± 0,20	No Aceptable
<b>E1</b>	1,71 ± 0,15	No Concluyente
<b>E2</b>	1,21 ± 0,11	No Aceptable
<b>E3</b>	2,14 ± 0,19	No Concluyente

De la tabla precedente se puede desprender que la combinación **B1** es la que satisface de mejor forma el objetivo propuesto en la investigación,

En la imagen número 5 se muestra una comparación respecto a la calidad de imagen presentada al utilizar la técnica estándar versus la técnica recomendada según los resultados de esta investigación.

En **B1** la evaluadora uno visualiza 5,5 fibras, 4 grupos de microcalcificaciones y 4,5 masas, mientras que la evaluadora dos difiere solo en el número de fibras observando 5 de ellas.

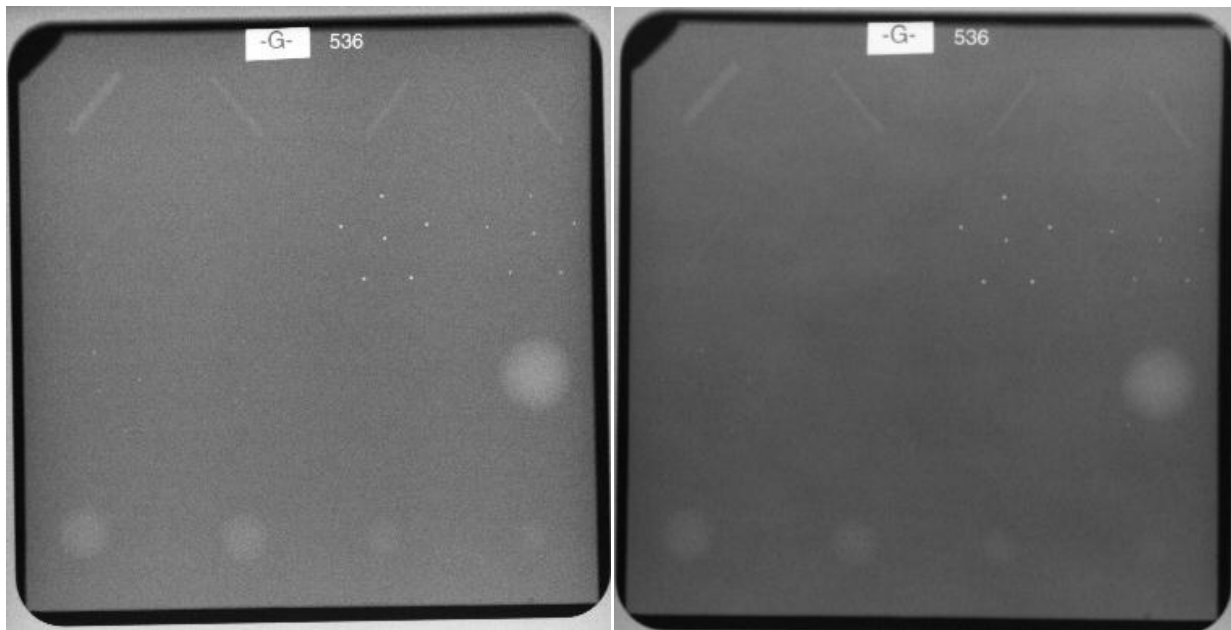


Imagen 5. Comparación de la imagen patrón **A1** (izquierda) y de la propuesta de optimización **B1** (derecha).

La DGM obtenida en la combinación **B1** fue comparada con el valor de dosis de la técnica usada en el HCUCH de la segunda etapa, los resultados fueron obtenidos con la prueba T-Student para dos muestras no pareadas y se presentan a continuación.

Tabla 13. Resultados de la Prueba T-Student para dos muestras no pareadas

Imagen	DGM promedio de las tres lecturas	Desviación Estándar de las lecturas	P Valor ( $p < 0,05$ )
<b>A1</b>	4,02	0,03	<b>0.0001</b>
<b>B1</b>	2,31	0,01	

El valor que entregó esta prueba establece que existe una significancia estadística en la comparación de la DGM de referencia y la obtenida luego de la optimización.



## DISCUSIÓN

La reciente y paulatina incorporación de sistemas de adquisición digital en mamografía, tanto en Chile como en el mundo, ha abierto nuevas posibilidades a la reducción de dosis en este tipo de exámenes, sin afectar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas gracias a las características de desempeño de esta nueva tecnología. Sin embargo, la transición desde los antiguos sistemas convencionales de adquisición basados en películas radiográficas a los nuevos sistemas digitales no siempre han ido acompañados de una adecuada adaptación de los factores de exposición necesarios para lograr este objetivo de reducción de dosis.

En la unidad de mamografía del Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile, este cambio de tecnología se realizó el pasado mes de Noviembre del 2013, incorporándose la tecnología CR como método de adquisición de imágenes. En la búsqueda de esta adaptación de los factores de exposición necesarios para esta nueva tecnología, este trabajo de investigación constituye una primera aproximación a lo que se pretende a futuro, tomando en consideración otros aspectos no abordadas en él, logrando mostrar una metodología de optimización que pudiese ser replicable en otros centros.

En esta línea, Leyton et al.<sup>15</sup> afirman que el 36% de las DGM calculadas en seis servicios de mamografía digital en Santiago de Chile superan el nivel aceptable por espesor comprimido, aludiendo como posibles causas a la falta de estandarización y aplicación de programas de garantías de calidad que velen por la optimización de sus dosis y procedimientos.

En relación a los resultados obtenidos en la segunda etapa de esta investigación, se pudo observar que la DGM estimada para la combinación de factores de exposición utilizados para una mama de característica estándar es en promedio de  $4,02 \pm 0,36$  mGy, cerca del doble de la dosis de 2 mGy, considerada como aceptable<sup>15-16</sup>.

De acuerdo a lo expuesto en la tabla número 7, se observa que las codificaciones **A2**, **A3** y **A4** que emplean una combinación ánodo/filtro de Mo/Mo, superan el valor de dosis recomendado, e incluso son levemente mayor respecto a la DGM entregada por el conjunto de factores técnicos empleados en la unidad de mamografía para una mama de características estándar.

Con lo que respecta a las codificaciones **C1**, **C2** y **C3** que usan la combinación Mo/Rh, se observó que también entregan una DGM que no se adecua con los niveles de aceptación. Esto puede ser consecuencia del aumento del voltaje de tubo y la no disminución del producto mAs.

Por otra parte, las codificaciones **B1**, **B2** y **B3** con W/Rh, las cuales también son parte de las propuestas de la tercera etapa de optimización, representan las técnicas que más se acercan a lo dosimétricamente recomendado según la bibliografía revisada para este estudio, siendo de relevancia la codificación **B1** debido a que representa la combinación que entrega menor dosis de radiación.

En relación al gráfico número 1, se observó que la combinación W/Rh entrega una dosis promedio de 2,55 mGy, logrando reducir las dosis en mamografía digital respecto de las restantes combinaciones ánodo/filtro a un mismo voltaje y producto mAs. También es posible evidenciar que la combinación Mo/Mo habitualmente utilizada para mamas estándar, constituye la opción que entrega mayor dosis en el examen

mamográfico, alcanzando un valor de DGM de aproximadamente 6,13 mGy utilizando 28 kV y 140 mAs. Respecto a lo visualizado en la combinación Mo/Rh, se vio que entrega una DGM promedio de 5,35 mGy, lo cual no se ajustaría a los niveles aceptables.

En los gráficos números 2 y 3 se muestra el comportamiento de la DGM para diversos valores de voltajes de tubo para una combinación ánodo/filtro específica, en donde al aumentar el valor de este parámetro se logra aumentar también el valor de dosis, especialmente en combinaciones que usan Mo/Mo, la cual demostró mayor sensibilidad a esta modificación. Además, nuevamente se demuestra que la combinación W/Rh es la que menos dosis entregaría a pesar de la influencia de este parámetro, lo que se interpreta como la combinación ánodo/filtro que permite realizar mayores cambios en la elección del voltaje de tubo.

Con el análisis de estos tres gráficos y el resultado de la calidad de imagen obtenido en la etapa tres, se decidió la combinación con la cual se trabajaría en la siguiente etapa del plan de optimización, con el fin de evaluar nivel de reducción de las dosis, ya que hasta ese momento había considerado la codificación **A1** y **A2** como las técnicas que permitían reducir la DGM usando la misma combinación ánodo/filtro (Mo/Mo), considerando solo la reducción del producto mAs. Se observó que la codificación **B1** representaba la combinación de parámetros que más se acercó a la dosis recomendada por el análisis documental, por ello se intentó reducir aún más su valor.

En la publicación de Asada et al.<sup>35</sup>, para la combinación Mo/Mo se trabajó con 68,9 mAs y para W/Rh se empleó un producto mAs de 80, aplicados en pacientes que presentan un tejido mamario estandarizado de 42 mm y composición ACR 2, situación que se asemeja al fantoma ACR 156 y que evidencia la posibilidad de trabajar con valores más bajos del producto mAs; lo que se ve reflejado en la cuarta etapa.

De acuerdo a lo presentado en los resultados de la DGM en la cuarta etapa (tabla número 9), se observaron algunas propuestas como **D2**, **E1** y **E2** las cuales se encuentran por debajo de esta recomendación dosimétrica de 2mGy.

El estudio de Jakubiak et al.<sup>16</sup> propone un valor de DGM distinto al recomendado en esta investigación y que fue empleada en una combinación muy similar a la usada en codificación **D3** de la etapa cuatro, proponiendo una dosis de aceptación de 2,5 mGy.

Con lo que respecta al gráfico número 4 se visualiza el efecto lineal del mAs sobre la DGM estimada, y por ende la susceptibilidad al cambio de este parámetro, particularmente en la combinación Mo/Mo, donde se presenta una pendiente más pronunciada respecto de la combinación W/Rh.

En relación a la calidad de imagen, se observó que la codificación **A1** supera la tolerancia establecida, ya que ambas evaluadoras visualizaron 5,5 fibras, 4 microcalcificaciones y 4,5 masas.

En la tabla número 8 se presentan los resultados de la calidad de imagen para las propuestas de la etapa tres, las cuales cumplieron los requisitos mínimos sin presentar diferencias entre ellas.

En la tabla número 10 se observa que ninguna de las combinaciones propuestas en la etapa cuatro cumple los requisitos mínimos de calidad de imagen de esta investigación,

sin mostrar diferencias en las imágenes que pertenecían a una misma categoría, ya sea **No aceptable** o **No Concluyente**.

La calidad diagnóstica fue un aspecto fundamental en este estudio, debido a que si un examen mamográfico no presenta una buena calidad de imagen, se dificulta el diagnóstico clínico del paciente, razón de mayor importancia que el aspecto dosimétrico, hecho por el cual cada una de las propuestas que no cumplían con las tolerancias en calidad de imagen fueron descartadas. Por este motivo siempre debe existir un equilibrio entre ambos aspectos con el propósito de contribuir al diagnóstico.

Respecto a la imágenes de la codificación **E1** y **E2** (imagen 4), que ejemplifican aquellas combinaciones que presentan una mala calidad, se puede realizar un análisis global de las figuras visualizadas por las expertas, donde se concluye que la estructura más susceptible al cambio en los factores de exposición son las microcalcificaciones, debido al aumento del ruido en la imagen; las cuales poseen más baja puntuación en relación a los otros elementos evaluados por las tecnólogas y son el motivo en algunos casos del rechazo en las imágenes, situación que se puede inferir viendo los resultados detallados de la calidad de imagen en el **Anexo V**.

En relación a la evaluación global de la calidad de imagen y los resultados estadísticos visualizados en la tabla número 11, se concluye que la concordancia entre las evaluadoras mediante el uso del índice Kappa, tienen una fuerza de concordancia moderada<sup>40</sup>, debido a que posee un valor de un 0,47 y un p valor <0,05 por lo que demuestra que tiene significancia estadística y no es debido al azar.

En la tabla número 12 se logra determinar que la DGM promedio que entrega la técnica codificada como **B1** (técnica 27 KV con 140 mAs W/Rh) es de  $2,31 \pm 0,21$  mGy, la

menor dentro de las codificaciones que cumplen con el criterio de calidad de imagen, siendo la técnica elegida para la optimización, cumpliendo el objetivo propuesto. Este valor de dosis al aplicarle una incertidumbre relativa expandida del 9%, entrega un valor de dosis que va desde 2,1 mGy a 2,52 mGy asegurando que la dosis calculada se encuentra dentro de este rango. Además de ello, su calidad se asemeja a la utilizada para la prueba de control de calidad del fantoma en el HCUCH representada por la comparación hecha en la imagen número 5.

El nivel de optimización logrado en comparación con la técnica previamente utilizada en el HCUCH fue analizada a través de la Prueba T-Student para dos muestras no pareadas (tabla número 13), la cual entrega un valor p de 0,0001 ( $p < 0,05$ ), señalando una significancia estadística en relación a esta reducción.

La reducción de dosis en mamografía alcanzada respecto a la técnica utilizada en el HCUCH para una mama estándar, fue del orden de un 57,46%, valor muy satisfactorio considerando los cambios ocasionados por la migración desde la mamografía convencional a la digital. No obstante, lo relevante de estos resultados son que la tecnología digital no involucra una disminución de la DGM por sí sola, sino más bien, requiere de un trabajo previo y complementario con la aplicación de los programas de garantía de calidad establecidos por entidades internacionales como la IAEA, con el fin de contribuir a la optimización de la dosis y procedimientos en mamografía digital.

La determinación de calidad de imagen se decidió realizar en base al fantoma ACR 156, principalmente por el interés en la evaluación de la influencia de los parámetros modificados en la información de relevancia clínica que aporta el estudio de mamografía digital, así como la disponibilidad de este equipamiento en la institución en

que se realizó la investigación. Aunque en la literatura se recomiendan parámetros objetivos para la evaluación de calidad de imagen como la evaluación del ruido,<sup>16-37</sup> estos por sí solos no representan el impacto de la variación de los factores de exposición en los aspectos más clínicos de la imagen, como es el reconocimiento de estructuras de interés clínico como microcalcificaciones o masas. A pesar de que el fantoma no refleja exactamente las características de la mama de una paciente, y fue diseñado originalmente para aplicación en mamografía convencional, este instrumento sigue siendo recomendado como válido para la evaluación de calidad de imagen en mamografía digital.<sup>34</sup>

Por otra parte, lo ideal en este tipo de estudios es que se pudiese trabajar directamente con pacientes, pero las dificultades que involucra la nueva Ley número 20.584 de Derechos y Deberes de los Pacientes<sup>41</sup>, el tiempo destinado a la realización de esta investigación, y el carácter de primera aproximación a la problemática planteada en esta unidad reforzaron la idea de utilizar el fantoma como representativo de la figura de mérito a evaluar.

Debido a que esta investigación realizó las evaluaciones dosimétricas y de calidad de imagen en una sola unidad de mamografía de acuerdo a lo planificado, los resultados específicos no pueden ser extrapolados directamente a otros centros y/o equipos mamográficos. Sin embargo, se espera que la metodología empleada en esta investigación pueda constituir una guía para estudios similares en otros servicios de mamografía que se enfrenten a la problemática que presenta la incorporación de tecnología digital.

## CONCLUSIÓN

El cáncer de mama es una patología de relevancia mundial por las elevadas tasas de incidencia y mortalidad, siendo la mamografía la técnica diagnóstica de primera línea que permite su diagnóstico precoz.

La disminución de la DGM se basa en el criterio de protección radiológica ALARA, el cual nos impulsa a reducir las dosis entregadas al paciente tanto como sea posible, en este caso, sin perjudicar la calidad diagnóstica de la imagen. Esta acción trae consigo un aumento de la relación beneficio/detrimento al paciente en este tipo de examen radiológico, a través de la disminución de los riesgos asociados al uso de rayos X.

Este estudio fue necesario debido a la reciente transición desde el sistema de adquisición convencional a digital de la unidad de mamografía del HCUCH, con el objeto de maximizar las ventajas que incorpora esta nueva tecnología y la adaptación necesaria de los factores de exposición para obtener una imagen de calidad diagnóstica.

La investigación logró cumplir los objetivos presupuestados, pudiendo proponer un set de factores de exposición estandarizados en 27 kV, 140 mAs y combinación W/Rh como la opción más óptima para la realización del estudio de mamografía para una mama de características estándar, entregando una DGM promedio de  $2,31 \pm 0,21$  mGy, lo cual se encuentra dentro de los valores recomendados en la literatura, manteniendo la visualización de detalles en la imagen que permiten calificarla con una calidad diagnóstica, como la obtenida hoy en día en esta unidad.



Finalmente, esta investigación deja abierto el camino a estudios futuros en los que se abarque una gama más amplia de espesores y composiciones mamarias, y tal vez la evaluación de lo propuesto como factores de exposición en pacientes para incorporar la componente clínica en su evaluación.

## BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Organización Mundial de la Salud. [Internet]. Suiza: OMS; c2008 [cited 2014 June 19]. Available from: <http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/index3.html>
- 2.- Kerlikowske K, Hubbard R, Miglioretti D, Geller B, Yankaskas B, Lehman C et al. Comparative Effectiveness of Digital Versus Film-Screen Mammography in Community Practice in the United States: A Cohort Study. *Ann Intern Med.* 2011; 155(8): 493–502.
- 3.- Ramos O. and Villarreal M. Fundamentos de protección radiológica. *Radiobiología.* 2007; 7:174-177.
- 4.- Alasbimn. [Internet]. Montevideo, Uruguay: Comité de Tecnólogos de ALASBIMN; c2008 [cited 2013 August 20]. Available from: [http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Efectos\\_biologicos\\_de\\_las\\_radiaciones.pdf](http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Efectos_biologicos_de_las_radiaciones.pdf)
- 5.- International Atomic Energy Agency. [Internet]. Vienna: Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Mammography; c2007 [cited 2013 August 6]. Available from: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf)
- 6.- Lugones M. and Ramírez M. Aspectos históricos y culturales sobre el cáncer de mama. *Revista Cubana de Medicina General Integral.* 2009; 25(3): 160-166
- 7.- Red Salud Uc. [Internet]. Santiago: Universidad Católica, Facultad de Medicina; c2013 [cited 2013 August 6]. Available from: [http://redsalud.uc.cl/link.cgi/vidasaludable/glosario/C/cancer\\_de\\_mama.act](http://redsalud.uc.cl/link.cgi/vidasaludable/glosario/C/cancer_de_mama.act)
- 8.- Hernández D, Borges R, Márquez G and Betancourt L. Factores de riesgo conocidos para cáncer de mama. *Rev Venez Oncol.* 2010; 22 (1): 16-31.

- 9.- International Agency for Research on Cancer. [Internet] Francia: GLOBOCAN; c2012 [cited 2014 March 25]. Available from: [http://globocan.iarc.fr/Pages/fact\\_sheets\\_population.aspx](http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx)
- 10.- Departamento de estadística e información de salud. [Internet]. Santiago: c2010-2014. Mortalidad. [cited 2014 March 5]. Available from: <http://www.deis.cl/?p=2541>
- 11.- Aguirre D. Controversias sobre el beneficio y daño del screening mamográfico para el cáncer de mama. Revista Médica Clínica las Condes. 2013; 24 (1): 116-121.
- 12.- Ministerio de Salud. Guía Clínica Cáncer de Mama. Serie Guías Clínicas Minsal. 2010; 14.
- 13.- Gobierno de Chile [Internet]. Santiago: Servicio Nacional de la Mujer; c2013. [cited 2014 March 11]. Available from: [http://www.haztelamamografiahoy.cl/lo\\_que\\_debes\\_saber.php](http://www.haztelamamografiahoy.cl/lo_que_debes_saber.php)
- 14.- Comisión Internacional de Protección Radiológica. La radiación y su paciente: Una guía para médicos. Seguridad Radiológica. 2009; 31(4): 7-11.
- 15.- Leyton F, Nogueira M, Dantas M, Delgado O and Espinoza A. Dosis Glandular Media En Los Servicios De Mamografía Digital En Santiago De Chile. VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear. Medellín: 2010 Octubre 11 al 15; 5.
- 16.- Jakubiak R, Gamba H, Neves E and Peixoto J. Image quality, threshold contrast and mean glandular dose in CR mammography. Phys. Med. Biol. 2013; 58: 6565–6583.
- 17.- Comisión Internacional de Protección Radiológica. Gestión de la dosis al paciente en radiología digital. Publicación 93. Argentina: Sociedad Argentina de Radioprotección; 2014; 27-31.

- 18.- Baert A, Reiser M, Hricak H and Knauth M. Digital Mammography. Alemania. Springer. 2010; 23-41.
- 19.- Comisión Internacional de Protección Radiológica. Gestión de la dosis al paciente en radiología digital. Publicación 93. Argentina: Sociedad Argentina de Radioprotección; 2014; 32-33.
- 20.- Drake R, Vogl W and Mitchell A. Gray Anatomía para estudiantes. 2° ed. España: Elsevier; 2005; 130.
- 21.- Universidad Peruana Cayetano Heredia. [Internet]. Peru: EHAS; c2001 [cited 2013 July 1]. Available from: <http://www.upch.edu.pe/ehas/pediatria/lactancia%20materna/Clase%20301%20-%2010.htm>
- 22.- Neira P. Densidad Mamaria y Riesgo de Cáncer Mamario. Revista Médica Clínica Las Condes. 2013; (24) 122-130.
- 23.- American College of Radiology. Breast Imaging Reporting and Data System. 3° ed. Reston.VA;1998
- 24.- Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, and Boone J. The Essential Physics of Medical Imaging. 2°ed. Philadelphia. Lippincott Williams y Wilkins: 2002; 263
- 25.- Baert A, Reiser M, Hricak H and Knauth M. Digital Mammography.Alemania. Springer. 2010; 6-7.
- 26.- Organismo Internacional de Energía Atómica [Internet]. Viena: OIEA; c2010 Factores que afectan la Calidad de Imagen [cited 2014 May 30]. Available from: <https://www.google.cl/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=4&cad=rja&uact=8&ved=0CDMQFjAD&url=https%3A%2F%2Fpop.iaea.org%2FRPOP%2FRPoP%2FConte>

nt%2FDocuments%2FTrainingRadiology%2FPracticals-es%2FRPDIR-P19.07-es-  
WEB.PPT&ei=HpSpU\_zOGZTNsQTBglLADA&usg=AFQjCNGTTsTeX-  
wQSXUOiMdy27zdOnk8Q

27.- Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W and Säbel M. European protocol on dosimetry in mammography. 1°ed. Luxemburgo: European Commission; 1996

28.- Dance D. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys Med Biol. 1990; 35 (9); 1211-1219

29.- Dance D, Skinner C, Young K, Beckett J and Kotre C. Adittional factors for the estimation of Mean Glandular Breast Dose, dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys. Med. Biol.2000; 45: 3225-3240.

30.- International Atomic Energy Agency. Mammography. En: Technical Reports Series N°457.Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.Viena. 2007:155-159.

31.- Comisión Internacional de Protección Radiológica. Gestión de la dosis al paciente en radiología digital. Publicación 93. Argentina: Sociedad Argentina de Radioprotección; 2014; 51-52.

32.- Organismo Internacional de Energía Atómica [Internet]. Viena: OIEA; c2006 TECDOC-1517. [cited 2014 May 30]. Available from: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te\\_1517s\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1517s_web.pdf)

33.- Agencia Internacional de Energía Atómica.Quality Assurance Programme for Digital Mammography.IAEA. Human Health Series N°17.Viena. 2011; 1-14.

34.- Agencia Internacional de Energía Atómica.Quality Assurance Programme for Digital Mammography.IAEA. Human Health Series N°17.Viena. 2011; 39-102

- 35.- Asada Y, Suzuki S, Minami K and Shirakawa S. Results of a 2011 national questionnaire for investigation of mean glandular dose from mammography in Japan. *Journal of Radiological Protection*. 2014; 34: 125- 132.
- 36.- Williams M, Raghunathan P, More M, Seibert J, Kwan A, Lo J et al. Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. *Med.Phys.* 2008; 35: 2414-2423.
- 37.- Ranger N, Lo J and Samei E. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Med. Phys.* 2010; 37 (3): 962-969.
- 38.- Agencia Internacional de Energía Atómica. Radiographer's Quality Control Tests. En: IAEA Human Health Series N°17. Quality Assurance Programme for Digital Mammography. Viena. 2011: 162
- 39.- International Atomic Energy Agency. Mammography. En: Technical Reports Series N°457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Viena. 2007:166-168.
- 40.- Fistera [Internet]. España: Unidad de Epidemiología Clínica y Bioestadística; c2001. [cited 2014 June 15]. Available from: <http://www.fistera.com/mbe/investiga/kappa/kappa2.pdf>
- 41.- LeyChile [Internet]. Chile: Biblioteca del Congreso Nacional de Chile; c2012. [cited 2014 June 18]. Available from: <http://www.leychile.cl/Navegar?idNorma=1039348>

## ANEXO I: Controles de Calidad para Mamografía

Resultados de los controles de calidad realizados en equipo de mamografía.

Diarios	Tolerancia	Resultados
Prueba de Borrado de la imagen remanente para sistemas CR.	Sin artefactos.	Aprueba.
Inspección visual de los objetos	Sin artefactos.	Aprueba.
Sensitometría de la Impresora Láser	Especificaciones entregadas por el fabricante	Aprueba.

Semanales	Tolerancia	Resultados
<b>PF.-</b> Calidad de imagen con un Fantoma Mamario (156 ACR).	Fibras $\geq 5$ , Microcalcificaciones $\geq 4$ y Masas $\geq 4$	Aprueba.
<b>PF.-</b> Control de calidad de los monitores.	Imagen centrada Sin distorsión geométrica Cuadrados rectos de esquinas perpendiculares Escala de grises lisa y continua Se lee la totalidad de la palabra (Quality control).	Aprueba.
<b>PF.-</b> Test de uniformidad de los monitores.	Diferencia debe ser $\leq 30\%$ del promedio de las lecturas.	Aprueba.

Mensuales	Tolerancia	Resultado
Checklist diario del equipo de mamografía digital.	Se verifica de acuerdo a las características globales del equipo.	Aprueba.

Iniciales y tras cambios.	Tolerancias.	Resultados.
Radiación de fuga	$< 1\text{mSv}$ en 1 h a una distancia de 1 m del foco.	Aprueba
Determinación de la distancia foco – imagen	DFI $> 60$ cm. Indicador $\pm 2\%$ con respecto a la nominal.	Aprueba

Iniciales y Semestrales.	Tolerancias.	Resultados.
<b>PF.-Exactitud y Repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo (kV)</b>	Exactitud: < 5%; Repetibilidad: < 2%	Aprueba.
Exactitud y Repetibilidad de los tiempos de exposición	Exactitud:<10% para tiempos superiores o iguales a 200 ms <15% para tiempos menores que 200 ms Repetibilidad:<10%	No se puede realizar la prueba debido a que no se puede separar el tiempo de la corriente (mA)

Iniciales y Anuales.	Tolerancias.	Resultados.
<b>PF.-Filtración y espesor hemirreductor</b>	$U/100 + 0,03 \leq EHR \leq U/100 + 0,02 + C.$	Aprueba.
<b>PF.-Rendimiento: Repetibilidad y linealidad</b>	Repetibilidad CV (%): < 10 %. Linealidad L (%): < 10 %. Rendimiento > 30 $\mu$ Gy/mAs (a 1 m y 28 kV).	Aprueba
Compresión	20 kg $\pm$ 0,4 kg	Aprueba
<b>PF.-Sistema de Colimación</b>	-Coincidencia campo luminoso y campo de radiación: $\pm$ 5 mm en cualquiera de los lados. -Coincidencia película y campo de radiación: $\leq$ 2% de la distancia foco- película; $\leq$ 5mm en el lado del tórax. (1,3cm) -Alineación entre el borde de la bandeja de compresión y el borde del soporte de la mama en la pared torácica: $\leq$ 1% de la distancia foco-película. (0,65 cm).	No aprueba

**PF.-** Pruebas fundamentales para esta investigación.



Descripción de las pruebas fundamentales.

Calidad de imagen con un Fantoma Mamario (156 ACR).

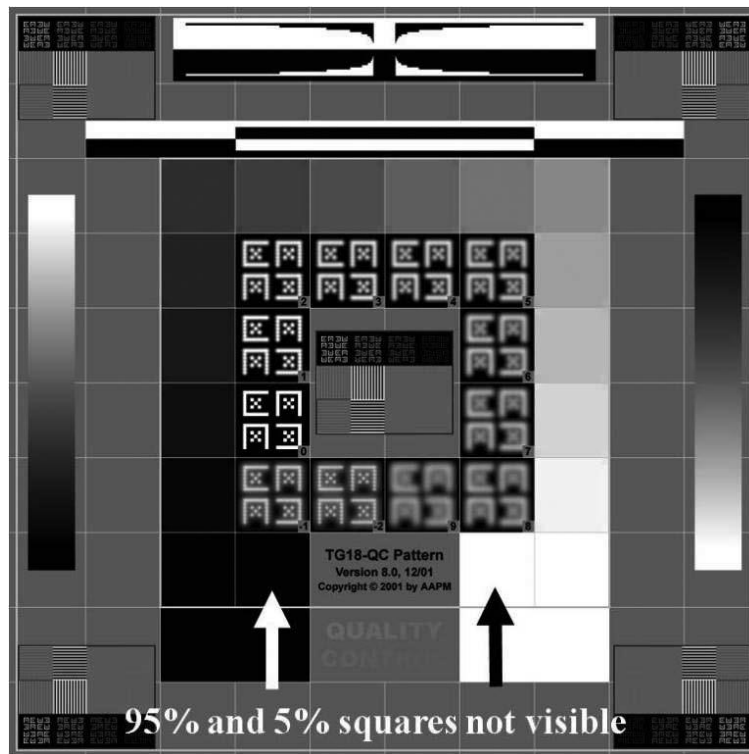
Objetivo de la prueba: Asegurar que la calidad de imagen se encuentre en niveles de referencia y que no hay artefactos evidentes.

Resultados:

Parámetros de evaluación	Imagen previa	Imagen obtenida
Fibras visualizadas	5	5
Fibras vistas como artefacto	0	0
Fibras netas	5	5
Micro. visualizadas	4	4
Micro. vistas como artefacto	0	0
Micro. netas	4	4
Masas visualizadas	5	5
Masas vistas como artefacto	0	0
Masas netas	5	5

## Control de calidad de los monitores.

Objetivo: Asegurar que las imágenes en los monitores usados para el diagnóstico clínico estén en excelentes condiciones.

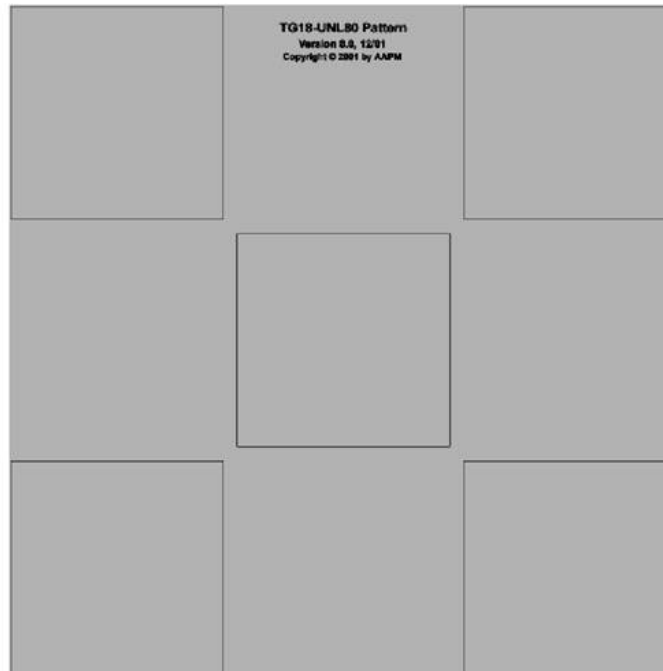


Patrón Task Group-18 modificado de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM).

Resultados: Cumple a cabalidad cada uno de los aspectos de la prueba.

## Test de uniformidad de los monitores

Objetivo: Asegurar que la uniformidad de la luminancia en las imágenes visualizadas en los monitores estén en excelentes condiciones.



Patrón Task Group-18 UNL 80 de la Asociación Americana de Física Medica (AAPM).

Resultados:

Monitor	Promedio de las lecturas	Tolerancia	Diferencia	Resultados
1	0,1424	$\pm 0,04272$	0,006	Aprueba
2	0,1407	$\pm 0,04221$	0,003	Aprueba
3	0,1507	$\pm 0,04521$	0,003	Aprueba
4	0,1467	$\pm 0,04401$	0,010	Aprueba

### Exactitud y Repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo (KV)

Objetivo de la prueba: Comprobar la exactitud y repetibilidad de la tensión.

Resultados:

	25kV	27kV	28KV	29kV	31kV
1	26,0	28,1	29,2	30,3	32,5
2	25,9	28,0	29,2	30,4	32,6
3	25,9	28,0	29,2	30,4	32,6
4	26,0	28,1	29,2	30,3	32,6
5	26,0	28,0	29,2	30,3	32,6

	Exactitud	Coefficiente de variación
25kV	4,00%	0,00%
27kV	3,70%	0,19%
28kV	4,29%	0,00%
29kV	4,48%	0,18%
31kV	5,00%	0,13%

### Filtración y espesor hemirreductor (EHR).

Objetivo de la prueba: Verificar si la filtración total del haz de rayos X está en correspondencia con los requisitos mínimos de las normas nacionales e internacionales.

Resultados:

Tolerancia Mo/Mo		
Min	HVL	Max
0,31	0,37	0,4
Tolerancia Mo/Rh		
Min	HVL	Max
0,31	0,46	0,47
Tolerancia W/Rh		
Min	HVL	Max
0,31	0,58	0,58

### Rendimiento: Repetibilidad y Linealidad

Objetivo de la prueba: Evaluar la repetibilidad del kerma en aire para un mAs dado, la linealidad con los mAs y el valor del rendimiento (mGy/mAs).

Resultados:

28 kV Mo/Mo

mAs nominal	1	2	3	4	5	Repetibilidad CV (%)	Rendimiento	Linealidad (%)
50	1,035	1,036	1,035	1,036	1,037	0,081	91,44	0,18
71	1,472	1,473	1,474	1,475	1,474	0,078	91,63	
100	2,083	2,084	2,084	2,084	2,086	0,053	91,95	

31 kV Mo/Rh

mAs nominal	1	2	3	4	5	Repetibilidad CV (%)	Rendimiento	Linealidad (%)
50	0,980	0,980	0,980	0,980	0,98	0,00	86,49	0,07
71	1,395	1,395	1,395	1,396	1,396	0,04	86,70	
100	1,968	1,968	1,968	1,968	1,968	0,00	86,83	

34 kV W/Rh

mAs nominal	1	2	3	4	5	Repetibilidad CV (%)	Rendimiento	Linealidad (%)
50	0,411	0,411	0,411	0,411	0,411	0,00	36,27	0,14
71	0,586	0,587	0,59	0,591	0,591	0,40	36,61	
100	0,836	0,835	0,831	0,829	0,828	0,42	36,72	

### Sistema de Colimación.

Objetivo de la prueba: Evaluar la coincidencia entre el campo de radiación y el receptor de imagen. También verificar la coincidencia entre el campo luminoso, el campo de radiación y la alineación de la bandeja de compresión con el borde del soporte de la mama.

#### Resultados:

La coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación, posee un desplazamiento hacia la pared torácica (anterior) de 0,884 cm y un desplazamiento hacia la derecha de 0,478.

No se logró la determinación de la coincidencia del campo de radiación con la película debido a un problema técnico.

La coincidencia entre el borde del compresor y el borde del soporte posee un desplazamiento de 0,842 cm.

## ANEXO II: Pauta de registro Dosimetría

Cámara y fantoma	Coeficiente de calibración de la cámara NK,Q0				
	Calidad de haz Kq				
	HVL (mm Al)				
	Presión Po (kPa)				
	Temperatura To (°C)				
	Ktp				
Condiciones de exposición para fantoma	Técnica manual ( mAs)				
	Voltaje de tubo (KV)				
	Combinación ánodo/filtro				
	Lecturas (R)	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 30px; height: 20px;"></td> <td style="width: 30px; height: 20px;"></td> <td style="width: 30px; height: 20px;"></td> </tr> </table>			
	Promedio de las lecturas (R)				
Conversión a mGy					
Determinación del Ki	$Ki = M_{auto} \cdot N_{k,q0} \cdot Kq \cdot Ktp$				
Determinación de DGM	Coeficiente de conversión $C_{DG50,Ki,PMMA}$				
	Factor s				
	$DGM = C_{DG50,ki,PMMA} \cdot s \cdot Ki$				

## ANEXO III:Pauta de Evaluación Calidad de Imagen

### Pauta de Evaluación.

Con el propósito de evaluar la calidad de imagen con la propuesta de técnica de optimización del examen de mamografía, se utilizarán para el análisis la visualización de los grupos de elementos del fantoma mamario ACR 156. Para ello indique la puntuación en la casilla de acuerdo con la cantidad de estructuras que se visualizan en cada caso, además se solicita la identificación de la imagen evaluada con su correspondiente letra y número. Deben buscar el archivo en Impax con el siguiente número de identificación **QP-759896**, luego seleccionar el número de acceso **01642446** con fecha 07 de Mayo del presente año, se desplegaran **17 imágenes**, las cuales debe analizar sin variar tamaño ni contraste de la imagen.

A continuación se muestra la forma de evaluar los grupos de elementos y la respectiva puntuación:

#### Puntuación de Fibras:

- Hay seis tamaños de fibras, si se visualizan la totalidad de ellas, se debe evaluar con la puntuación máxima (6,0).
- Evaluar con 1 si usted visualiza la fibra completa.
- Evaluar con 0,5 si usted visualiza al menos la mitad de la fibra o si observa una discontinuidad en ella.
- Evaluar con 0 si visualiza menos de la mitad de la fibra.
- Siempre comenzar desde la de mayor grosor y dejar de evaluar a partir de la fibra a la que se le haya asignado una puntuación de 0,5.



#### Puntuación Microcalcificaciones:

- Hay cinco grupos con seis partículas cada uno, si se visualizan la totalidad de los grupos se evalúa con la puntuación máxima (5,0).
- Evaluar con 1 si usted visualiza 4 o más de las 6 microcalcificaciones que componen el grupo.
- Evaluar con 0,5 si solo se visualizan 2 -3 microcalcificaciones del grupo.
- Evaluar con 0 si se visualizan menos de 2 microcalcificaciones por grupo.
- Se evalúa cada grupo en forma independiente comenzando por el grupo con microcalcificaciones de mayor diámetro, se deja de evaluar a partir del grupo al que se haya asignado una puntuación de 0,5.

#### Puntuación Masas:

- Hay cinco tamaños de masas, si se visualizan la totalidad se evalúa con la puntuación máxima (5,0).
- Evaluar con 1 si la masa es totalmente visualizada o más de  $\frac{3}{4}$  del perímetro es visible. Si una masa tiene un artefacto y aún así continúa casi circular, se evalúa con un punto completo. Si alguna masa tiene menos contraste pero sigue siendo circular, debe evaluarse con punto completo.
- Evaluar con 0,5 si la masa es parcialmente visualizada (la forma no es circular o es de media luna).
- Se puntúa cada masa de forma independiente comenzando por la de mayor diámetro, se deja de evaluar a partir de la masa a la que se le haya asignado una puntuación de 0,5 o menor.

Evaluador: \_\_\_\_\_

IMAGEN		FIBRAS	MICROCALCIFICACIONES	MASAS
Letra	Número	Puntuación	Puntuación	Puntuación

Comentarios:

---

---

---

### ANEXO IV: Cálculos Dosimétricos

En la determinación del factor Kq para las combinaciones de las imágenes **B1**, **B2**, **B3**, **E1**, **E2** y **E3** no fue posible realizar una interpolación debido a que faltaba información para su cálculo.

Resultado de los cálculos dosimétricos de cada combinación propuesta.

Codificación	HVL (mm)	Kq	KTP	Lectura promedio (mGy)	Ki (mGy)	C <sub>DG50,Ki,PMMA</sub>	Factor s	DGM (mGy)
<b>A1</b>	0,35	1,00	1,07456	14,025	19,92	0,202	1,000	4,02±0,36
<b>A2</b>	0,35	1,00	1,08222	16,078	22,93	0,202	1,000	4,63±0,42
<b>A3</b>	0,36	0,99	1,08222	18,098	25,72	0,207	1,000	5,32±0,48
<b>A4</b>	0,37	0,99	1,08222	20,566	29,12	0,210	1,000	6,13±0,55
<b>B1</b>	0,57	0,94	1,08222	5,259	7,04	0,314	1,042	2,31±0,21
<b>B2</b>	0,58	0,94	1,08222	5,773	7,72	0,317	1,042	2,55±0,23
<b>B3</b>	0,59	0,94	1,08222	6,269	8,38	0,320	1,042	2,79±0,25
<b>C1</b>	0,45	0,96	1,07210	13,660	18,64	0,248	1,017	4,70±0,42
<b>C2</b>	0,46	0,96	1,07210	15,397	20,98	0,251	1,017	5,35±0,48
<b>C3</b>	0,46	0,96	1,07210	17,257	23,47	0,254	1,017	6,07±0,55
<b>D1</b>	0,35	1,00	1,07173	7,376	10,45	0,202	1,000	2,11±0,19
<b>D2</b>	0,35	1,00	1,07173	6,552	9,28	0,202	1,000	1,88±0,17
<b>D3</b>	0,35	1,00	1,07173	8,410	11,88	0,202	1,000	2,40±0,22
<b>D4</b>	0,35	1,00	1,07173	7,703	10,88	0,202	1,000	2,20±0,20
<b>E1</b>	0,57	0,94	1,07137	3,933	5,22	0,314	1,042	1,71±0,15
<b>E2</b>	0,57	0,94	1,07137	2,786	3,69	0,314	1,042	1,21±0,11
<b>E3</b>	0,57	0,94	1,07137	4,929	6,54	0,314	1,042	2,14±0,19

### ANEXO V: Resultados Evaluación Calidad de Imagen

Para la evaluación de la calidad de imagen se calificó como **aprueba** cuando la imagen obtenida de la propuesta cumplió con la tolerancia preestablecida, 5 fibras, 4 grupos de microcalcificaciones y 4 masas como mínimo.

Resultado de la calidad de imagen del evaluador 1.

Imagen	Fibras	Micro	Masas	Resultado de la calidad de imagen
<b>A1</b>	5,5	4	4,5	Aprueba
<b>A2</b>	5,5	4	4,5	Aprueba
<b>A3</b>	5,5	4	5	Aprueba
<b>A4</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>B1</b>	5,5	4	4,5	Aprueba
<b>B2</b>	5	4	4	Aprueba
<b>B3</b>	5,5	4	5	Aprueba
<b>C1</b>	5,5	4	4	Aprueba
<b>C2</b>	6	4	5	Aprueba
<b>C3</b>	6	4	4,5	Aprueba
<b>D1</b>	4,5	4	4	No aprueba
<b>D2</b>	5	4	4	Aprueba
<b>D3</b>	5,5	4	5	Aprueba
<b>D4</b>	5,5	3,5	5	No aprueba
<b>E1</b>	5	4	5	Aprueba
<b>E2</b>	6	3,5	3,5	No aprueba
<b>E3</b>	5	4	4,5	Aprueba

Resultado de la calidad de imagen del evaluador 2.

Imagen	Fibras	Micro	Masas	Resultado de la calidad de imagen
<b>A1</b>	5,5	4	4,5	Aprueba
<b>A2</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>A3</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>A4</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>B1</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>B2</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>B3</b>	5	4	4,5	Aprueba
<b>C1</b>	5	4	5	Aprueba
<b>C2</b>	5	4	5	Aprueba
<b>C3</b>	5	4	5	Aprueba
<b>D1</b>	4,5	3	3,5	No aprueba
<b>D2</b>	4,5	3,5	3,5	No aprueba
<b>D3</b>	5	3	4,5	No aprueba
<b>D4</b>	4,5	3	4,5	No aprueba
<b>E1</b>	4,5	3,5	3,5	No aprueba
<b>E2</b>	4,5	2,5	3,5	No aprueba
<b>E3</b>	5	3,5	4,5	No aprueba