

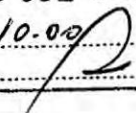
UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO



JUL. 2009

INSTITUTO DE INVESTIGACION DE LA FACULTAD DE CIENCIAS  
NATURALES Y MATEMATICA

INFORME FINAL

R E C I B I D O	UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
	VICE-RECTORADO DE INVESTIGACION
	299
	03 JUL 2009
	HORA 10.00
	FIRMA 

“DISPERSION COMPTON EN MAMOGRAFIA: ESTUDIO POR  
SIMULACION MONTE CARLO”

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
VICE-RECTORADO DE INVESTIGACION
RECIBIDO
449
03 JUL. 2009
DOCUMENTACION CIENTIFICA

WALTER FLORES VEGA

(Periodo de ejecución: 01 / 11 / 06 – 31 / 10 / 08, RR N° 1196-2006-R)

## INDICE

	Pag.
Resumen	4
1 Introducción	5
2 Marco teórico	7
2.1 La radiación X en la imagen mamográfica	7
2.1.1 La energía de fotones	7
2.2 Formación de imágenes	10
2.2.1 Rayos X	10
2.2.2 Generación de rayos X	10
2.2.3 Tubos de rayos X	10
2.2.4 Tipos de tejidos para formación de imágenes	12
2.3 Mamografía	12
2.3.1 Mamografía convencional	13
2.3.2 Mamografía digital	13
2.3.3 Ventajas de la mamografía digital frente a la convencional	14
2.4 Calidad de imagen en mamografía	15
2.4.1 Contraste	16
2.4.2 Radiación dispersa en la calidad de imagen	16
2.4.3 Compresión de la mama	17
3 Materiales y métodos	20
3.1 El código MCNP4B	20
3.1.1 Estructura de archivo de datos de entrada	21
3.1.2 Estructura del archivo de salida	21
3.1.3 Estimación del error	22
3.2 Materiales simulados con MCNP4B	24
3.2.1 Dosímetros de Fluoruro de Litio LiF	24
3.2.2 Fantomas de agua y acrílico	24
3.3 Espectro de rayos X	25
3.4 Simulación del sistema mamográfico y de los fantomas	28
3.4.1 Geometría de irradiación mamográfico	28



4 Resultados	31
4.1 Dosis en profundidad	31
4.2 Radiación dispersa	34
4.2.1 Dispersión en agua	34
4.2.2 Dispersión en acrílico	35
5 Discusión	36
6 Referenciales	37
7 Apéndice A: Tabla de espectros de mamografía diagnóstica	38
8 Apéndice B: Programa de simulación mamográfica	39



## RESUMEN

El cáncer de mama es la segunda causa de muerte por neoplasias en las mujeres de la mayoría de Países latinoamericanos, se detecta aproximadamente entre 40 y 70 nuevos casos de cáncer por cada 100 000 mujeres diagnosticadas. Entre las pruebas diagnósticas de patología mamaria, la más utilizada es la mamografía, que consiste en una exploración radiológica de la mama, que con muy baja dosis de radiación ionizante nos proporciona una imagen de la estructura interna de la mama.

Esta imagen puede sufrir fuertes alteraciones por diferentes motivos, siendo la radiación dispersa uno de los factores de la degradación de la imagen mamográfica. Esta alteración en la imagen puede llevar a una interpretación errada por parte del radiólogo por tanto en perjuicio del paciente, además las dosis que lleva el paciente será el doble como consecuencia de una imagen de calidad pobre que permita, ya que tendrá que ser irradiado nuevamente para obtener una nueva imagen.

En mamografía convencional donde la película radiográfica es colocado directamente debajo de la mama, la literatura especializada en esta área indica que la radiación dispersa puede llegar el 80 % de la intensidad de la radiación total incidente en la película, dependiendo del tamaño y espesor de la mama. Generalmente rejillas colimadores son utilizadas para reducir esta radiación dispersa, sin embargo este procedimiento aumenta la dosis sobre el paciente.

Para estudiar los efectos en la imagen mediante la dispersión en baja energía que fundamentalmente es producido por la dispersión compton, se realiza la simulación computacional utilizando en código MCNP4B. Teniendo en cuenta los parámetros de trabajo de las máquinas mamográficas se calcula la distribución de dosis en profundidad y la radiación dispersa para un rango de energías efectivas (26-32 kVp) en mamografía de contacto, en un fantoma Standard recomendado por el Colegio Americano de Radiología (ACR)) para dicho rango, ya que existe una fuerte dependencia entre calidad de imagen y dosis.

Los resultados de la simulación del perfil de dosis en profundidad en fantoma de agua indica una gran semejanza con el perfil de dosis obtenido en fantoma de acrílico. La radiación dispersa tanto en fantoma de agua como en fantoma de acrílico representa un valor inferior al 8% de la radiación incidente primaria, en consecuencia contribuye al deterioro de la calidad de imagen mamográfica.

# CAPITULO 1

## INTRODUCCION

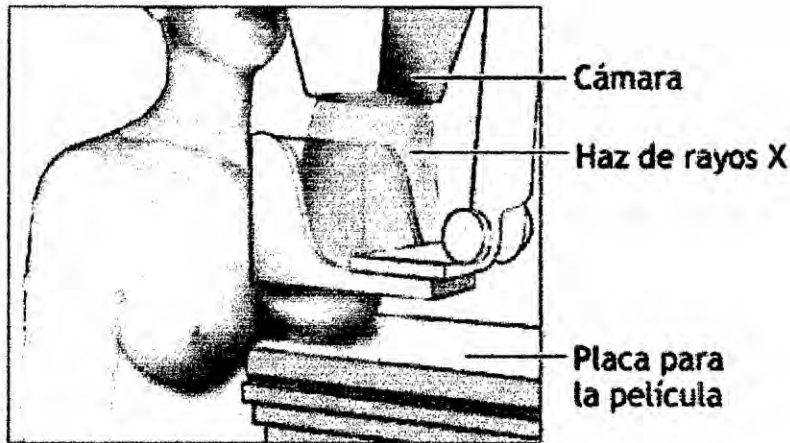
La mamografía se lleva a cabo para examinar a las mujeres sanas en búsqueda de signos de cáncer de mama. Igualmente, se utiliza para evaluar a una mujer que presente síntomas de enfermedad mamaria, como un tumor, secreción del pezón, dolor de mama, hoyuelos en la piel de la mama o una retracción del pezón.

Las mamografías son importantes para la detección temprana del cáncer de mama. La Sociedad Estadounidense para el Cáncer (*American Cancer Society*) recomienda las mamografías cada año para todas las mujeres de 40 años o más. El Instituto Nacional de Cancerología (*National Cancer Institute*) recomienda que las mujeres de 40 o más años se practiquen una mamografía cada 1 ó 2 años.

Además de la mamografía, los exámenes clínicos de las mamas (en el que el médico palpa con los dedos) y el autoexamen de mamas son importantes para la detección del cáncer de mama. Las mujeres de 20 o más años deben practicarse estos exámenes clínicos de las mamas cada 3 años y las mujeres de 40 años o más deben hacerlo cada año. La *American Cancer Society* recomienda que todas las mujeres de 20 años o más se practiquen el autoexamen de mamas mensualmente.

Éstas son recomendaciones generales para la mamografía, el examen clínico de las mamas y el autoexamen de mamas. Las mujeres deben discutir con su médico de cabecera con qué frecuencia deben hacerse un examen para cáncer de mama, incluyendo la mamografía y el examen clínico de las mamas<sup>[1]</sup>. Dichas recomendaciones varían dependiendo de los factores de riesgo personal como antecedentes familiares fuertes de cáncer de mama.





En la mamografía, se comprime cada seno en sentido horizontal y luego oblicuo mientras se toma la imagen de rayos X desde cada posición

ADAM.

Fig.1 Procedimiento de la toma de una mamografía.

La mamografía es una técnica de rayos X de baja potencia que proporciona una imagen de la estructura interna de la mama. Cuando hay áreas sospechosas se toman ángulos adicionales y vistas ampliadas. Este examen puede ser de ayuda en el diagnóstico de problemas de las mamas tales como el cáncer. Se recomienda que la mujer se haga una mamografía base a los 40 años y luego cada dos años hasta los 50. Después de los 50 años las mujeres deben hacerse un mamografía anual.

En la práctica mamográfica la dispersión de fotones degrada la calidad de imagen radiográfica, por esto que se hace necesario el estudio de la radiación dispersa en esta practica radiológica de manera que se pueda conocer qué cantidad de la radiación incidente o primaria es dispersado en la glándula mamaria o en qué magnitud llega a la película radiográfica. El objetivo principal de este proyecto de investigación es calcular la cantidad de radiación que es dispersada por la masa mamaria y la cantidad de esta radiación que alcanza a la película radiográfica<sup>[2,3]</sup>.

*[Firma manuscrita]*



## CAPITULO 2

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 LA RADIACIÓN X EN LA IMAGEN MAMOGRAFICA

Mamografía es sin duda la técnica radiológica de mayor exigencia en los parámetros convencionales de imagenología: resolución espacial y contraste, consecuencia del tipo de tejidos y tamaños de las estructuras que queremos visualizar. Aún más, su uso creciente como método de tamizaje en cáncer de mama impone el requisito adicional de alta consistencia de sus imágenes.

Calidad constante en las imágenes de un paciente a otro y para un mismo paciente, en oportunidades sucesivas, son obviamente indispensables. En otras palabras, la resolución espacial y ennegrecimiento de las imágenes deben ser constantes para mamas de diferentes espesores (30 a 80 mm) y calidades (tejidos graso, músculo y adiposo). Y esto no es todo: en tamizaje de cáncer de mama estamos irradiando a mujeres asintomáticas (no pacientes), con una bajísima probabilidad inicial de un diagnóstico médico que genere un beneficio real al sujeto del examen y una probabilidad mayor de un costo innecesario (falsos positivos y biopsias negativas, falsos negativos y diagnósticos tardíos).

Esta problemática debe equilibrarse con el dato adicional de que la imagen mamográfica, obtenida en condiciones subóptimas, implica una dosis significativa a las mamas con posibles consecuencias a largo plazo.

En esta presentación se revisan las modalidades de operación de un mamógrafo para una calidad y confiabilidad máximas en la rutina clínica. Esta revisión incorpora la información más reciente de la literatura especializada<sup>[1,5]</sup> y los productos disponibles en el mercado.

##### 2.1.1 La energía de fotones

Como en todo sistema radiológico, la imagen mamográfica requiere primero de un haz de fotones con la energía suficiente para atravesar los tejidos de la mama y capacidad de diferenciarlos (coeficiente de atenuación lineal). Amplia experiencia

clínica y física muestran que esta energía fotónica se obtiene con tensiones en el rango de 25 a 35 kVp, en tubos de rayos X con blancos (*target*) y filtros de Molibdeno (Mo). Con una tensión de 28 kVp, un tubo de Mo entrega una mayor proporción de fotones con energías características de 18 y 20 keV (*Figura 2*) capaces de generar un alto contraste (diferentes coeficientes de atenuación) en los tejidos propios de la mama; los fotones de energías inferiores a los 20 keV son absorbidos por el filtro de Mo. Este espectro óptimo no es posible obtenerlo con blancos de Tungsteno (W); de aquí que su uso en mamografía (con ventana de Be) está prácticamente discontinuado.

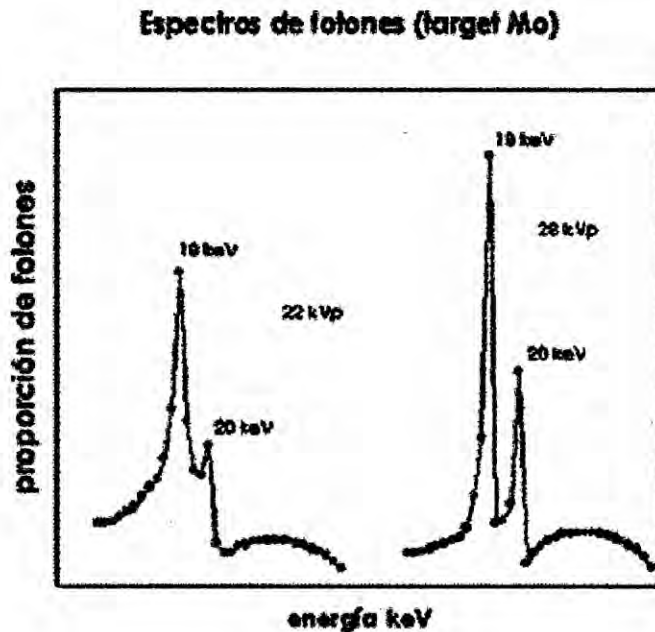


Fig. 2 Espectro de energía con blanco de Mo.

Si aumentamos la tensión en kVp del tubo, el espectro de energías fotónicas en keV se desplaza en la misma dirección y su capacidad de atravesar la mama aumenta. A su vez, las diferencias entre los coeficientes de absorción de los tejidos mamarios disminuyen (Tabla 1) y, por lo tanto, también se reduce el contraste entre tejidos. Por el contrario, si reducimos la tensión, las energías fotónicas disminuyen, aumenta el contraste y se reduce la penetración. Aún más, con tensiones bajas, aumenta la proporción de fotones dispersados y se degrada la resolución espacial. De este análisis y



una amplia experiencia clínica, resulta el compromiso práctico de operar los tubos de mamografía con tensiones cercanas a los 28 kVp, en condiciones de espesor y constitución promedio de la mama. Este es también uno de los argumentos para irradiar la mama bajo fuerte compresión: reducir el camino a recorrer por los fotones y aumentar así su penetración sin recurrir a un aumento de su energía. El segundo argumento para la compresión es reducir los movimientos.

**Tabla 1. Coeficiente de absorción vs energía fotónica**

keV	Coeficiente absorción		
	Agua	Músculo	Diferencia %
30	0.337	0.342	1.46
40	0.248	0.249	0.04

Respecto al diseño del tubo, la exigencia de visualizar estructuras con dimensiones del orden de los milímetros, implica diseños de blanco y filamentos que conformen "focos" con diámetros (*spot size*) en el rango de 0.6 a 0.1 mm. Esta geometría es, teóricamente, compatible con las resoluciones espaciales requeridas, pero esta se degrada fuertemente por la gran proporción de fotones dispersos, que se generan con nuestro bajo espectro de energías al interactuar con los tejidos de la mama. Esta situación obliga a utilizar grillas (*grids*) móviles de calidad compatible con estas energías: fibra de carbón y razón 5:1.

En la simulación del sistema mamográfico existe una serie de variables que es necesario tomar en cuenta, algunos fácilmente manipulables y por ende controlables y mas complejos. A continuación se presenta las características principales que involucran la obtención de una imagen mamográfica.



## 2.2 FORMACIÓN DE IMÁGENES

### 2.2.1 RAYOS X

La aplicación de rayos X tanto en medicina como en la industria e investigación, es ampliamente difundida a través de todo el mundo y sin duda constituye el principal agente de riesgo radiológico. Esto se debe al gran número de personas expuestas directa o indirectamente por su labor, por su condición de paciente, o bien como público, de alguna instalación con este tipo de equipamiento.

Es por eso que en la formación profesional en Protección Radiológica, resulta de suma importancia poseer un conocimiento adecuado de todos los aspectos vinculados a la generación y uso de equipos de rayos X.

### 2.2.2 GENERACIÓN DE RAYOS X

Los rayos X están constituidos por fotones de energías tales que en su proceso de interacción con la materia producen efectos ionizantes (fotoeléctrico, Compton, formación de pares electrón-positrón) y abarcan un rango de longitudes de onda en gran parte coincidente con el de los fotones gamma de fuentes radiactivas de uso médico e industrial. Para poder generar rayos X en forma convencional, es necesario contar con los siguientes elementos:

- Tubo o ampolla de rayos X.
- Fuente de alta tensión.
- Circuito y/o sistema de control de emisión.

### 2.2.3 TUBO DE RAYOS X

Este elemento es el corazón del equipo generador de rayos X. Consiste de una ampolla donde se realizó alto vacío, del orden de  $10^{-4}$  atmósferas, en cuyo interior pueden identificarse dos electrodos: uno denominado **cátodo** (a polarizar negativo), dentro o en proximidades de la cual se emplazan uno o más filamentos, y otro denominado **ánodo** (a polarizar positivo), que podrá ser fijo o giratorio. Al polarizar los electrodos, se establece entre ellos un campo eléctrico capaz de acelerar los electrones de una nube formada por emisión termoiónica en las proximidades del filamento, cuando por él circula una corriente. En el ánodo se ha construido una zona o pista

(región de producción de rayos X) de un material especialmente seleccionado por sus características físicas (wolframio o tungsteno, molibdeno o rhodio en diferentes aleaciones) que actúa como blanco de impacto de los electrones acelerados electrostáticamente.

En la Figura 1 se observa un esquema del tubo y sus elementos constitutivos:

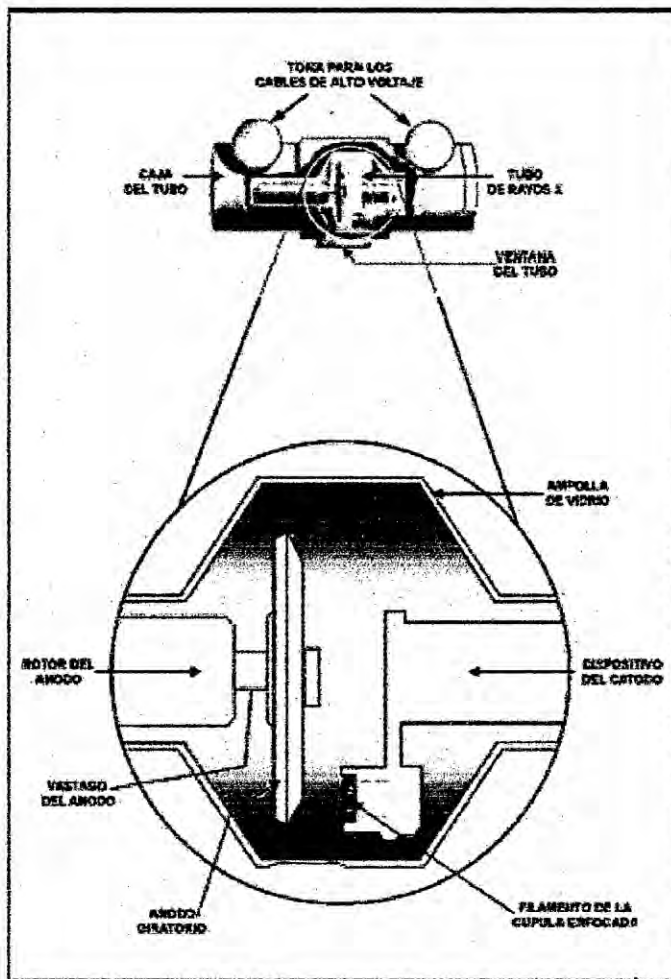


Fig. 3 Tubo de rayos X de ánodo giratorio. El esquema muestra la relación entre el filamento y el blanco giratorio.

Los electrones al ser frenados bruscamente en el blanco, emiten radiación electromagnética con un espectro continuo de energías entre 15 y 150 keV, que es lo que se conoce como rayos X.

El haz de rayos X (radiación incidente), que se dirige al objeto en estudio (el cuerpo humano en nuestro caso), y éste absorbe una cantidad de rayos X, y otra cantidad lo atraviesa. Esta cantidad de rayos que atraviesa al objeto se puede visualizar como imagen permanente en una placa radiográfica, o bien como imagen transitoria en una pantalla fluoroscópica.

Las imágenes se obtienen a partir de los rayos que atraviesan el cuerpo humano sin interaccionar. Aquellos que interaccionan y son absorbidos por efecto fotoeléctrico o dispersados por efecto compton o dispersión Rayleigh, no impresionan la placa.

Hay tres sistemas de detección de rayos x:

- La placa o película radiográfica.
- Las pantallas fluoroscópicas con intensificador de imagen. (Sulfuro de Zinc y vidrio plomado).
- Circuito cerrado de TV.

#### 2.2.4 TIPOS DE TEJIDOS PARA LA FORMACIÓN DE IMÁGENES

- tejidos radiolucientes: Los tejidos blandos no sufren tanto el efecto fotoeléctrico y dejan pasar los Rayos X. Se dice que son tejidos "Radiolucientes" (Negro).
- tejidos radiopacos: los huesos y algunas patologías, son "radiopacos". (Blanco o brillo en la placa).

#### 2.3 MAMOGRAFÍA

Es la radiografía de la mama. Se realiza con un equipo radiológico especial llamado mamógrafo, que con muy baja dosis de radiación es capaz de detectar múltiples problemas y principalmente el cáncer de mama, incluso en etapas muy precoces de su desarrollo. Lo que resulta esencial para un tratamiento eficaz y reducir las posibilidades de que el cáncer sea letal.

La dosis absorbida de rayos x en el tejido mamario durante la mamografía deberá ser tan baja como, sea razonablemente posible, sin sacrificar la información de diagnóstico necesaria. Actualmente, las técnicas preferidas para realizar mamografías utilizan blanco y filtro de molibdeno -con pantalla intensificadora de tierras raras y la película radiográfica pertinente- o blanco de tungsteno y filtro de aluminio con una



placa xerográfica. La mamografía deberá llevarse a cabo con un equipo de rayos X diseñado especialmente. Bajo ninguna circunstancia la filtración total permanente deberá ser menor que 0,03 mm de molibdeno para mamografía de película-pantalla o 0,5 mm de aluminio para xeromamografía.

En mamografía la búsqueda de la excelencia, tanto en la generación de la imagen, como en el almacenamiento y comunicación de los resultados, ha conducido su desarrollo hacia la digitalización.

Existen dos tipos de mamografía:

- Mamografía Convencional
- Mamografía Digital

### 2.3.1 MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL

En la mamografía convencional la imagen se obtiene usando detectores pantalla-película, que graban los fotones de radiación que pasan a través de la mama. Uno de los protagonistas, en esta imagen analógica son los detectores pantalla-película, que en la práctica determinan en alto grado entre otras cosas, la resolución espacial<sup>[7]</sup>.

Un problema importante del sistema detector pantalla-película es el hecho que las películas no tienen capacidad de respuesta inmediata a los fotones que la inciden, es así como obtenemos en las áreas de mayor densidad, mayor absorción de radiación, que en la imagen aparecen más blancas, quedando un rango muy pequeño para que la atenuación de la radiación en los tejidos se exprese en términos de contraste<sup>[6]</sup>. Este hecho debe tomarse en cuenta sobre todo cuando constatamos que aunque con la película se obtenga una alta resolución, al no acompañarse de un adecuado contraste, determinará que algunas lesiones sean sub-diagnosticadas.

### 2.3.2 MAMOGRAFÍA DIGITAL

Mamografía digital en campo completo: los rayos X se capturan en detectores digitales especialmente diseñados. El detector digital convierte los rayos X en señales electrónicas que se envían a una computadora. Se ha logrado dos tipos de obtención de imágenes conocidas como digitales. Ambos van asociadas al desarrollo de otros factores, diferentes de la producción de la imagen propiamente tal, como lo son la tecnología de monitores, vías de transmisión, *software* de procesamiento de las imágenes, etc.

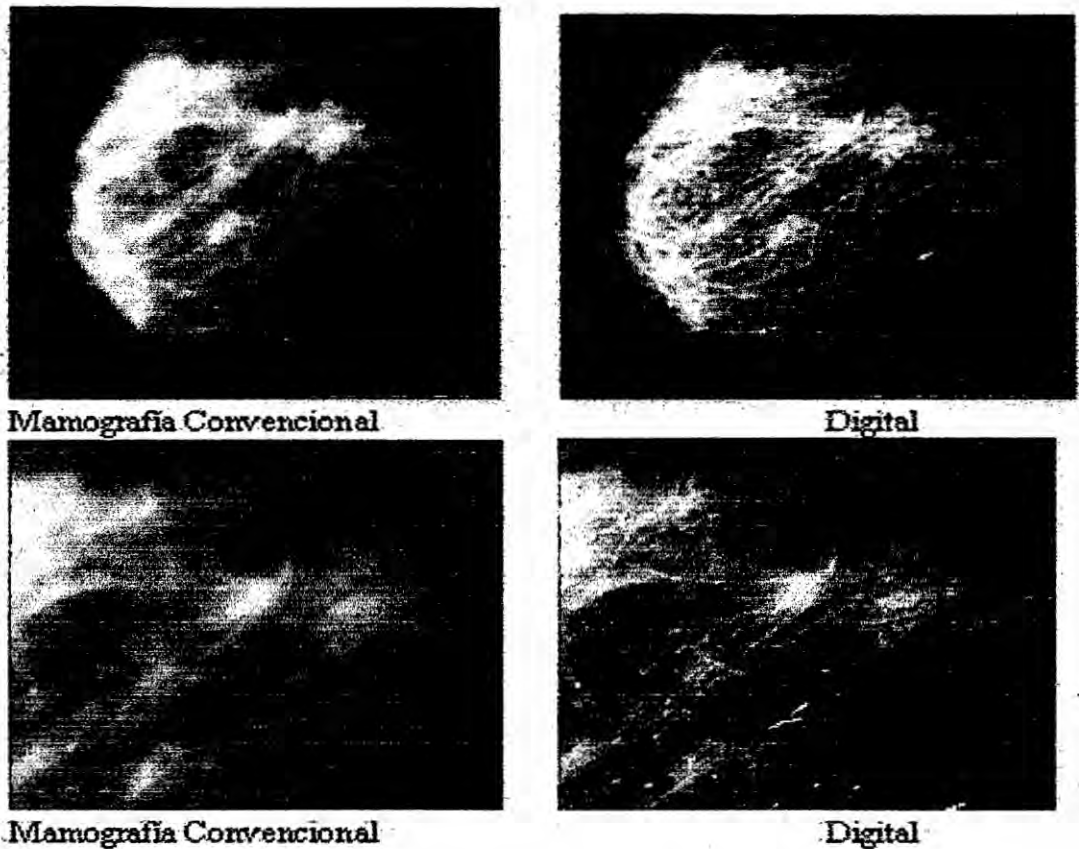


Fig. 4. Comparación de la mamografía digital con la convencional.

### 2.3.3 VENTAJAS DE LA MAMOGRAFÍA DIGITAL FRENTE A LA CONVENCIONAL

- Facilidad en el acceso, almacenamiento y recuperación de imágenes.
- Diagnóstico asistido por ordenador
- Dosis inferiores de radiación sin que esto comprometa el resultado y reducir el número de procedimientos necesarios de seguimiento.
- Reduce tiempos de estudio a la mitad.
- Mejor resolución
- Manipulación de la imagen

*[Handwritten signature]*



- Visualizar piel celular subcutánea

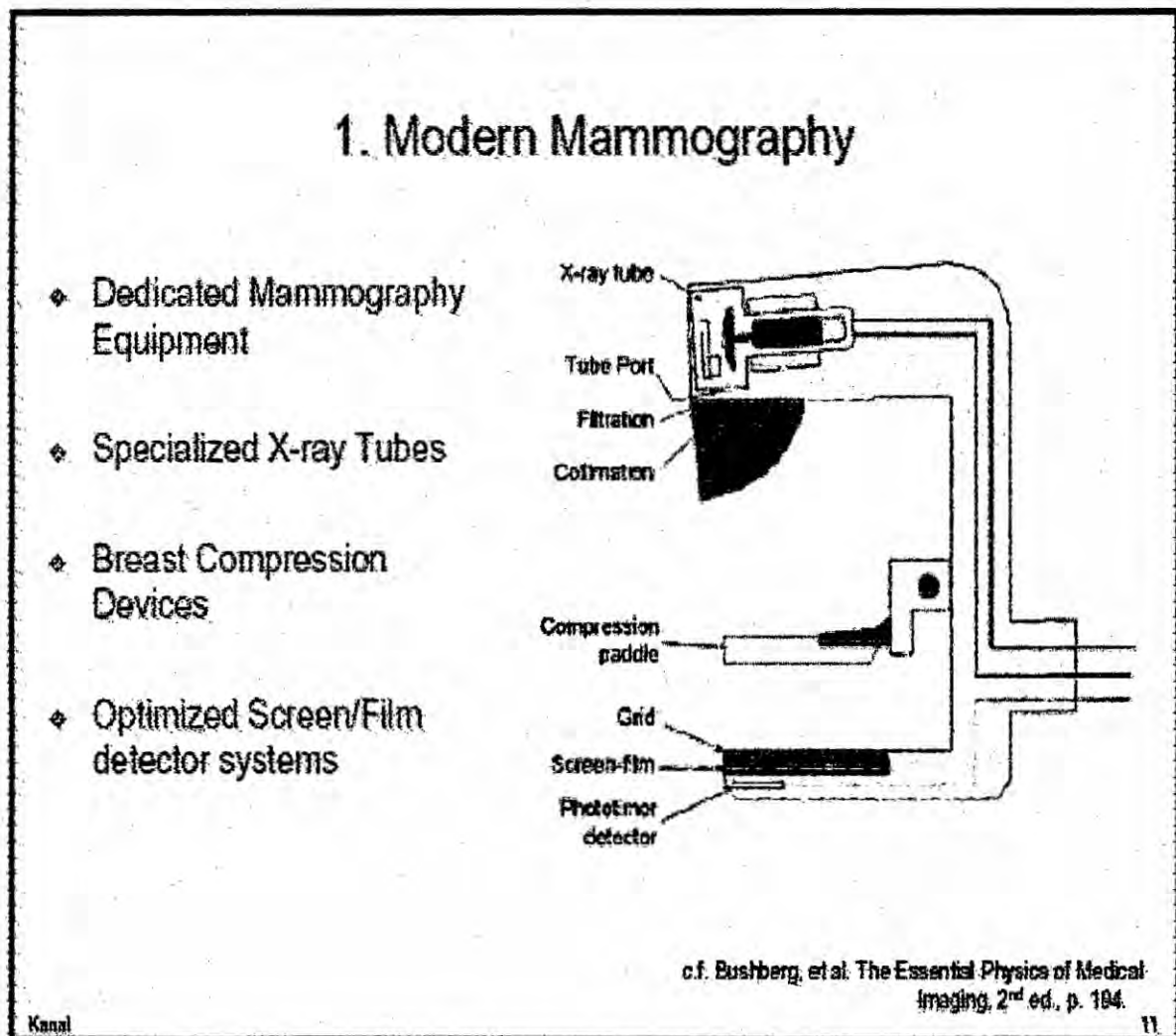


Fig. 5 Imagen estructural de un mamógrafo moderno.

## 2.4 CALIDAD DE IMAGEN EN MAMOGRAFÍA

La calidad de la imagen está directamente relacionada con la capacidad del sistema para detectar pequeñas diferencias de contraste ya que, pequeñas masas tumorales y/o microcalcificaciones con diámetro del orden 0,2mm pueden estar rodeadas de tejido glandular de densidad similar. Además, debido a su tamaño y naturaleza, estos objetos de diagnóstico son difíciles de visualizar en presencia del ruido asociado a la arquitectura de la mama y inherente a cualquier proceso de obtención de imágenes.

*[Handwritten signature]*

radiológicas. Así pues, es necesario que las imágenes mamográficas posean alto contraste, óptima resolución espacial y poco ruido.

#### **2.4.1 CONTRASTE**

El contraste se define como la diferencia de densidades ópticas entre un objeto y su fondo. Esta diferencia se suele dividir por la densidad óptica de fondo para poder comparar contrastes a bajas y altas densidades y finalmente se multiplica por 100 para expresarlo en tanto por ciento. La mayoría de los médicos radiólogos son capaces de distinguir estructuras con un contraste inferior a 1%, debido parcialmente a que la forma y bordes del objeto facilitan su reconocimiento. En mamografía dependemos principalmente del contraste para distinguir el parénquima normal de las masas y de las distorsiones estructurales. Los factores que influyen en el contraste de forma importante son: la calidad del haz utilizado (material de ánodo, kVp, tipo de generador y filtración), la fracción de radiación dispersa que alcanza a la película (rejilla, tamaño de la mama y compresión), el contraste de la película (conjunto cartulina-película y procesado de la película) y densidad óptica de fondo.

#### **2.4.2 RADIACIÓN DISPERSA EN LA CALIDAD DE IMAGEN**

Incluso a energías bajas de la radiografía como las utilizadas en mamografía, la dispersión Compton es un proceso importante que se da en la interacción del haz de radiación con el pecho. La magnitud de los cuantos incidentes dispersados de la radiografía en el sistema de la proyección de imagen se relaciona linealmente con la intensidad de la radiación primaria directamente transmitida. Los cuantos dispersados que alcanzan la pantalla (o el detector digital) dan lugar suavemente a variar la imagen aumentando el fondo ruidoso.

La mayoría de la mamografía se realiza hoy usando una rejilla antidispersiva. El uso de esta técnica en mamografía convencional mejora grandemente la calidad de la imagen pero hace necesario un aumento en dosis de la radiación (por un factor 2 a 3) y aumenta el costo del equipo. Para reducir efectos de la dispersión en mamografía el uso de diversos diseños de la rejilla sigue siendo un campo de investigación activo<sup>[8,9]</sup>. Una de las formas de reducir la radiación dispersa es mediante la compresión de la mama.

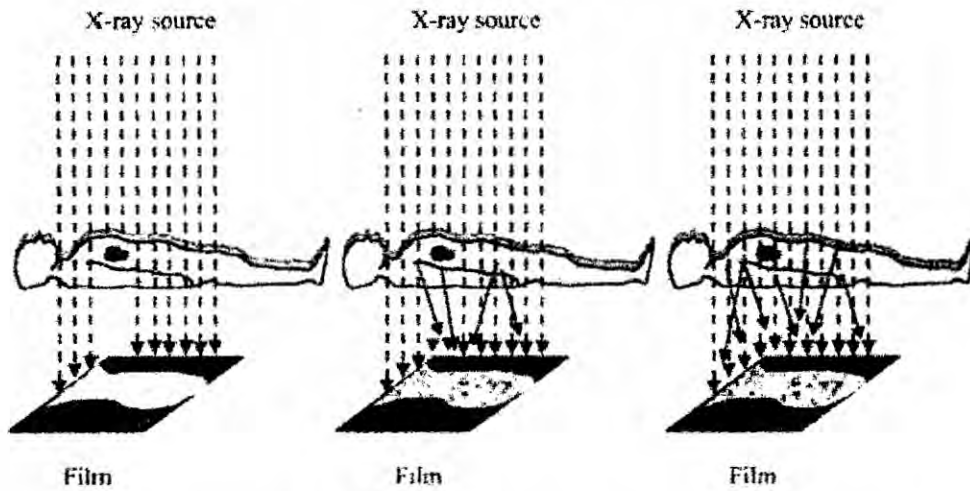


Fig. 6 Esquema de la radiación dispersa y su efecto en la imagen.

### 2.4.3 COMPRESION DE LA MAMA

En la actualidad se utilizan compresores de plástico, cuya base es paralela al plano de la imagen y forma un ángulo de  $90^\circ$  con la pared del tórax. Como se observa en la *Figura 6*, la compresión reduce el espesor de la mama y aumenta su superficie. En consecuencia no se modifica su volumen ni tampoco su densidad. Al disminuir el espesor disminuye la radiación dispersa y aumenta la transmisión del haz por lo que la relación entre ambas

Magnitudes se incrementa. En la *Figura 7* se comparan los dos tipos de compresión más habituales. En la *Figura 7a* se muestra la compresión global de la mama y en la *Figura 7b* una compresión localizada.

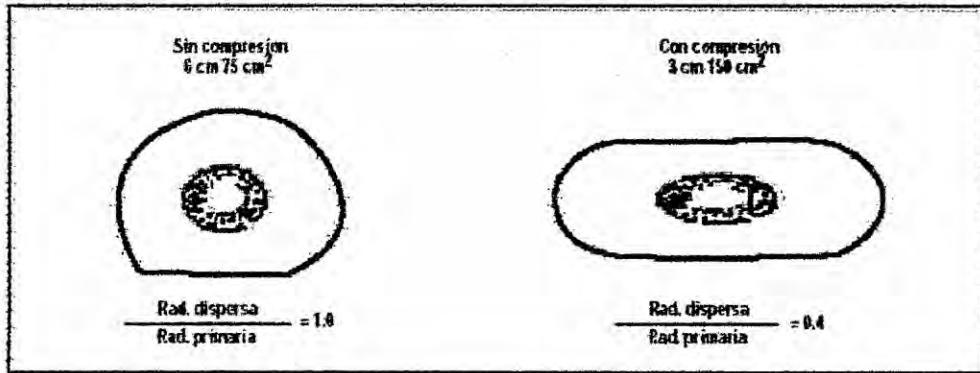


Fig. 7 Efecto de la compresión sobre el espesor de la mama y sobre la radiación dispersa

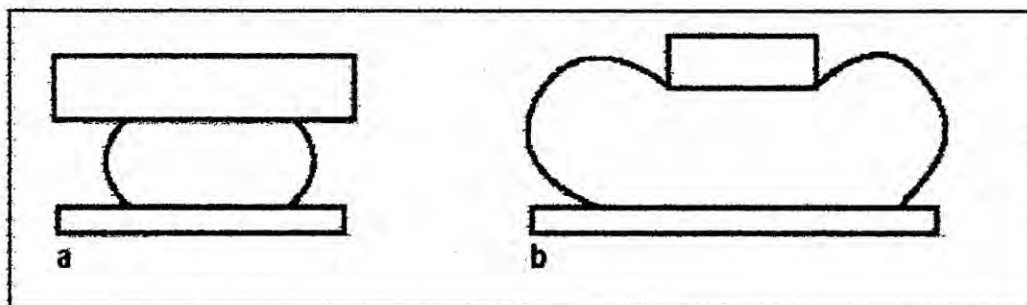


Fig. 8 Comparación entre (a) Compresión global de la mama y (b) compresión localizada

Con la compresión de la mama se consigue:

- **Disminuir la atenuación y la cantidad de radiación dispersa.** El haz atraviesa un espesor más pequeño de un tejido, con el mismo número atómico y la misma densidad.
- **Uniformizar el espesor de la mama.** Con lo cual la densidad óptica de la imagen se hace más uniforme. También permite utilizar películas de mayor contraste.
- **Aumentar el contraste.** La mama actúa como un filtro, de manera que los fotones menos energéticos van siendo autoabsorbidos y el haz se endurece a medida que penetra. Este endurecimiento es tanto más evidente cuanto mayor es el espesor

*[Firma manuscrita]*

de la mama y puede minimizarse con la adecuada compresión de la misma. La reducción en el espesor permite asimismo reducir la tensión con el consiguiente aumento en el contraste.

- **Aumentar la resolución.** Con una compresión firme, los objetos de interés en el interior de la mama se acercan al plano de la imagen y con ello se reduce la borrosidad debida al tamaño extenso del foco. También disminuyen la posibilidad de movimiento de la paciente y los tiempos de disparo, con lo que la imagen cinética se hace más visible.
- **Mejorar la visualización de las estructuras internas.** Cuando la mama se extiende sobre una mayor superficie, muchas de las estructuras internas dejan de estar superpuestas y se diagnostican con mayor facilidad.
- **Disminuir la dosis.** La disminución en la atenuación da lugar a una reducción equivalente a la dosis. Una compresión firme de la mama es, por tanto, fundamental para mejorar la calidad de la imagen y reducir la dosis.



## CAPITULO 3

### MATERIALES Y MÉTODOS

#### 3.1 EL CODIGO MCNP4B

El código MCNP, simula el transporte de partículas a través de la materia. En su origen N, P significaba "Neutrones" y "Fotones", pero las nuevas versiones incluyen transporte de electrones y de ahí lo de "N - Particle". Su uso está ampliamente extendido en aplicaciones variadas, que van desde cálculo de blindajes, Radioterapia, análisis y diseño de detectores, entre otros. El código esta escrito en FORTRAN 77.

El código MCNP4B transporta neutrones, fotones y electrones en geometrías o configuraciones tridimensionales complejas constituidas por materiales diversos. El transporte se puede realizar de forma individual (sólo neutrones, fotones y electrones) o bien combinadas (neutrón/fotón, neutrón/fotón/electrón, fotón/electrón o electrón/fotón) sin más que definir en el archivo de entrada la modalidad escogida. Cada región del espacio constituido por un sólo material define una celda. Las celdas se definen por las intersecciones, uniones y complementos de regiones limitadas por superficies. Estas superficies pueden ser planas, esféricas, cilíndricas, cónicas, parabólicas, etc. La verificación de la correcta definición de las superficies se puede realizar mediante la opción plot del MCNP4B que permite visualizarla mediante su dibujo<sup>[10]</sup>.

Por lo que respecta al rango de energías, este varía en función de la partícula que se transporta, situándose entre:

- $10^{-11}$  MeV a 20 MeV para el caso de neutrones
- $10^{-3}$  MeV a  $10^3$  MeV para fotones y electrones.

Para su ejecución, el usuario tiene que definir un archivo de entrada, donde se especifican: la geometría, los materiales utilizados, la fuente de irradiación, las librerías de las secciones eficaces y el tipo de información que se quiere obtener.

Una vez finalizada el transporte para todos los fotones, cuyo número se define en el archivo de entrada, el código permite conocer fundamentalmente:



- Distribuciones tipo fluencia, como por ejemplo, el número de partículas por  $\text{cm}^2$  ( $\gamma$ ) que atraviesa algunas de las superficies definidas en la geometría.
- Distribución de tipo energético, como por ejemplo las deposiciones de energías, en MeV/g, realizadas por estas mismas partículas en las celdas definidas en la geometría.

### 3.1.1 ESTRUCTURA DEL ARCHIVO DE DATOS DE ENTRADA

#### Archivo INP

El archivo INPUT tiene la forma siguiente:

Bloque de mensajes (opcional)

Línea en blanco delimitante (opcional)

Título del problema de la tarjeta

Tarjeta de celdas

Línea en blanco delimitante

Tarjeta de superficies

Línea en blanco delimitante

Tarjeta de datos

Línea en blanco terminante

Tarjeta de modo

Tarjeta de parámetros de celdas y superficies

Tarjeta de especificación de la fuente

Tarjeta de especificación de salida

Especificación de materiales

Problema de corte

Línea de ejecución

### 3.1.2 ESTRUCTURA DEL ARCHIVO DE SALIDA

En el archivo de salida se encuentra la información solicitada por el archivo de entrada ya sea fluencia, energía depositada por unidad de masa u otras opciones que el usuario requiera. Este archivo también muestra los errores que el usuario puede cometer en el diseño del programa. Otra de las opciones que se muestra son las interacciones de

los procesos de creación de cada uno de los tipos de partículas. Y finalmente, el tiempo que duró la ejecución del programa, con el número de historias dadas. La ejecución del código MCNP puede terminar por algunas razones como: número de historias, errores fatales producido o porque el usuario quiera interrumpir por algún motivo.

### 3.1.3 ESTIMACION DEL ERROR

MCNP da los resultados en forma de conteos (Tallies) relacionados a la corriente de partículas, flujo de partículas y a la deposición de energía, donde un tally es la cantidad a estimar (Score promedio), obtenido al sumar todo los scores de toda las historias. Los tallies de MCNP son normalizados por partícula iniciadora y son impresos en la salida, acompañado por un segundo número, R, que es el error relativo estimado y que se define la desviación estándar estimada del promedio ( $S_x$ ) dividida por el promedio estimado  $\bar{x}$

$$R = \frac{S_x}{\bar{x}} \quad (6)$$

donde  $\bar{x}$  es el valor promedio de los resultados  $x_i$  para todas las N historias calculadas en el problema

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1, N} x_i \quad (7)$$

$S_x$  es la desviación estimada estándar de la población de  $\bar{x}$ , basada en los valores de  $x_i$  que fueron calculados. Está dada por

$$S_x = \frac{\sqrt{\sum_{i=1, N} (x_i - \bar{x})^2}}{\sqrt{N}} \quad (8)$$

En MCNP, las cantidades requeridas para estimar error, son calculadas después de cada historia completa de Monte Carlo, que considera el hecho de que las diferentes contribuciones a un tallies de la misma historia están correlacionadas. Para un tally bien comportado, R será proporcional a  $1/\sqrt{N}$ , donde N es el número de

historias. Entonces, para disminuir R a la mitad, se debe aumentar el número total de historias cuatro veces. Para un tally pobremente comportado, R puede incrementarse conforme el número de historias incrementadas.

El error relativo debe ser usado para estimar la confiabilidad del resultado respecto a su aproximación al valor real. Es muy importante tener presente que esta confiabilidad está relacionada solamente con la precisión del cálculo Monte Carlo en sí mismo, y no con la exactitud del resultado comparado con el valor físico verdadero. Para estimar la exactitud, se requiere un análisis detallado de la incertidumbre en los datos físicos, como también del modelado, de las técnicas de muestreo, y de las aproximaciones usadas en el cálculo.

Una guía para interpretar la calidad del intervalo de confianza para varios valores de R se lista a continuación:

Rango de R	Calidad del Tally
0.5 a 1	Sin significado
0.2 a 0.5	No confiable
0.1 a 0.2	Cuestionable
<0.10	Generalmente aceptable
<0.05	Aceptable para detectores puntuales

Puede ocurrir que algunos caminos no sean suficientemente muestreados, haciendo que los intervalos de confianza sean incorrectos.

El código MCNP también calcula una cantidad llamada **figura de mérito FOM**, para cada grupo de un tally, en función del número de historias, e imprime los resultados al final de la salida.

El FOM se define como

$$FOM = \frac{1}{R^2 T} \quad (9)$$

donde T es el tiempo de computadora, en minutos. Cuanto más eficiente es un cálculo Monte Carlo, mayor será el FOM, ya que se requerirá menor tiempo de computadora para llegar a un valor dado de R.

El FOM debería ser aproximadamente constante a medida que N aumenta, debido a que  $R^2$  es proporcional a  $1/N$  y T es proporcional a N. Siempre se deben examinar los resultados de fluctuación de tallies para asegurarse que el tally muestre un buen comportamiento (un valor aproximadamente constante de su FOM).

Una aguda disminución del FOM indica que algún camino de las partículas en el muestreo afecta significativamente al resultado del tally y a su error relativo estimado.

### 3.2 MATERIALES SIMULADOS CON MCNP4B

Los materiales simulados para el estudio de la dispersión en radiografía de mama, es la glándula mamaria representado por un cilindro de agua de 4,5 cm de longitud y 8 cm de radio, cortado por la mitad mediante un plano que pasa por el eje axial del cilindro.

Para realizar las medidas de dosis se simula detectores termoluminiscentes de Fluoruro de Litio y un haz de radiación X con un espectro continuo generados con tensión de 26 kV a 32kV.

#### 3.2.1 DOSIMETROS DE FLUORURO DE LITIO (LiF)

Estos dosímetros termoluminiscentes (TLDs) son ampliamente utilizados, por ofrecer amplio rango de exposición, independencia de la calidad de radiación, alta precisión, por ser de tejido equivalente ( $Z_{ef} = 8,2$  y densidad  $2,64 \text{ g.cm}^{-3}$ ) y adecuados para levantar perfiles de dosis debido a su tamaño. Estos TLDs son simulados en forma de chips con dimensiones de  $3 \times 3 \times 0,9 \text{ mm}^3$  [7, 13], dentro de un fantoma para obtener perfiles de dosis en TC.

#### 3.2.2 FANTOMAS DE AGUA Y ACRILICO

Para simular la mama de una mujer estándar se ha escogido un fantoma dosimétrico con una geometría lo mas aproximado posible a la mama real, siendo este constituido de un cilindro de agua ( $\rho_{agua} = 1 \text{ g.cm}^{-3}$ ) de 16 cm de diámetro y 4,5 cm de altura, cortado por un plano que pasa por el eje axial al cilindro, en el cual se localizan dosímetros en una disposición vertical paralela al eje axial del cilindro que permitan obtener las dosis en diferentes profundidades del fantoma mamario. Debido a que el acrílico tiene una respuesta frente a la radiación, semejante al tejido humano fue necesario construir este fantoma también con acrílico ( $\rho_{acrílico} = 1,19 \text{ g.cm}^{-3}$ ; polimetilmetacrilato de metilo PMMA) y seguir el mismo procedimiento que con el fantoma de agua.

Después de haber descrito estos materiales en forma breve y haciendo uso de una tabla periódica tenemos nuestro primer cuadro de condiciones usadas en la simulación:

**Tabla 2. Características de los materiales usados.**

<b>Materiales</b>	<b>Elementos</b>	<b>Z</b>	<b>A</b>	<b>Fracción atómica</b>	<b>Densidad (g.cm<sup>-3</sup>)</b>
TLDs (LiF)	Li	3	6	0,5	2,64
	F	9	19	0,5	
Aire	C	6	12	0,111	0,001205
	H	1	1	0,101	
	O	8	16	0,762	
	N	7	14	0,026	
Agua (H <sub>2</sub> O)	H	1	1	0,667	1,00
	O	8	16	0,333	
Acrilico (H <sub>5</sub> C <sub>5</sub> O <sub>2</sub> )	H	1	1	0,533	1,19
	C	6	12	0,333	
	O	8	16	0,134	

### 3.3 ESPECTRO DE RAYOS X

Para el haz de la fuente de rayos X que se encuentra en el cabezal de un mamógrafo convencional, se ha utilizado espectros de rayos X de 26 kV, 28 kV, 30 kV y 32 kV con un filtro de Molibdeno, a una distancia de 0,60 m de la fuente de fotones a la base del fantoma de mama, obteniéndose de esta manera un haz semejante al haz primario de un mamógrafo<sup>[9]</sup>. En la tabla III.2 se puede apreciar las características del espectro.

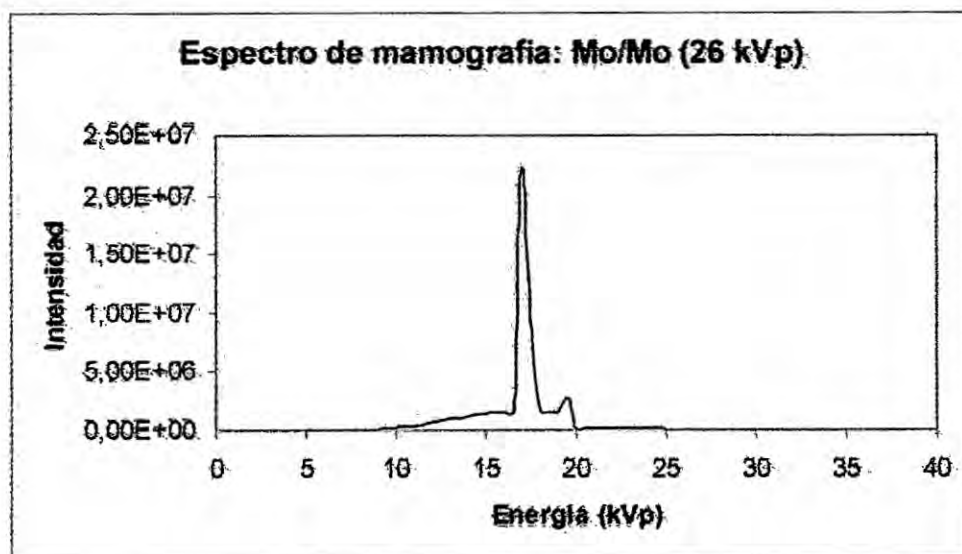
El espectro de rayos X ha sido obtenido del catálogo de espectros de Birch y Marshall editado por la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) [9].



**Tabla 3.** Características de los espectros del haz inicial.

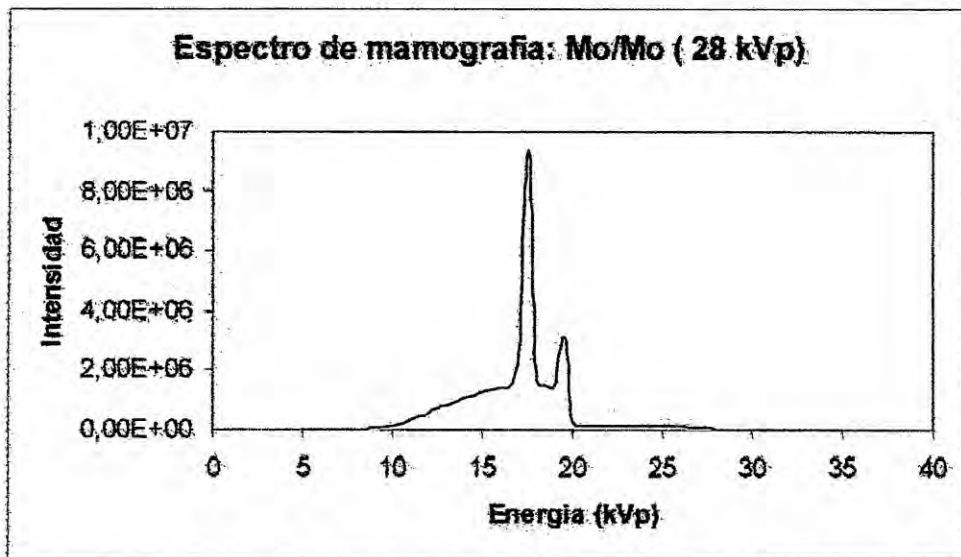
Características de los espectros del haz inicial de rayos X				
Kilovoltage máximo (kVp)	26	28	30	32
Filtración (mm) (0.03 Mo + 3 Lucita)	3.03	3.03	3.03	3.03
Capa hemireductor (mm Al)	0,334	0.356	0.375	0.406
Energía media (keV)	16,76	16,98	17,35	17,72

El gráfico de los espectros de rayos X generados por la fuente con las condiciones técnicas de calidad de haz se presenta en la Fig. 9.

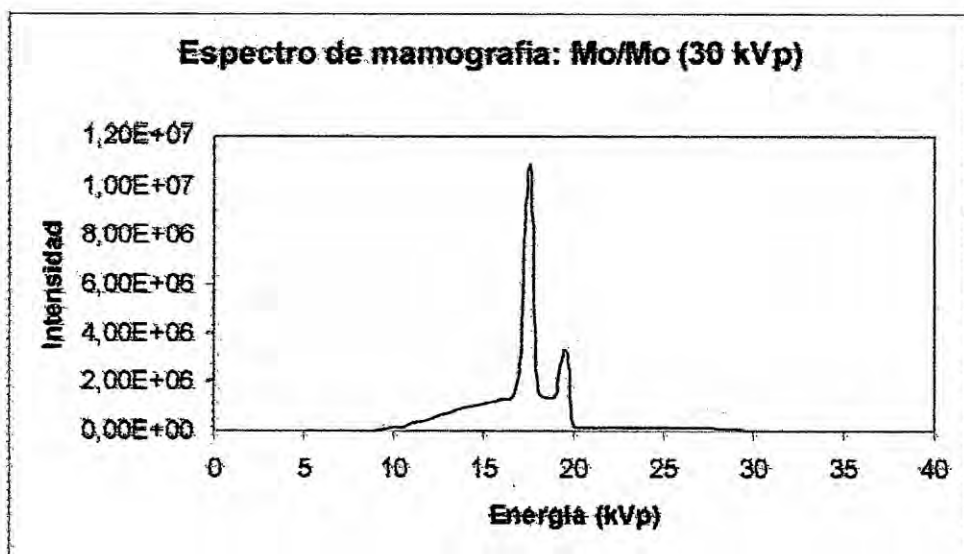


(a)





(b)



(c)

*[Handwritten signature]*

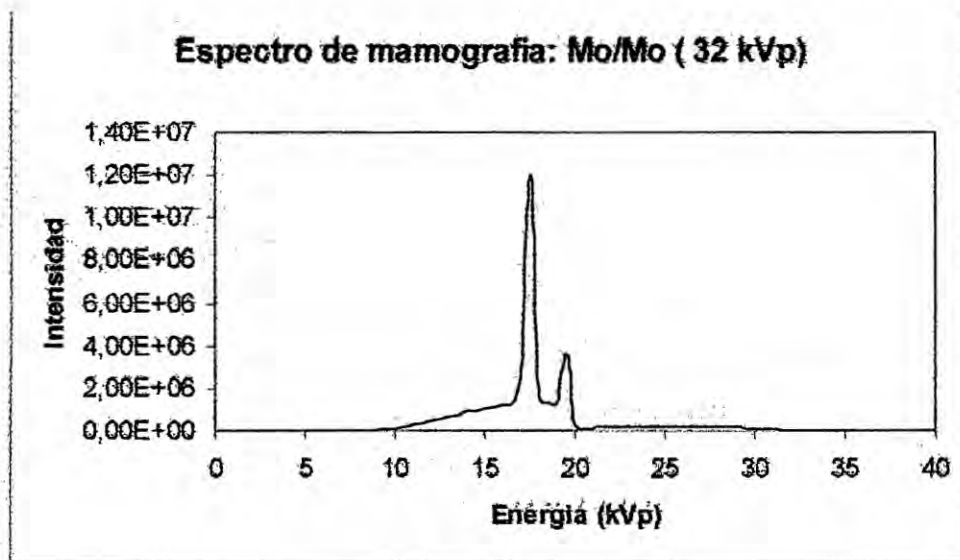


Fig. 9 Espectros de rayos X para mamografía y diferentes kilovoltage pico: a) 26 kVp  
 b) 28 kVp      c) 30 kVp      d) 32 kVp.

### 3.4 SIMULACION DEL SISTEMA MAMOGRÁFICO Y DE LOS FANTOMAS

La mamografía utiliza un haz con campo cuadrado de manera que un extremo del haz sea vertical y paralelo al eje vertical del paciente y el lado opuesto tiene una abertura capaz de cubrir la totalidad de la mama, para los lados laterales el haz se abre simétricamente a ambos lados respecto al eje central, de esta manera formando un campo de radiación de  $15 \times 15 \text{ mm}^2$

#### 3.4.1 GEOMETRIA DE IRRADIACION MAMOGRAFICO

Las imágenes se obtienen a partir de los rayos que atraviesan el cuerpo humano sin interaccionar. Aquellos que interaccionan y son absorbidos por efecto fotoeléctrico o dispersados por efecto compton o dispersión Rayleigh, no impresionan la placa.

La dosis absorbida de rayos x en el tejido mamario durante la mamografía deberá ser tan baja como, sea razonablemente posible, sin sacrificar la información de diagnóstico necesaria. Actualmente, las técnicas preferidas para realizar mamografías utilizan blanco y filtro de molibdeno -con pantalla intensificadora de tierras raras y la película radiográfica pertinente- o blanco de tungsteno y filtro de aluminio con una placa xerográfica. La mamografía deberá llevarse a cabo con un equipo de rayos X

diseñado especialmente. Bajo ninguna circunstancia la filtración total permanente deberá ser menor que 0,03 mm de molibdeno para mamografía de película-pantalla o 0,5 mm de aluminio para xeromamografía.

En mamografía la búsqueda de la excelencia, tanto en la generación de la imagen, como en el almacenamiento y comunicación de los resultados, ha conducido su desarrollo hacia la digitalización.

La mama para ser radiografiada debe comprimirse para presentar un espesor razonablemente homogéneo, de manera que el haz de radiación pueda atravesar una misma distancia, evitando así una distorsión en la imagen. En la figura a continuación se muestra la compresión global de la mama y compresión localizada.

La simulación del sistema de irradiación de la mama se representa en la figura 2 y figura 3, considerando una vista lateral de la geometría de irradiación y una vista de planta:

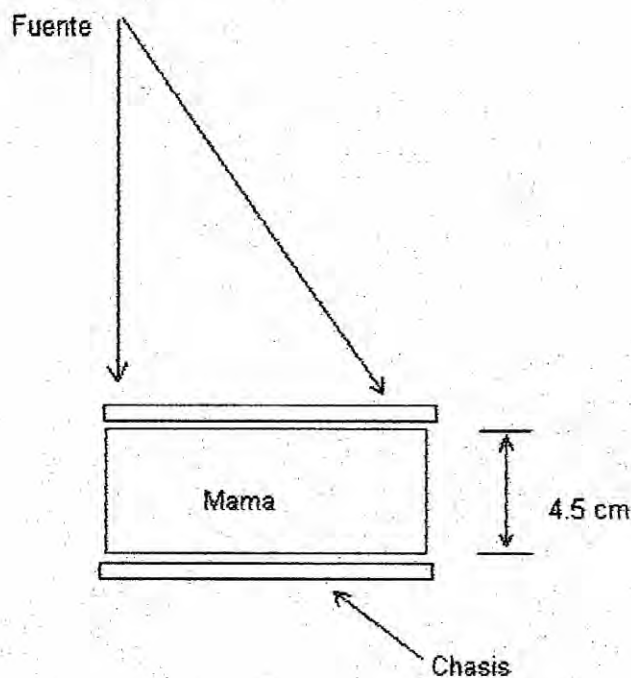


Fig. 10 Vista lateral de la geometría de irradiación.

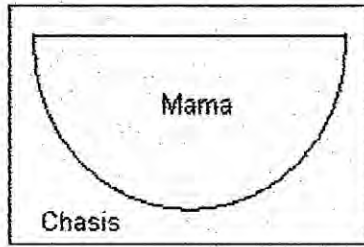


Fig.11 Vista de planta de la geometría de irradiación.

Con esta geometría así diseñada se ha realizado los programas de simulación en el código MCNP4b considerando espectros de energía comúnmente utilizadas en la práctica mamográfica. La fuente de rayos X está localizado a 60 cm por encima de la mama y un haz que sale con una inclinación que permite que el campo de radiación cubra la totalidad de la mama.

# CAPITULO 4

## RESULTADOS

### 4.1 DOSIS EN PROFUNDIDAD

La dosis en profundidad podemos analizar desde dos aspectos diferentes:

**a) Para energías diferentes en un mismo material.**

Se ha irradiado el fantoma de mama formada por la mitad de un cilindro de agua de 4.5 cm de largo y 8 cm de radio, sobre el cual la dosis en la superficie de la mama es obtenida colocando un dosímetro termoluminiscente, que nos indica la dosis en la entrada de la piel. Sin embargo es necesario observar el comportamiento de la radiación X a diferentes profundidades respecto a la superficie de entrada del haz sobre la mama. Para medir la dosis en profundidad se utilizó dosímetros termoluminiscentes colocados a 5 mm de la superficie el primer TLD, el segundo dosímetro a 10 mm del primero y así sucesivamente separados por 10 mm uno del otro.

La distribución de dosis a lo largo del eje Z, vale decir dosis en profundidad, generado por espectros típicamente utilizados en mamografía convencional es apreciada en la fig. 12, en el que se puede observar un decaimiento exponencial de la dosis a medida que la profundidad va aumentando. Este efecto de la profundidad presenta una distribución de dosis muy semejante para los cuatro tipos de espectro entre 26 y 32 kVp utilizados.

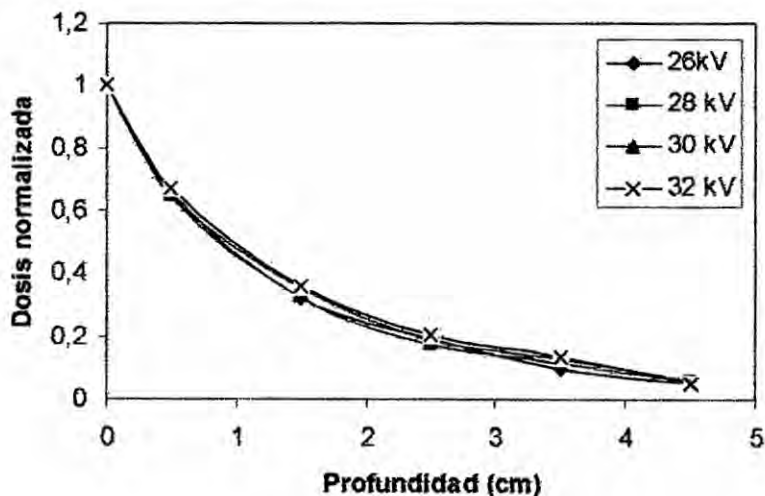


Fig. 12 Distribución de dosis en fantoma de agua.

Siendo el acrílico un material muy utilizado en la construcción de fantomas para dosimetría es necesario también levantar un perfil de dosis en profundidad para las energías típicamente utilizados en mamografía, en la fig. 13 mostramos esta distribución de dosis para diferentes espectros de energía que se usa en mamografía. Esta figura nos muestra dosis semejantes para las energías utilizadas en la simulación y con la misma característica de decaimiento de dosis cuando el material del fantoma es agua.

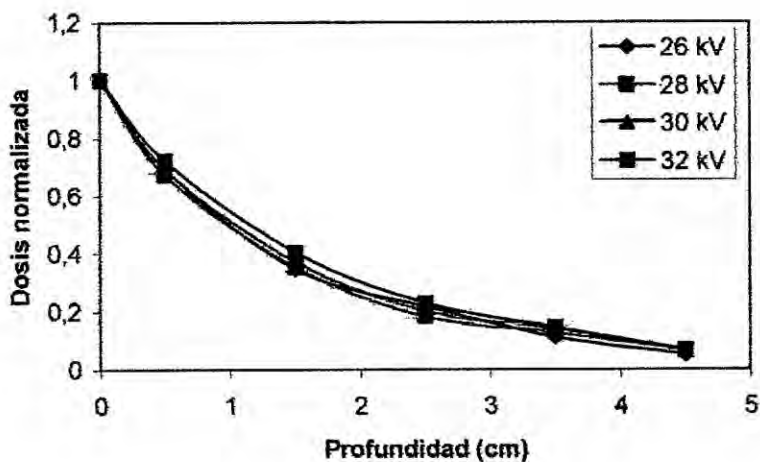
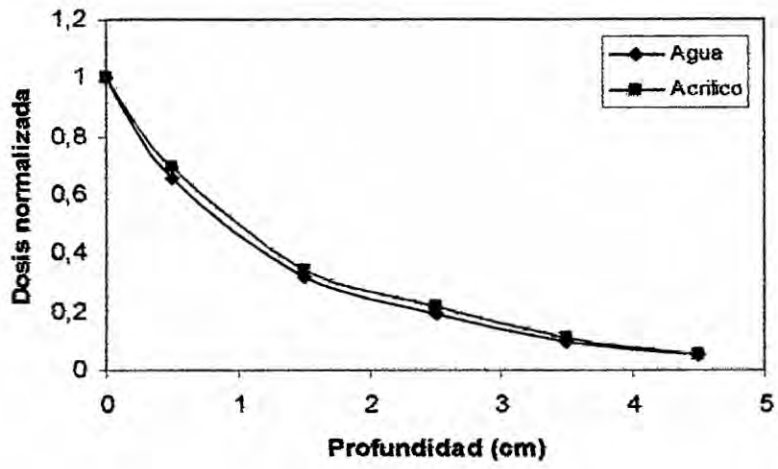


Fig. 13 Distribución de dosis en fantoma de acrílico.

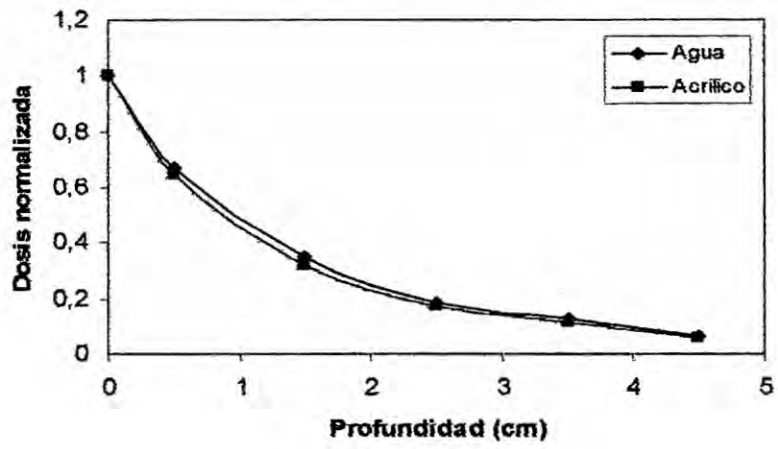
**b) Para una misma energía en materiales distintos.**

Se hace un análisis de la respuesta de dosis en dos materiales diferentes comúnmente utilizados en la construcción de fantomas tales como agua y acrílico frente a una misma energía, presentada en la figura 14, del que se puede observar que el comportamiento de dosis en agua y acrílico son similares para una misma energía. El mismo comportamiento se puede observar cuando en la simulación son empleados diferentes espectros: de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp y 32 kVp.

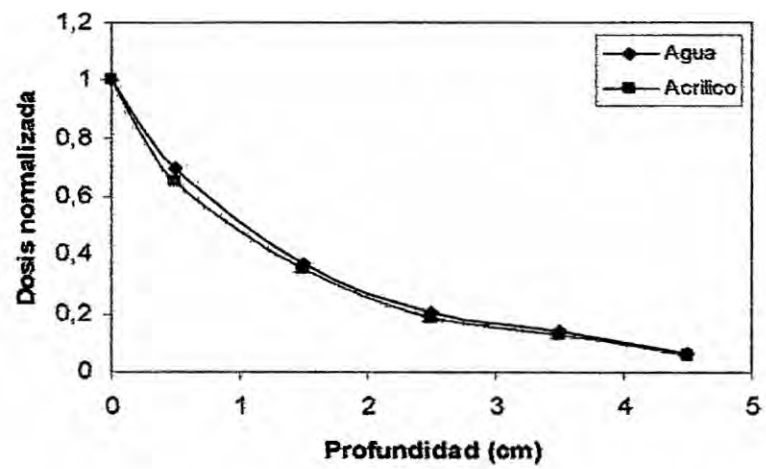




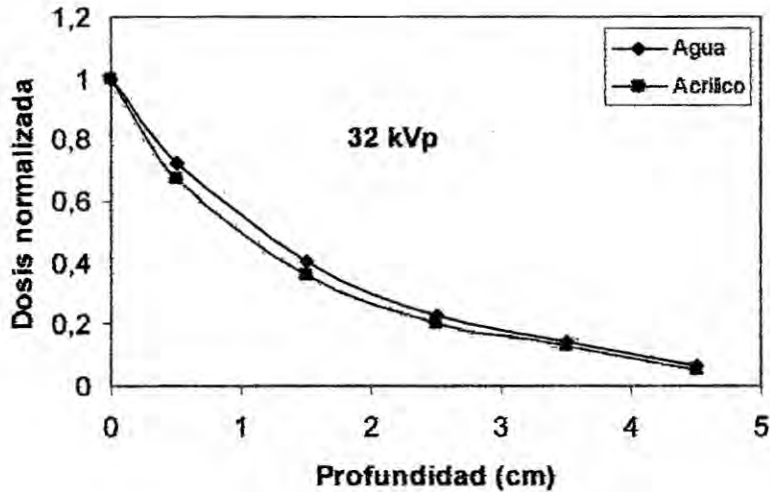
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig 14. Distribución de dosis en diferentes materiales para energías de: a) 26 kVp  
b) 28 kVp c) 30 kVp d) 32 kVp.

## 4.2 RADIACION DISPERSA

En radiología diagnóstica la dispersión de fotones degrada calidad de imagen obtenida, dado que en esta practica radiológica las energías con las que se trabaja no es superior a 35 kv y por tanto la dispersión originada por la radiación es fundamentalmente debido al efecto compton y la dispersión elástica es predominante para ángulos pequeños mientras que para ángulos grandes la dispersión inelástica se torna más importante.

Se obtiene mediante simulación computacional la razón entre la radiación dispersa ( $R_d$ ) y la radiación primaria o incidente ( $R_p$ ) en fantoma que representa una mama standard con 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular. La evaluación de la dispersión se realiza en dos materiales diferentes, agua y acrílico, y para energías entre 26 kVp y 32 kVp.

### 4.2.1 DISPERSION EN AGUA

Se ha simulado una mama Standard considerando agua como representación del tejido mamario, encontrando la razón  $R_d / R_p$  para un haz de rayos X de cuyo espectro son generados por diferentes kVp. Puede observarse que la radiación dispersa está

distribuido con respecto a la energía en un rango entre 5 % y 7 % de la radiación primaria.

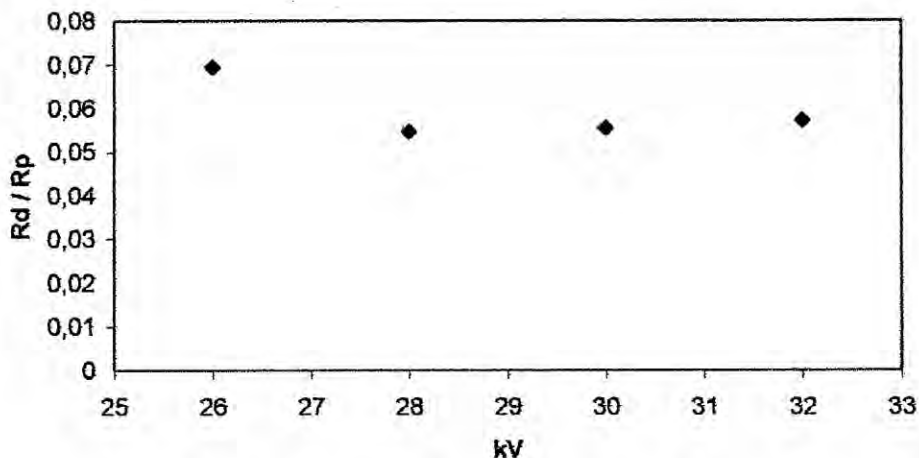


Fig. 15 Radiación dispersa en fantoma de agua.

#### 4.2.2 DISPERSION EN ACRILICO

Bajo las mismas condiciones que la simulación en fantoma de agua para representar la mama, se ha irradiado un fantoma de acrílico con los mismos espectros utilizados en el caso anterior, pudiendo observar una distribución de Rd/Rp semejante al ocurrido en fantoma de agua, obteniéndose también una radiación dispersa entre el 5 % y 7 % de la radiación primaria.

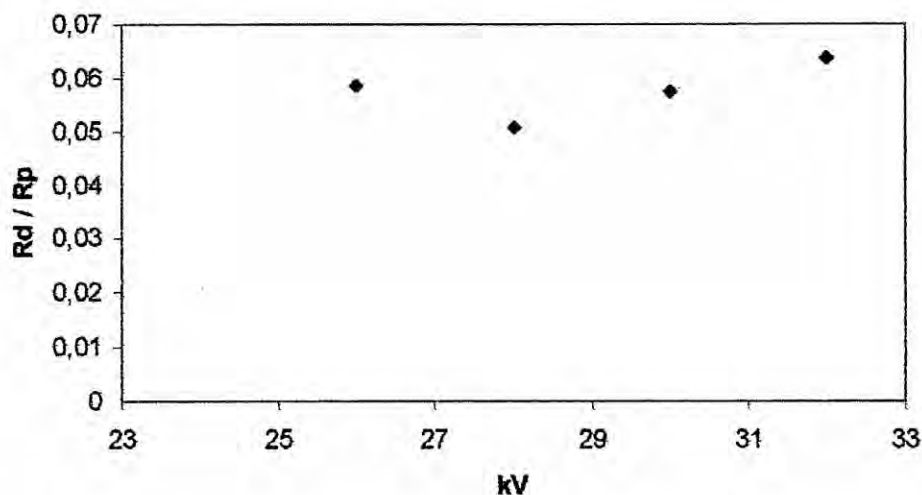


Fig. 16 Radiación dispersa en fantoma de acrílico.

## CAPITULO 5

### DISCUSIÓN

Se conoce que hay una estrecha relación entre la dosis y calidad de imagen, también es conocido que la radiación dispersa afecta la imagen radiológica, sin embargo pocos trabajos fueron desarrollados para calcular la radiación dispersa. Los cálculos realizados en este trabajo fueron hechos para energías típicamente utilizados en mamografía simulados en dos tipos de materiales, de los cuales podemos decir:

a) La distribución de dosis en profundidad obtenido para un haz incidente sobre un fantoma de mama Standard con espectros de energía entre 26 kVp y 32 kVp, presenta un perfil de dosis en profundidad que decae exponencialmente a medida que la profundidad va aumentando, este efecto concuerda con datos presentados en la literatura de la especialidad. Siendo el agua y el acrílico materiales comúnmente utilizados en la construcción de fantomas, se ha levantado el perfil de dosis para estos dos materiales, obteniendo un resultado de gran semejanza entre ellos, es decir que los dos materiales tienen la misma respuesta de dosis para el rango de energías utilizadas.

b) Para la radiación dispersa, se evalúa la razón entre la radiación dispersada y la radiación incidente primaria ( $R_d/R_p$ ) para espectros de 26 kVp, 28 kVp, 30 kVp y 32 kVp obteniendo una radiación dispersa menor al 8 % de la radiación primaria, este resultado sucede tanto en fantoma de agua como en fantoma de acrílico, indicando con esto que es indiferente utilizar agua o acrílico en la evaluación de la dispersión Compton. Estos valores encontrados para la dispersión concuerda fuertemente con los resultados encontrados por Poletti y colaboradores en la Universidad Federal de Rio de Janeiro. Dado que la dispersión encontrada no representa valores demasiado altos, pero debe tenerse en cuenta que siempre degrada la calidad de imagen, por consiguiente es necesario utilizar mecanismos adicionales que permita disminuir la dispersión, para esto es recomendable utilizar una rejilla junto con la película radiográfica.



## REFERENCIALES

- 1.- **ARCAL XLIX** (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nuclear en América Latina y el Caribe). Protocolo de Control de Calidad en Mamografía 2001. editado y publicado con el apoyo del Organismo Internacional de Energía Atómica. Viena: Editorial staff; 2001.
- 2.- Chevalier, M., Moran, P., Vañó, E. **Impact of Several Recommended actions for Improving Image Quality in Mamography.** Radiation Protection Dosimetry, vol. 57 (1-4), 1995.
- 3.- Poletti M., Gonçalves, O., Schechter, H. **Esalhamento Elástico em Mamografia.** Radiation Protection Dosimetry, vol. 57 (1-4), 1995.
- 4.- Johns, P.C., Yaffe, M.J. **Coherent Scatter in Diagnostic Radilogy.** Med. Phys. 10 (1), 40-50 (1983).
- 5.- Barnes, G.T, Brezovich, I.A. **The Intensity of Scattered Radiation in Mamography.** Radiology 126, 243-247 (1978).
- 6.- Dance, D.R., Persliden, J., Carlsson, I. **Calculation of Dose and Contrast for two Mammography Grids.** Phys. Med. Biol. 37, 235-248 (1992).
- 7.- Bushong, S., 1993, "**Radilogia Para Técnicos**". St. Louis : Mosby-year Book.
- 8.- Hwang S. F., Nogueira M. S., Peixoto J. E. **Quality Control As a Way to Find Out Doses As Low As Reasonably Practicable in Mammography Systems.** Revista de Investigación de Física. Vol. 10 N° 1 (2007), 46-48.
- 9.- Bird, R, Marshall, M., Ardran, G. M., 1979, "**Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays**", The Hospital Physicists Association.
- 10.- Breismeister, J.F., 1986, "**MCNP – A Geral Monte Carlo Code for Neutron and Photon Transport**", Los Alamos National Laboratory, LA-7393.
- 11.- Meeson S., Young K. C., Ramsdale M. L., Wallis M. G. **Analysis of Optical Density and Contrast in Mammograms.** The British journal of Radiology. July 1999; 72 (1999), 670-677.
- 12.- Mcparland B. J., Boyd M. **A Comparison of Fixed and Variable kV<sub>p</sub> Technique Protocols for Film-Screen Mammography.** The British journal of Radiology. June 2000; 73 (2000), 613-626.
- 13.-Edward Artemio Meca Castro. **Evaluación de la Dosis Glandular Media en Estudios de Mamografía, Mediante Dosimetría de Termoluminiscencia.** Universidad Nacional de Piura.



## APENDICE A

**TABLA DE ESPECTROS DE MAMOGRAFIA DIAGNÓSTICA.- Fuente: R. Bird.**

ESPECTRO CON ANODO DE Mo Y FILTRO DE Mo

Energía (Kev)	24 kVp 0,309 mm	25 kVp 0,322 mm	26 kVp 0,334 mm	27 kVp 0,345 mm	28 kVp 0,356 mm	30 kVp 0,375 mm	32 kVp 0,391 mm	34 kVp 0,406 mm
5	0	0	0	0	0	0	0	0
5,5	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0,6744	0,8009	0,5398	0,4882	0,4442	0,3732	0,3193	0,2776
6,5	18,53	16,62	15,02	13,67	12,52	10,64	9,208	8,088
7	253,7	227,7	205,9	187,4	171,5	145,6	125,6	109,8
7,5	1506	1351	1220	1109	1013	854,9	732,3	634,8
8	7382	6683	6095	5592	5158	4445	3890	3448
8,5	22150	20120	18410	16950	15680	13600	11960	10650
9	5608	50970	46660	42970	39780	34510	30410	27140
9,5	106900	97510	89500	82630	76650	66750	58960	52700
10	201300	184100	169500	157000	146100	128000	113800	102300
10,5	300400	275300	254000	235700	219700	193100	172200	155200
11	455500	418200	386300	358700	334700	294800	263500	238500
11,5	597000	550100	510000	475300	445000	394400	354300	321900
12	758700	701100	651600	608600	570800	507500	457100	416400
12,5	943000	875200	816700	765500	720300	644100	582800	532700
13	1091000	1015000	948200	889500	837400	749300	678600	621200
13,5	1232000	1151000	1078000	1015000	958000	861200	783200	719600
14	1383000	1297000	1220000	1152000	1090000	984600	898000	828400
14,5	1475000	1390000	1313000	1244000	1181000	1072000	981900	907200
15	1563000	1481000	1406000	1338000	1275000	1165000	1072000	994500
15,5	1627000	1552000	1481000	1415000	1354000	1245000	1153000	1074000
16	1684000	1618000	1553000	1491000	1432000	1326000	1233000	1154000
16,5	1692000	1639000	1585000	1530000	1478000	1379000	1291000	1216000
17	2100000	2173000	22350000	2287000	2331000	2402000	2456000	2496000
17,5	5682000	6726000	7696000	8593000	9415000	10850000	12040000	13020000
18	1713000	1730000	1733000	1728000	1716000	1682000	1643000	1604000
18,5	1516000	1528000	1520000	1501000	1474000	1409000	1341000	1277000
19	1463000	1499000	1509000	1502000	1484000	1431000	1371000	1313000
19,5	2211000	2490000	2722000	2917000	3085000	3356000	3567000	3736000
20	190200	210000	225000	236700	245900	258900	267200	272500
20,5	119200	130200	136400	139400	140100	137600	132300	126100
21	113500	128700	137700	142400	144200	142600	137600	131400
21,5	107300	127500	140300	147900	152000	153600	150500	145200
22	101900	128800	143100	153400	159500	163900	162400	158100
22,5	78800	113600	136900	152300	162100	171000	171900	168800
23	53480	96470	126300	146800	160800	175800	180500	179600
23,5	21900	77410	115700	142000	159800	179200	186000	186500
24	6645	68650	110900	140700	161700	186100	196800	199600
24,5	0	44410	91770	126800	152900	186300	203800	211500
25	0	0	62380	101900	143800	188900	213100	224500
25,5	0	0	36260	88480	127900	180100	209300	224400
26	0	0	14230	72200	116200	175300	209200	227600
26,5	0	0	0	39350	92690	164900	207100	230700
27	0	0	0	0	51730	150600	202000	227700
27,5	0	0	0	0	39230	136600	194000	228800
28	0	0	0	0	13390	119400	184600	224500
28,5	0	0	0	0	0	93600	170100	217500
29	0	0	0	0	0	65170	150300	203900
29,5	0	0	0	0	0	37880	134100	194900
30	0	0	0	0	0	15060	117300	183000
30,5	0	0	0	0	0	0	86460	166500
31	0	0	0	0	0	0	55010	148700
31,5	0	0	0	0	0	0	32250	128300
32	0	0	0	0	0	0	11030	113200
32,5	0	0	0	0	0	0	0	87800
33	0	0	0	0	0	0	0	58140
33,5	0	0	0	0	0	0	0	31200
34	0	0	0	0	0	0	0	12960
34,5	0	0	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0	0	0

## APENDICE B

### PROGRAMA DE SIMULACION MAMOGRAFICA

lmcnp version 4b ld/04/97 08/29/06 14:03:12  
probid = 08/29/06 14:03:12  
inp=wa4444 outp=juana

1-	C	SISTEMA DE MAMOGRAFIA				
2-	C	DESCRIPCION DE LA CELDA DEL OBJETO OBJETO.				
3-	C					
4-	C					
5-	20	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -34 35)	IMP:P=1 \$ TLD1	
6-	21	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -40 41)	IMP:P=1 \$ TLD2	
7-	22	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -46 47)	IMP:P=1 \$ TLD3	
8-	23	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -52 53)	IMP:P=1 \$ TLD4	
9-	260	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -58 59)	IMP:P=1 \$ TLD5	
10-	261	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -64 65)	IMP:P=1 \$ TLD6	
11-	262	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -70 71)	IMP:P=1 \$ TLD7	
12-	263	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -76 77)	IMP:P=1 \$ TLD8	
13-	264	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -82 83)	IMP:P=1 \$ TLD9	
14-	265	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -88 89)	IMP:P=1 \$ TLD10	
15-	266	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -94 95)	IMP:P=1 \$ TLD11	
16-	267	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -100 101)	IMP:P=1 \$ TLD12	
17-	268	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -106 107)	IMP:P=1 \$ TLD13	
18-	269	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -112 113)	IMP:P=1 \$ TLD14	
19-	270	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -118 119)	IMP:P=1 \$ TLD15	
20-	271	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -124 125)	IMP:P=1 \$ TLD16	
21-	272	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -130 131)	IMP:P=1 \$ TLD17	
22-	273	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -136 137)	IMP:P=1 \$ TLD18	
23-	274	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -142 143)	IMP:P=1 \$ TLD19	
24-	275	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -148 149)	IMP:P=1 \$ TLD20	
25-	276	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -154 155)	IMP:P=1 \$ TLD21	
26-	277	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -160 161)	IMP:P=1 \$ TLD22	
27-	278	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -166 167)	IMP:P=1 \$ TLD23	
28-	279	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -172 173)	IMP:P=1 \$ TLD24	
29-	280	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -178 179)	IMP:P=1 \$ TLD25	
30-	281	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -184 185)	IMP:P=1 \$ TLD26	
31-	282	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -190 191)	IMP:P=1 \$ TLD27	
32-	283	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -196 197)	IMP:P=1 \$ TLD28	
33-	284	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -202 203)	IMP:P=1 \$ TLD29	
34-	285	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -208 209)	IMP:P=1 \$ TLD30	
35-	286	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -214 215)	IMP:P=1 \$ TLD31	
36-	287	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -220 221)	IMP:P=1 \$ TLD32	
37-	288	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -226 227)	IMP:P=1 \$ TLD33	
38-	289	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -232 233)	IMP:P=1 \$ TLD34	
39-	290	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -238 239)	IMP:P=1 \$ TLD35	
40-	291	2	-2.64	(-30 31 -32 33 -244 245)	IMP:P=1 \$ TLD36	

41- 292 2 -2.64 (-30 31 -32 33 -250 251) IMP:P=1 \$ TLD37  
 42- 293 2 -2.64 (-30 31 -32 33 -256 257) IMP:P=1 \$ TLD38  
 43- 1 1 -1.00 (-5 6 -1 3 -2 4) #20 #21 #22 #23 #260 #261  
 #262 &  
 44- #263 #264 #265 #266 #267 #268 #269 #270  
 #271 &  
 45- #272 #273 #274 #275 #276 #277 #278 #279  
 #280 &  
 46- #281 #282 #283 #284 #285 #286 #287 #288  
 #289 &  
 47- #290 #291 #292 #293 IMP:P=1 \$ cub  
 48- 3 3 -0.001205 (-14 15 -10 12 -11 13) #1 #20 #21 #22  
 #23 #260 &  
 49- #261 #262 #263 #264 #265 #266 #267 #268  
 #269 &  
 50- #270 #271 #272 #273 #274 #275 #276 #277  
 #278 &  
 51- #279 #280 #281 #282 #283 #284 #285 #286  
 #287  
 52- #288 #289 #290 #291 #292 #293 IMP:P=1 \$  
 Camara  
 53- 4 0 (10:11:-12:-13:14:-15) IMP:P=0  
 54-  
 55- C Cuba  
 56- 5 PX 17  
 57- 6 PX -17  
 58- 1 PY 22  
 59- 3 PY -22  
 60- 2 PZ 22  
 61- 4 PZ -22  
 62- C T1  
 63- 30 PX 0.12  
 64- 31 PX -0.12  
 65- 32 PY 0.12  
 66- 33 PY -0.12  
 67- 34 PZ 21.99  
 68- 35 PZ 21.9  
 69- C T2  
 335- c \*\*\*\* INCIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO \*\*\*\*\*  
 336-  
 337- SDEF ERGÑ POS=0 0 65 PAR=2 VEC=0 0 -1 DIR=1  
 338- SII 0 1.173 1.33  
 339- SPI 0 0.60 0.40  
 340- c DEFINICAO DO MATERIAL.  
 341- M1 1001 0.667  
 342- 8016 0.333  
 343- M2 3006 0.5  
 344- 9019 0.5  
 345- M3 1001 0.101 \$ Hidrog  
 346- 6012 0.111 \$ Carbon

347- 8016 0.762 \$ Oxigen  
 348- 7014 0.026 \$ Nitrog  
 349- MODE P  
 350- F4:P 1  
 351- F6:P 20 21 22 23 260 261 262 263 264 265 266 267 268 269 &  
 352- 270 271 272 273 274 275 276 277 278 279 280 281 282 &  
 353- 283 284 285 286 287 288 289 290 291 292 293  
 354- NPS: 50000 \$ RODA 10.000.000 HISTORIAS.

lcells

print table 60

atom gram

photon

cell mat density density volume mass pieces  
 importance

1 20 2 1.27117E-01 2.64000E+00 5.18400E-03 1.36858E-02 0  
 1.0000E+00  
 2 21 2 1.27117E-01 2.64000E+00 5.76000E-03 1.52064E-02 0  
 1.0000E+00

tally type 4 track length estimate of particle flux.

units 1/cm\*\*2

tally for photons

volumes

cell: 1  
 6.58238E+04

cell 1

6.57715E-04 0.0025

analysis of the results in the tally fluctuation chart bin (tfc) for tally  
 4 with nps = 50000 print table 160.

tally type 6 track length estimate of heating.

units mev/gram

tally for photons

masses

cell: 20 21 22 23  
 260 261 262  
 1.36858E-02 1.52064E-02 1.52064E-02 1.52064E-02

run terminated when 50000 particle histories were done.

computer time = 12.63 minutes

mcnp version 4b 02/04/97

08/29/06 14:15:49

probid = 08/29/06 14:03:12

End