

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA



**OPTIMIZACIÓN DE LA EXPOSICIÓN DE RAYOS X PARA  
EL DIAGNÓSTICO DE NEOPLASIAS EN EL TÓRAX EN  
PACIENTES ADULTOS**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA APLICADA)

PRESENTA

SAÚL ANÍBAL RODRÍGUEZ RAMÍREZ

ASESOR: GUILLERMO TEJEDA MUÑOZ

ASESOR: MARIO IVÁN MARTÍNEZ HERNÁNDEZ

AUTOR

---

FECHA

---

FIRMA

# Índice general

Índice de figuras	IV
Índice de tablas	VI
Introducción	VII
<b>1. Conceptos generales de tumores para el diagnóstico</b>	<b>1</b>
1.1. Cáncer . . . . .	1
1.1.1. Definición . . . . .	1
1.1.2. Tipos de cáncer . . . . .	1
1.1.3. Estadificación del cáncer . . . . .	2
1.1.4. Biología molecular y cáncer . . . . .	2
1.1.5. Etapas de desarrollo del cáncer . . . . .	3
1.2. Riesgo de cáncer debido a la exposición a la radiación . . . . .	4
1.3. Diagnóstico de cáncer mediante el uso de rayos X . . . . .	5
1.4. Importancia de la calidad de imagen en Radioterapia . . . . .	5
<b>2. El diagnóstico con rayos X</b>	<b>7</b>
2.1. Dosimetría . . . . .	7
2.1.1. Cámara de ionización . . . . .	7
2.1.2. Detectores semiconductores . . . . .	8
2.2. Magnitudes y unidades radiométricas . . . . .	9
2.3. Niveles de referencia de dosis (DRL's) . . . . .	11
2.4. Tubo de rayos X . . . . .	11
2.4.1. Voltaje del tubo . . . . .	12
2.4.2. Corriente del tubo . . . . .	13
2.5. Tomografía Axial Computarizada . . . . .	13
2.5.1. Unidades Hounsfield . . . . .	13
2.5.2. Colimación . . . . .	14
2.5.3. Tomografía helicoidal . . . . .	15
2.5.4. mAs y mAs/slice . . . . .	16
2.6. Mastografía . . . . .	16
2.6.1. Control de Exposición Automática (AEC) . . . . .	18
2.7. Aseguramiento de calidad . . . . .	18
2.7.1. Parámetros de calidad de imagen . . . . .	19

<b>3. Material y métodos</b>	<b>21</b>
3.1. Materiales . . . . .	21
3.1.1. MagicMax Kit . . . . .	21
3.1.2. Catphan Phantom . . . . .	24
3.1.3. Flat field Phantom . . . . .	25
3.2. Pruebas de control de calidad en TAC . . . . .	26
3.2.1. Verificación de blindajes . . . . .	26
3.2.2. CTDIvol . . . . .	26
3.2.3. Exactitud del espesor de corte . . . . .	26
3.2.4. Dependencia del número CT con el espesor de corte y tamaño de fantoma .	27
3.2.5. Linealidad del número CT . . . . .	27
3.2.6. Ruido . . . . .	27
3.2.7. Contraste . . . . .	27
3.2.8. Resolución espacial . . . . .	28
3.2.9. Uniformidad . . . . .	28
3.2.10. Pruebas de optimización de dosis en TAC . . . . .	30
3.3. Estimación de riesgos y cálculo de DRL's en TAC . . . . .	31
3.4. Pruebas de control de calidad en Mastografía . . . . .	32
3.4.1. Exactitud y reproducibilidad de kV . . . . .	32
3.4.2. Evaluación de artefactos . . . . .	33
3.4.3. Desempeño del control de exposición automática (AEC) . . . . .	33
3.4.4. Exposición de entrada, reproducibilidad del Control de Exposición Automática y Dosis Glandular Media . . . . .	34
3.4.5. Tasa de radiación . . . . .	34
3.4.6. Detector Ghosting . . . . .	35
<b>4. Resultados y discusión</b>	<b>37</b>
4.1. Pruebas de control de calidad en TAC . . . . .	37
4.1.1. Verificación de blindajes . . . . .	37
4.1.2. CTDIvol . . . . .	37
4.1.3. Exactitud del espesor de corte . . . . .	37
4.1.4. Linealidad del número CT . . . . .	38
4.1.5. Dependencia del número CT con el espesor de corte y tamaño de fantoma .	38
4.1.6. Calidad de imagen . . . . .	39
4.1.7. Pruebas de optimización de dosis en TAC . . . . .	40
4.2. Pruebas de control de calidad en Mastografía . . . . .	43
4.2.1. Exactitud y reproducibilidad de kV . . . . .	43
4.2.2. Evaluación de artefactos . . . . .	44
4.2.3. Desempeño del control de exposición automática . . . . .	44
4.2.4. Exposición de entrada, reproducibilidad del Control de Exposición Automática y Dosis Glandular Media . . . . .	45
4.2.5. Tasa de radiación . . . . .	45
4.2.6. Detector Ghosting . . . . .	46
4.3. Estimación de riesgos y cálculo de DRL's en TAC . . . . .	46
<b>5. Conclusiones</b>	<b>48</b>



# Índice de figuras

1.1. Esquema de las etapas de desarrollo del cáncer . . . . .	3
2.1. Esquema general de una cámara de ionización de placas paralelas . . . . .	8
2.2. Esquema general de una cámara de ionización cilíndrica . . . . .	9
2.3. Componentes principales de un tubo de rayos X . . . . .	12
2.4. Configuración de un equipo de TAC . . . . .	14
2.5. Comparación entre un arreglo de detectores de una sola fila y un arreglo de múltiples filas . . . . .	15
2.6. Geometría de una adquisición de Tomografía axial y helicoidal . . . . .	16
2.7. Esquema de un equipo de Mastografía . . . . .	17
2.8. Esquema de un equipo de mastografía . . . . .	18
3.1. Unidad básica MagicMax . . . . .	22
3.2. Diagrama del sistema de medición MagicMax . . . . .	22
3.3. Multidetector XM . . . . .	22
3.4. Multidetector XM tabla . . . . .	23
3.5. Cámara de ionización tipo lápiz . . . . .	23
3.6. Tabla de rangos de medición en que trabaja la cámara tipo lápiz . . . . .	23
3.7. CT phantom en 3 partes . . . . .	24
3.8. Catphan Phantom . . . . .	24
3.9. Interior del Catphan Phantom . . . . .	25
3.10. Flat field phantom . . . . .	25
3.11. ctphantom . . . . .	26
3.12. Módulo de sensitometría del Catphan Phantom . . . . .	28
3.13. Patrones de resolución espacial del Catphan Phantom . . . . .	29
3.14. Medición de uniformidad en el Catphan Phantom . . . . .	29
3.15. Irradiación de cámara pencil beam . . . . .	30
3.16. Escaneo de Catphan Phantom . . . . .	31
3.17. Configuración para la prueba de Ghosting . . . . .	35
3.18. Pantalla de mastografía mostrando las regiones en las que se miden los valores de pixel en la prueba de Ghosting . . . . .	36
4.1. Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Abdomen adulto	40
4.2. Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Tórax adulto	41
4.3. Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Cabeza adulto	41

4.4. Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Abdomen pediátrico . . . . .	42
4.5. Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Tórax pediátrico	42
4.6. Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Cabeza pediátrico	43
4.7. Artefactos . . . . .	44

# Índice de tablas

1.1. Dosis umbrales para efectos determinísticos . . . . .	4
1.2. Dosis absorbidas típicas en radiodiagnóstico . . . . .	5
2.1. Factores de peso para distintos tejidos de acuerdo al ICRP 103 . . . . .	11
3.1. Valores de kV y mAs/slice usados en las pruebas de optimización de dosis . . . . .	31
3.2. Factores de conversión k de Dose Length Product (DLP) a Dosis Efectiva . . . . .	32
4.1. Blindajes TAC . . . . .	37
4.2. CTDIvol . . . . .	38
4.3. Espesor de corte . . . . .	38
4.4. Linealidad UH . . . . .	38
4.5. UHvsEspesor de corte . . . . .	38
4.6. UHvsFantoma . . . . .	39
4.7. Catphan . . . . .	39
4.8. Exactitud kVp Ro . . . . .	43
4.9. Exactitud kVp Mo . . . . .	43
4.10. Coeficiente de variación kV . . . . .	44
4.11. AEC phantom size . . . . .	44
4.12. AEC compensación por exposición . . . . .	45
4.13. AEC reproducibility . . . . .	45
4.14. Algunos DRL's internacionales . . . . .	46

# Introducción

El uso de las radiaciones ionizantes en la Medicina como un medio no invasivo de diagnóstico y seguimiento de enfermedades se ha extendido en los últimos años en varias partes del mundo. El número de estudios de Tomografía, Mastografía, Radiografía y Fluoroscopia va en aumento debido a las grandes ventajas que ofrecen estas técnicas. En México, los equipos de rayos X proliferan no sólo en centros médicos y hospitales, sino también en pequeños consultorios y clínicas privadas. Sin embargo, no existen estadísticas confiables al respecto del número de estudios que se realizan anualmente y de la dosis colectiva que la población recibe.

La exposición a la radiación ionizante conlleva el riesgo de desarrollar efectos estocásticos, como la inducción de cáncer y de anomalías genéticas.

Dado el incremento en el uso de las técnicas de imagen para diagnóstico, la verificación y optimización de dosis en los equipos de radiodiagnóstico resulta de vital importancia para el cuidado del paciente. Se desconocen umbrales de dosis específicos para desarrollar los efectos estocásticos, por lo cual resulta importante seguir el principio de mantener la dosis tan baja como sea razonablemente posible. El primer paso para conseguirlo es garantizar el buen funcionamiento de los equipos de rayos X, mediante el establecimiento de un Programa de Garantía/Aseguramiento de Calidad (Quality Assurance o QA en inglés).

El aseguramiento de calidad describe un programa que está diseñado para controlar y mantener un estándar de calidad establecido. En radiodiagnóstico, un programa de aseguramiento de calidad es una serie de pruebas, políticas y procedimientos que mantienen la calidad del cuidado del paciente. En un programa de aseguramiento de calidad típico se deben realizar pruebas de verificación de los parámetros de funcionamiento básicos del tubo de rayos X, pruebas del funcionamiento mecánico del equipo, evaluaciones de la calidad de las imágenes que entregan los estudios y mediciones de estimadores de dosis específicos de la técnica empleada.

A nivel internacional se han propuesto diferentes modelos de aseguramiento de calidad por organizaciones profesionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), el American College of Radiology (ACR), la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), y el American College of Medical Physics (ACMP). Éstos programas incorporan muchos de los estándares y criterios desarrollados por el National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU), y la Comisión Internacional en Protección Radiológica (ICRP). Sin embargo, a nivel nacional no existen guías de prácticas para el aseguramiento de calidad, y éste proyecto podría servir como precursor para que las Unidades de Alta Especialidad del Instituto Mexicano del Seguro Social (en donde se llevó a cabo el proyecto) adopten ciertas prácticas para el aseguramiento de calidad en radiodiagnóstico.

En el presente estudio se realizaron pruebas de control de calidad en un equipo de Tomografía Axial Computarizada Philips Brilliance Big Bore y en un equipo de Mastografía Selenia de una Unidad Médica de Alta Especialidad del Instituto Mexicano del Seguro Social. Mediante dichas

pruebas, se verificó el correcto desempeño de los equipos y la consistencia entre los parámetros que reportan y los parámetros medidos. Posteriormente se realizó una recopilación estadística de la dosis colectiva en la población del hospital sometida a estudios de Tomografía en la región del tórax. Con base en los resultados anteriores, se estimó el riesgo poblacional de carcinogénesis y se compararon los niveles de referencia de dosis locales para el tórax con los publicados internacionalmente. Finalmente se realizaron pruebas de optimización de dosis, también en Tomografía, comparando la calidad de imagen de los estudios con y sin optimización

# Capítulo 1

## Conceptos generales de tumores para el diagnóstico

### 1.1. Cáncer

#### 1.1.1. Definición

El término cáncer engloba un grupo numeroso de enfermedades que se caracterizan por el desarrollo de células anormales que se dividen, crecen, y se diseminan sin control en cualquier parte del cuerpo. Mientas que las células normales se dividen y mueren durante un período de tiempo programado, las células cancerosas “pierden” la capacidad para morir y se dividen casi sin límite. Esta multiplicación en el número de células llega a formar masas denominadas “tumores” o “neoplasias”, que en su expansión pueden destruir y sustituir a los tejidos normales.[1]

Algunos cánceres pueden no formar tumores, como ocurre con los de origen sanguíneo. Por otra parte, no todos los tumores son malignos (es decir, cancerosos). Existen tumores que crecen a un ritmo lento, no se diseminan, ni se infiltran en los tejidos vecinos, por lo que se les considera benignos.

#### 1.1.2. Tipos de cáncer

El tipo de cáncer se define, entre otras cosas, por el tejido u órgano en el que se ha originado. Por ejemplo, un cáncer de colon que da lugar a metástasis hepáticas se sigue considerando un cáncer de colon y no un cáncer hepático.

Estrictamente, se puede definir un nuevo tipo de cáncer por cada nuevo paciente, cada uno con sus alteraciones moleculares y celulares específicas, pero a grandes rasgos se agrupan de acuerdo al tejido que les dio origen de la siguiente forma:

- **Carcinomas:** Se originan a partir de las células epiteliales, es decir, las células que se encuentran en la superficie de los órganos, glándulas o estructuras corporales. Representan el 80 % de la totalidad de los cánceres. En esta categoría se incluyen las formas más comunes de cáncer de pulmón, mama, colon, próstata, páncreas y estómago, por mencionar algunos.
- **Sarcomas:** Se originan a partir de tejido conectivo, es decir, el que forma los músculos, huesos y cartílagos. Un ejemplo de este tipo de cáncer son los sarcomas óseos.

- Leucemias: Se originan en la médula ósea, en donde se producen los glóbulos rojos, los glóbulos blancos y las plaquetas, todos ellos presentes en la sangre. Las alteraciones en estas células pueden producir anemia, infecciones y alteraciones en la coagulación de la sangre (sangrados o trombosis).
- Linfomas: Se desarrollan a partir del tejido linfático, el cual está presente en los ganglios y órganos linfáticos.

### 1.1.3. Estadificación del cáncer

La estadificación del cáncer es una evaluación de la extensión y tamaño del tumor. Conocer el estadio del cáncer ayuda a conocer la gravedad de la enfermedad y elegir un mejor plan de tratamiento. La estadificación del cáncer puede determinarse, entre otros métodos, por medio de estudios de rayos X.

Existen muchos sistemas de estadificación del cáncer, algunos específicos de un tipo de cáncer y otros más generales. El sistema de clasificación TNM (tumor, nódulos linfáticos y metástasis) es uno de los que han obtenido mayor aceptación. La T, seguida de los números 0, 1, 2, o 3 describe la extensión del tumor principal, la N seguida de 0, 1 o 2 se refiere a la extensión de cáncer que se ha diseminado a los nódulos linfáticos, y la M seguida de 0 o 1 describe la presencia de metástasis distantes, es decir, si el cáncer se ha diseminado desde el tumor primario a otras partes del cuerpo. Los números después de cada letra indican el tamaño del tumor; en cuanto más grande es el número, mayor es el tumor, siendo 0 la ausencia. En el caso de metástasis sólo se indica si hay (1) o no hay (0) diseminación a otros órganos.

Otro método de clasificación de estadios más generalizado es el que consta únicamente de 5 estadios:

- Estadio 0: Hay células anormales presentes pero no se han diseminado al tejido cercano. Se le llama también carcinoma in situ, y estrictamente no es cáncer, pero puede convertirse en uno.
- Estadios 1, 2 y 3: Hay cáncer presente. En cuanto más grande es el número, mayor es el tumor y más se ha extendido en los tejidos cercanos.
- Estadio 4: El cáncer se ha diseminado a partes distantes del cuerpo.

### 1.1.4. Biología molecular y cáncer

El cáncer surge partir de divisiones celulares anormales. Se cree que las células en un tumor descienden de un ancestro común que en algún punto (típicamente décadas antes de que un tumor produzca síntomas clínicamente notables) perdió el control sobre su reproducción normal.

La transformación maligna de una célula se da tras la acumulación de mutaciones en sus genes. Hay dos clases de genes, los genes supresores de tumores y los proto-oncogenes, que respectivamente inhiben e impulsan el crecimiento celular. Los genes supresores de tumor, como el gen p53, en su estado natural promueven la expresión de ciertas proteínas. Una de ellas detiene el ciclo celular y le da tiempo a la célula para reparar su ADN antes de dividirse cuando hay un daño. Si el daño no puede ser reparado, la proteína induce a la célula a una muerte celular programada llamada apoptosis. La pérdida del funcionamiento normal del gen p53 compromete los mecanismos de reparación y apoptosis, llevando al desarrollo de un tumor mediante la proliferación de células

anormales. Los proto-oncogenes codifican las proteínas que estimulan la división celular. Las formas mutadas de estos genes, llamadas oncogenes a secas, pueden provocar que las proteínas estimuladoras sean hiperactivas, provocando proliferación celular excesiva[3].

El cáncer es un proceso de varias etapas en el que el daño a una sola célula lleva a una etapa pre-neoplásica, seguida por una secuencia de eventos que permiten que la célula proliferé exitosamente.

### 1.1.5. Etapas de desarrollo del cáncer

La formación del cáncer se puede clasificar en tres etapas: Iniciación, promoción y progresión[3].

Durante la iniciación, un evento mutacional (daño en el ADN) ocurre sin ser reparado. El daño inicial puede ser producido por una gran variedad de carcinógenos ambientales o químicos (incluyendo la radiación ionizante).

Durante la promoción, la célula pre-neoplásica es estimulada para dividirse por un agente promotor. Un promotor es un agente que por sí mismo no causa cáncer, pero que cuando ocurre un evento carcinogénico de iniciación, promueve o estimula la célula que recibió el daño original para dividirse. Existen más de 90 agentes físicos y químicos que se sabe son carcinogénicos para los humanos, y se sospecha de otros 200 agentes.

La etapa final es la progresión, durante la cual la célula transformada produce un cierto número de clones fenotípicos, de los cuales no todos son neoplásicos. Eventualmente, un fenotipo adquiere la ventaja selectiva de evadir los mecanismos de defensa del huésped, permitiendo así el desarrollo de un tumor y posiblemente cáncer metastático. En la figura 1.1 se resumen las etapas descritas.

La radiación ionizante puede actuar tanto como iniciador como promotor, y también puede impulsar la progresión mediante la inmunosupresión.

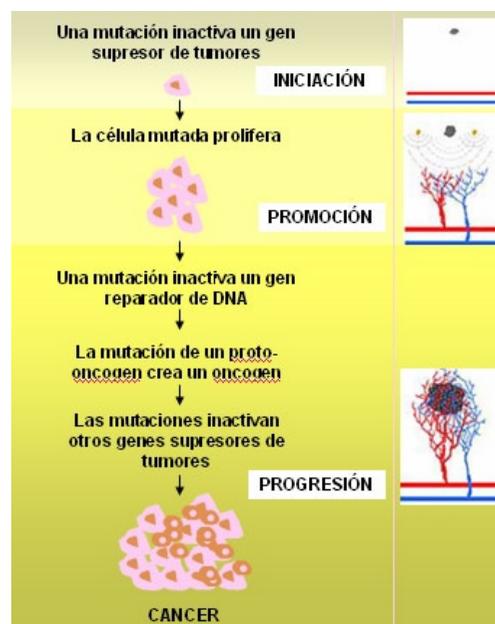


Figura 1.1: Esquema de las etapas de desarrollo del cáncer

Los factores ambientales implicados en la promoción del cáncer incluyen tabaco, alcohol, dieta, comportamiento sexual, contaminación del aire e infecciones virales y bacterianas. Cualquiera

agente que comprometa el sistema inmunológico, como el VIH, incrementan la probabilidad de la progresión exitosa de una célula pre-neoplásica hacia un cáncer.

## 1.2. Riesgo de cáncer debido a la exposición a la radiación

La radiación ionizante puede tener efectos secundarios en el organismo humano debidos a la dosis absorbida por el mismo. Estos efectos se dividen en efectos somáticos, los cuales ocurren en el individuo expuesto, y efectos genéticos (o hereditarios), los cuales ocurren en la descendencia del individuo. Por su probabilidad de aparición, se dividen en determinísticos y estocásticos. Los efectos determinísticos son aquellos que aparecen con certeza tras superar cierto umbral de dosis absorbida. Entre otros, tenemos caída de cabello, quemaduras, destrucción de tejidos, infertilidad pasajera o permanente, inmunodepresión y en caso extremo la muerte. En radioterapia, las restricciones de dosis en los órganos de riesgo son los límites para la aparición de efectos determinísticos en éstos órganos. Los umbrales de dosis absorbida para estos efectos son del orden de algunas centésimas de Grays. En la tabla 1.1 se muestran algunos de los efectos determinísticos más comunes.[2]

Efecto	Dosis Absorbida (cGy)
Eritema de la piel	2-5
Daños irreversibles en la piel	20-40
Pérdida de cabello	2-5
Esterilidad	2-3
Cataratas	5
Anormalidades fetales	0.1-0.5

Tabla 1.1: Dosis umbrales para efectos determinísticos[2]

Los efectos estocásticos, por otro lado, son aquellos cuya probabilidad de aparición depende de la cantidad de dosis absorbida. La palabra estocástico implica que es de naturaleza estadística. El hecho de que las radiaciones ionizantes puedan causar estos efectos no se pone en duda; lo que se desconoce con certeza es la relación dosis-efecto.

El más importante efecto somático estocástico de la exposición a la radiación es la inducción de cáncer. Otro efecto común son las mutaciones genéticas hereditarias.

No existe umbral de dosis para los efectos estocásticos. El riesgo aumenta con la dosis, pero la severidad del efecto no lo hace: así, la persona irradiada desarrollará cáncer o no será afectada en absoluto.

La evidencia de la inducción del cáncer por radiación se deriva de muchas fuentes. Estas incluyen poblaciones irradiadas durante pruebas de armas atómicas, trabajadores ocupacionalmente expuestos, irradiaciones con fines médicos y accidentes radiológicos. El análisis de la incidencia del cáncer en estas poblaciones es útil para identificar factores de riesgo específicos.[2]

Los estudios más importantes sobre los efectos estocásticos de la radiación son los análisis de los supervivientes de las bombas atómicas lanzadas en Hiroshima y Nagasaki durante la segunda guerra mundial. El estudio de los aproximadamente 90 000 individuos a lo largo de los años permitió derivar factores de riesgo de carcinogénesis específicos para diferentes órganos.

El rango de dosis para los efectos estocásticos es precisamente el rango de dosis que entregan típicamente los equipos de radiodiagnóstico. Por tanto, la disminución de estas dosis es fundamental para disminuir la probabilidad de dichos efectos. En la tabla 1.2 podemos ver algunas dosis típicas

para estudios de radiodiagnóstico.

Estudio	Dosis absorbida (mGy)
Radiografía de pecho	0.15 (en la piel)
Radiografía de abdomen	5 (en la piel)
Fluoroscopia	5-50 (en la piel)
Tomografía computarizada	10-30 (en la región escaneada)

Tabla 1.2: Dosis absorbidas típicas en radiodiagnóstico[2]

### 1.3. Diagnóstico de cáncer mediante el uso de rayos X

Si bien las radiaciones ionizantes pueden actuar como catalizadores del cáncer, los rayos X, correctamente usados, son de grandísima utilidad en el diagnóstico y tratamiento del cáncer.

Los avances de la oncología en las últimas décadas han modificado favorablemente el pronóstico y la calidad de vida del paciente con cáncer. Sin duda, los avances en cirugía oncológica y el desarrollo de nuevas drogas para combatir el cáncer han contribuido a estas mejoras, pero es el diagnóstico por imágenes quien ha adquirido un papel protagónico en la atención médica de los pacientes oncológicos.

Muchas decisiones clínicas están influenciadas por los hallazgos en los estudios de imágenes. La importancia de las imágenes en oncología se refleja en el constante incremento del número de estudios que se realizan anualmente, en particular de las técnicas modernas de tomografía computarizada y mastografía, además de resonancia magnética y tomografía por emisión de positrones.

Los estudios por imágenes son necesarios en diferentes etapas de la enfermedad y en distintas circunstancias clínicas como el diagnóstico, la extensión de la enfermedad, la determinación del estadio tumoral, la elección del tratamiento, la planificación terapéutica, la evaluación de la respuesta oncológica al tratamiento y la detección de complicaciones.

El desarrollo de nuevas técnicas de Tomografía Computarizada ha mejorado notablemente la visualización tumoral y la determinación del estadio, lo que permite una resolución diagnóstica notable en los aspectos morfológicos[4]. La capacidad de diferenciación entre estructuras hace a la Tomografía Computarizada un instrumento imprescindible en la detección del cáncer, ya sea por sí misma o en conjunción con la Tomografía por emisión de positrones.

En el caso particular de la Mastografía, esta ha emergido como el método más exitoso para detectar lesiones en la mama. Es la técnica con el mayor potencial para diagnosticar cáncer de mama en etapas tempranas, cuando aún es no palpable y curable. Esto, gracias a que el equipo está diseñado para detectar de forma eficiente en la mama el tipo de anomalías que conducen al cáncer. El cáncer de mama es la neoplasia maligna más común en el sexo femenino: una mujer que vive en un país desarrollado tiene un 12% de riesgo de sufrirlo a lo largo de su vida[4], de ahí la enorme importancia de la Mastografía.

### 1.4. Importancia de la calidad de imagen en Radioterapia

La Radioterapia es el uso de radiaciones ionizantes concentradas sobre tumores malignos con el objetivo de causar su destrucción. En la actualidad, la Radioterapia es una de las técnicas más

importantes y efectivas para el tratamiento del cáncer, ya sea con fines curativos o meramente paliativos. La Radioterapia es un tipo de tratamiento no invasivo, rápido en su ejecución, relativamente cómodo para el paciente, y con pocos efectos secundarios. Las modernas técnicas de Radioterapia como IMRT y VMAT garantizan, además, una excelente concentración de dosis sobre el tumor a la vez que evitan la concentración de dosis sobre los órganos vecinos (llamados órganos de riesgo), logrando así un tratamiento seguro y efectivo.

La Radioterapia actual está íntimamente ligada a la Tomografía Axial Computarizada (TAC). El proceso de planeación de cualquier tratamiento de Radioterapia comienza con la toma de un estudio de TAC al paciente a tratar, para posteriormente delinear en 3D los contornos del tumor y de los órganos de riesgo. Seguidamente, el físico médico realiza el plan de tratamiento basándose en los contornos establecidos. El objetivo es concentrar la dosis que el médico prescribe sobre el volumen tumoral, y disminuir en la mayor medida posible las dosis a los órganos de riesgo. Existen restricciones específicas de dosis máximas permitidas para la mayoría de los órganos del cuerpo, y en un buen plan de tratamiento de Radioterapia todas estas restricciones se cumplen perfectamente.

Los algoritmos de cálculo de dosis que los softwares de los sistemas de planeación usan se basan primordialmente en las Unidades Hounsfield (ver sección 2.5.1) como indicador de la densidad de los tejidos.

Por tanto, resulta de vital importancia garantizar una buena calidad de imagen en los equipos de TAC usados en Radioterapia, ya que de ello depende en gran medida la precisión del contorno de los órganos de riesgo y el tumor, y por tanto la precisión del tratamiento. Si las imágenes muestran estructuras erróneas, de nada sirve un plan de tratamiento basado en esas imágenes: todo lo contrario, puede llegar a ser perjudicial para el paciente. Si además las unidades Hounsfield no cumplen ciertos requerimientos, el cálculo de dosis del software puede también ser erróneo y no representar la dosis que en la realidad se entrega al paciente.

## Capítulo 2

# El diagnóstico con rayos X

### 2.1. Dosimetría

[5] Un dosímetro es un instrumento que mide la radiación ionizante. Usualmente está formado por un electrómetro y un detector o arreglo de detectores. En radiodiagnóstico, los dosímetros se pueden clasificar como activos o pasivos. En los detectores se da la interacción con la radiación incidente, mientras que el electrómetro mide la señal producida en el detector.

Los dosímetros activos muestran el valor de dosis directamente e incluyen las cámaras de ionización y los detectores semiconductores (también conocidos como detectores de estado sólido). Estos dosímetros se usan para medir kerma en aire y tasa de kerma en aire.

Los dosímetros pasivos no pueden mostrar el valor de dosis directamente, sino que registran una señal de dosis cuando se exponen a la radiación. Esta señal debe posteriormente convertirse a dosis o kerma en aire usando un dispositivo lector. En esta clasificación se encuentran los detectores ópticamente estimulados (OSL's) y los detectores termoluminiscentes (TLD's), así como la película radiocrómica.

Otro tipo de instrumentos son los que se usan para medir el voltaje del tubo de rayos X y el tiempo de exposición (sin una conexión directa con los circuitos eléctricos del equipo de rayos X). Existen también dispositivos usados para monitoreo de dosis ocupacional conocidos como dosímetros personales.

#### 2.1.1. Cámara de ionización

Este detector es una cámara llena de aire, en la cual se forma un campo eléctrico mediante la aplicación de un voltaje sobre dos electrodos. La radiación que entra a la cámara produce ionización en el volumen de aire contenido, y los electrodos recolectan todas las cargas producidas. El campo eléctrico es suficiente para recolectar casi todas las cargas que llegan a los electrodos (es decir, hay muy poca recombinación de iones). El número de iones recolectados, o la tasa de recolección, es la señal registrada, la cual se multiplica por la energía media requerida para producir un par de iones en aire seco:  $33.97 \text{ eV/par de iones}$  o  $33.97 \text{ J/C}$ . De este modo se obtiene la energía total depositada en la masa de aire contenida en la cavidad.

En las cámaras de ionización usadas en radiodiagnóstico, el aire dentro del volumen se comunica con el medio ambiente, de tal modo que la masa del aire depende de la temperatura, presión y humedad. Aunque esta última tiene un efecto insignificante, las dos primeras pueden afectar la masa de aire de forma importante. Por tanto, siempre se debe aplicar un factor de corrección por

presión y temperatura  $k_{TP}$  a las mediciones del dosímetro. Este factor se calcula con la fórmula  $k_{TP} = (P_0T)/(PT_0)$ , donde  $P_0$  y  $T_0$  son los valores de presión y temperatura para las condiciones de referencia de calibración (usualmente, 101.3 kPa y 293.2 K) y  $P$  y  $T$  son la temperatura(en K) y presión(en kPa) del ambiente durante las mediciones con la cámara.

El uso de cámaras de ionización perfectamente selladas (sin cambios en el volumen de aire) no es recomendable en radiodiagnóstico[6] debido a que presentan una dependencia energética inaceptable, además de que la estabilidad a largo plazo del detector no se puede garantizar.

Las cámaras de ionización de aire son la base de los sistemas de dosimetría estándar en varios países debido a su estabilidad, precisión y fácil uso en el entorno clínico. El aire es un material útil porque tiene un número atómico similar al tejido, y por tanto los mecanismos de interacción con la radiación son similares. Existen dos tipos básicos de cámaras de ionización: cilíndricas y de placas paralelas.

Las cámaras de placas paralelas tienen forma de disco, con un diámetro de varios centímetros y un grosor de pocos centímetros. Su volumen efectivo varía desde 1 hasta cientos de  $\text{cm}^3$ . Estas cámaras tienen una sensibilidad uniforme alrededor de su eje geométrico central. Su desventaja es la dependencia direccional de su respuesta: siempre deben colocarse perpendiculares al haz de radiación.

Como su nombre lo indica, este detector tiene dos placas paralelas entre las cuales se encuentra la cámara de aire. Sobre las placas se establece una diferencia de potencial, de modo que funcionan como electrodos que recolectan las cargas producidas, como se puede ver en la figura 2.1.

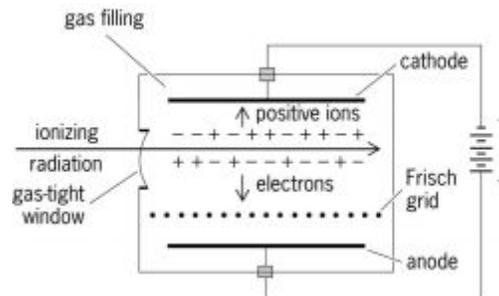


Figura 2.1: Esquema general de una cámara de ionización de placas paralelas

Las cámaras cilíndricas (conocidas como cámaras tipo lápiz o pencil chamber) se utilizan en radiodiagnóstico para la medición de producto kerma-longitud, y en las últimas décadas se han usado principalmente en la dosimetría para TAC, aunque también tienen aplicaciones en equipos de rayos X dentales. Este tipo de cámara es un cilindro largo con una área activa de 100  $\text{mm}^2$ . Físicamente suelen tener unos 15 cm de largo y 1 cm de diámetro. La respuesta del volumen activo debe ser uniforme a lo largo de su longitud. En contraste con otros detectores, esta cámara es casi siempre parcialmente irradiada (debido a su longitud). Se posiciona con su eje en ángulo recto respecto al haz de radiación, de tal forma que la longitud irradiada corresponde al ancho del haz. En la figura 2.2 podemos ver la configuración general de una cámara de ionización cilíndrica

### 2.1.2. Detectores semiconductores

Los dosímetros basados en la tecnología de semiconductores han aumentado su uso en el radiodiagnóstico debido a su pequeño tamaño y rigidez, entre otras ventajas. Los más usados son los diodos de silicio.

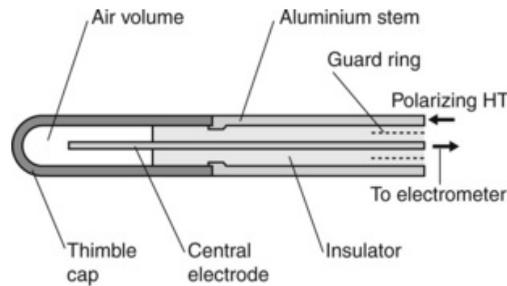


Figura 2.2: Esquema general de una cámara de ionización cilíndrica

Cuando la radiación llega al diodo, produce pares electrón-hole (el término *hole* se refiere a la ausencia de un electrón en una banda de valencia) en el cuerpo del diodo y se genera una corriente. El número de pares producidos es proporcional a la dosis de radiación incidente. Dada la estructura del diodo y la diferencia de potencial intrínsecamente formada en él, no hay necesidad de aplicar un voltaje de polarización para recolectar la carga liberada por la radiación.

La respuesta de los detectores semiconductores no depende de la temperatura o presión, pero sí pueden presentar una dependencia energética importante (mayor a las cámaras de ionización). Los modernos dosímetros usan métodos de compensación para corregir esta dependencia energética. Al igual que las cámaras de ionización de placas paralelas, los semiconductores presentan dependencia angular en su respuesta.

Es importante notar que este tipo de detectores tiene una vida útil limitada debido al daño acumulado por la radiación. Por tanto, aunque las dosis medidas en radiodiagnóstico son bajas, es una buena práctica recalibrar los detectores a intervalos regulares de tiempo.

## 2.2. Magnitudes y unidades radiométricas

[5] En el contexto del uso de radiaciones ionizantes para el diagnóstico y tratamiento del cáncer existen muchos conceptos que se relacionan con la deposición de energía debida al paso de la radiación por un medio. Es muy importante conocer las definiciones básicas y las diferencias esenciales entre estas magnitudes. A continuación se presentan las más importantes:

- **Kerma:** La palabra KERMA es en realidad un acrónimo en inglés: Kinetic Energy Released per unit MAss, es decir, energía cinética liberada por unidad de masa, y se refiere a la suma total de la energía cinética liberada por la radiación ionizante a su paso por un cuerpo, dividida por la masa del cuerpo. Hay que hacer notar que en el caso del kerma, “radiación ionizante” se refiere sólo a fotones y neutrones.

La unidad del kerma en el SI es el Joule por kilogramo (J/kg), a la cual se le nombra Gray (Gy). El kerma se define de acuerdo al material con el que interactúa, por lo que es importante especificar el material cuando se habla de kerma. El *kerma en aire*, por ejemplo, es la energía por unidad de masa que un haz de radiación libera al atravesar un volumen de aire.

- **Exposición:** Se define como la razón

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de los iones producidos en una masa de aire  $dm$ , cuando todos los iones inicialmente liberados por los fotones incidentes se detienen. La

unidad de la exposición en el SI es el Coulomb por kilogramo (C/kg), aunque aún se usa la unidad antigua conocida como Roentgen (R), donde  $1 \text{ R} = 2.580 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ .

- Dosis absorbida: La dosis absorbida (D) se expresa en las mismas unidades que el kerma, es decir Joules/kilogramo o Grays. Está definida como la razón:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.2)$$

donde  $dE$  es el valor esperado de la energía absorbida por la masa  $dm$  para cualquier tipo de radiación ionizante.

Dado el carácter penetrante de la radiación ionizante, cuando un gran volumen es irradiado la energía depositada a la materia en un volumen específico puede venir de otras regiones, algunas veces muy lejanas de dicho volumen. La dosis absorbida incluye todas esas contribuciones de energía en el volumen de interés.

A pesar de tener las mismas unidades que el kerma, la dosis absorbida cuantifica los efectos de la radiación, mientras que el kerma cuantifica el haz de radiación en sí mismo.

- Dosis equivalente: Distintos tipos de radiación ionizante pueden causar efectos estocásticos (ver sección 1.2) de distintas magnitudes para el mismo valor de dosis absorbida. La dosis equivalente  $H_T$  a un órgano o tejido T es una magnitud que toma en cuenta el factor de calidad  $w_R$  del haz de radiación R en cuestión. Este factor representa la efectividad biológica relativa de la radiación incidente para producir efectos estocásticos a bajas dosis en un tejido u órgano T. En radiodiagnóstico, este factor es usualmente igual a 1. La expresión matemática para la dosis equivalente es:

$$H_T = w_R D_T \quad (2.3)$$

donde  $D_T$  es la dosis absorbida en T. La unidad del SI para la dosis equivalente es el Sievert (Sv).

- Dosis efectiva: La exposición de órganos y tejidos del cuerpo humano a la radiación ionizante resulta en diferentes probabilidades de detrimento dependiendo del órgano/tejido y del individuo en cuestión. Para comparar riesgos debidos a irradiaciones en diferentes individuos y distintas regiones del cuerpo se necesita un procedimiento estándar: la dosis equivalente a cada órgano y tejido en el cuerpo se multiplica por un factor de peso  $w_T$ , y los valores se suman sobre todo el cuerpo. La suma de las dosis al órgano ponderadas por el factor de peso es la dosis efectiva (E):

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.4)$$

El factor  $w_T$  para un órgano/tejido T representa la contribución relativa de dicho órgano/tejido al detrimento/riesgo derivado de los efectos estocásticos para la irradiación de todo el cuerpo. La unidad en el SI de la dosis efectiva es el Sievert (Sv), al igual que la dosis equivalente. Es importante, por tanto, distinguir claramente de qué magnitud se está hablando.

- Dosis colectiva: En ocasiones se usa este término para referirse a la suma de las dosis efectivas sobre los individuos de una población. La dosis colectiva puede ser usada para estimar riesgos debidos a la radiación.

En la tabla 2.1 se muestran los factores de peso para distintos órganos y tejidos, de acuerdo a la publicación 103 del ICRP (International Commission on Radiological Protection)[7].

Tejido u órgano	Factor de peso ( $w_T$ )
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, tejidos restantes	0.12
Gónadas	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04
Superficie de los huesos, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01

Tabla 2.1: Factores de peso para distintos tejidos de acuerdo al ICRP 103[5][7]

### 2.3. Niveles de referencia de dosis (DRL's)

El ICRP establece en su publicación 105[8] que no es apropiado establecer límites o restricciones de dosis para estudios de diagnóstico perfectamente justificados, en los cuales la condición médica del paciente es mucho más significativa que el daño potencial debido a la radiación. En lugar de eso, el ICRP recomienda, precisamente, justificar cualquier exposición a la radiación e implementar estrategias de optimización de dosis como herramientas de protección radiológica. Como una alternativa a los límites de dosis, se pueden establecer niveles de referencia de dosis.

Los niveles de referencia de dosis (DRL's por sus siglas en inglés) se definen como las dosis medias poblacionales para estudios típicos en pacientes de tamaño estándar. Se determinan mediante una distribución de dosis basada en un amplio registro de estudios en una institución, ciudad o región. El percentil 75 de la distribución de dosis es usualmente tomado como DRL[5][9]. Cuando el registro es lo suficientemente amplio como para ser representativo de un país, se pueden establecer los NDRL's o niveles de referencia de dosis nacionales. Los DRL's locales o institucionales nunca deben exceder los NDRL's. Los DRL's pueden ser considerados como la frontera entre una práctica buena o estándar y una práctica pobre o anormal: ayudan a decidir si la dosis típica al paciente en un estudio particular de radiodiagnóstico es muy alta o muy baja. Debido a las condiciones particulares de cada paciente, los DRL's serán excedidos por varios pacientes. Por tanto, no pueden ser usados para evaluar si la dosis individual a un paciente es excesiva; se usan, en conjunto con auditorías de dosis, para verificar que la dosis media usada para un tipo de estudio particular está siendo restringida tanto como sea razonablemente posible.

Las clínicas y hospitales con departamentos de radiodiagnóstico deberían establecer DRL's locales concordantes con los DRL's nacionales o internacionales.

En este trabajo se analizó una población de pacientes sometidos a estudios de Tomografía Axial Computarizada en la región anatómica del tórax en un año para obtener los DRL's relevantes en esta técnica (sección 2.5).

### 2.4. Tubo de rayos X

El tubo de rayos X es la unidad fundamental de cualquier equipo de radiodiagnóstico, ya que se trata del dispositivo en el que se lleva a cabo la producción del haz de rayos X que se hará incidir en el paciente para obtener las imágenes deseadas.

Aunque los detalles en la configuración del tubo varían dependiendo del equipo en particular,

todos comparten el funcionamiento general: Un filamento y un blanco separados por una corta distancia, conectados a una fuente de alto voltaje de tal modo que el filamento sea el cátodo y el blanco el ánodo. Tanto el cátodo como el ánodo se encuentran dentro de un tubo de cristal al vacío. La corriente eléctrica que pasa por el filamento provoca que este se caliente y emita electrones mediante el efecto termoiónico. Estos electrones son acelerados por la diferencia de potencial y chocan contra el ánodo, produciendo rayos X mediante los fenómenos de radiación característica y radiación de frenado. El haz sale del tubo mediante una ventana que permite su salida. Antes de salir por completo del dispositivo y llegar al paciente, el haz pasa por un filtro cuyo objetivo es atenuar los rayos X de más baja energía que no sirven para fines de diagnóstico, y de este modo reducir la dosis innecesaria al paciente. Además del tubo de cristal en sí, el dispositivo está cubierto por un protector metálico que impide fugas de radiación. En la figura 2.3 podemos ver el esquema general de un tubo de rayos X

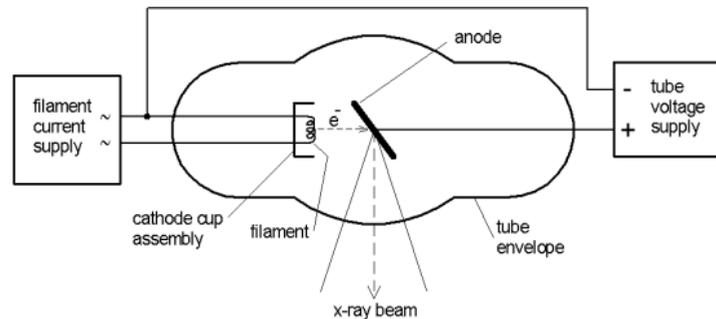


Figura 2.3: Componentes principales de un tubo de rayos X[5]

El material del filamento es usualmente Tungsteno, mientras que el material del blanco varía dependiente de la energía de haz que se requiere. En la mayoría de los equipos de radiografía, fluoroscopia y Tomografía (además de los equipos de radioterapia) se utiliza también Tungsteno, mientras que para los equipos de Mastografía se usan Molibdeno y Rodio. Los filtros suelen ser de Aluminio, Cobre o en el caso de Mastografía, los propios Molibdeno y Rodio.

### 2.4.1. Voltaje del tubo

El Voltaje o kV establecido en un equipo de radiodiagnóstico es el valor de tensión en unidades de kiloVolts que se establece en el tubo de rayos X. Debido a que determina la energía cinética máxima que pueden alcanzar los electrones (en unidades de keV), y por ende la energía máxima que pueden alcanzar los rayos X producidos, el voltaje incide la calidad o penetración del haz de rayos X generado. La calidad del haz de radiación influye directamente en la interacción del mismo con el paciente. A mayor energía, mayor penetrabilidad del haz en un medio con cierta densidad. También influye en las características de las imágenes que se obtienen, (especialmente en el contraste) así como en la dosis absorbida por el paciente.

El tipo de calidad de radiación que se utiliza en radiodiagnóstico depende del tipo de equipo utilizado y el lugar anatómico a estudiar. Los estudios con equipos de rayos X convencionales utilizan energías que van de los 40 a 80 kV aproximadamente, mientras que los estudios de mastografía usan energías de 20 a 35 kV debido a la naturaleza menos densa de los tejidos mamarios y la necesidad de mayor contraste. Los equipos de fluoroscopia usan energías de hasta 120 kV, y los

equipos de Tomografía usan energías desde 80 hasta unos 200 kV aproximadamente.

### 2.4.2. Corriente del tubo

La corriente del tubo de rayos X se refiere a la corriente de electrones que se genera en el tubo durante una exposición, es decir, a la carga total de los mismos por unidad de tiempo. Como la corriente eléctrica se mide en Amperios y en el radiodiagnóstico las corrientes son del orden de miliamperios, este parámetro suele ser nombrado simplemente como mA. En ocasiones se usa un parámetro alternativo, el mAs o miliamperio-segundo, que expresa la carga total de los electrones que pasan por el tubo durante una exposición, y se define como el producto entre mA y tiempo de exposición.

Este parámetro está directamente relacionado con la cantidad de rayos X producidos, y por tanto con la intensidad del haz. Al igual que la calidad del haz, la intensidad influye tanto en las características de las imágenes que se obtienen como en la dosis absorbida por el paciente. De hecho, una de las principales características que presentan los equipos de rayos X es una relación lineal entre la dosis absorbida (en aire o un medio uniforme) y la corriente del tubo. Así, un aumento o disminución de mA repercute en un aumento o disminución proporcional de la dosis.

En algunos modelos de equipos de Tomografía Axial Computarizada se utiliza una magnitud diferente a las ya mencionadas para expresar la corriente del tubo: el mAs/slice o mAs efectivo, que se definirá en la sección correspondiente a esta técnica (sección 2.5.4).

## 2.5. Tomografía Axial Computarizada

La Tomografía Axial Computarizada (TAC) es una técnica que usa rayos X para obtener imágenes de cortes transversales del cuerpo. Estas imágenes pueden apilarse para formar una vista tridimensional del interior del cuerpo. La TAC posee múltiples aplicaciones, entre otras el diagnóstico y seguimiento de enfermedades y planeación de tratamientos de Radioterapia.

La excelente resolución de bajo contraste es la característica más importante que distingue la Tomografía de otras modalidades de radiodiagnóstico, permitiendo visualizar estructuras que tienen una diferencia de densidad muy pequeña con respecto a su entorno.

El proceso de adquisición de imágenes en TAC involucra la medición de perfiles de transmisión de rayos X a través del paciente para distintos ángulos. El perfil para cada proyección se obtiene usando un arreglo de detectores en el lado del paciente opuesto al tubo de rayos X. Mediante la rotación del tubo y los detectores alrededor del paciente, se obtiene un gran número de proyecciones (figura 2.4). Los perfiles de transmisión adquiridos se utilizan para reconstruir las imágenes, compuestas por una matriz de píxeles[5]. Cada imagen se adquiere mediante una rotación completa del tubo, y representa un corte axial del paciente; de ahí el nombre de la técnica. La adquisición de un conjunto de imágenes a lo largo de una región anatómica se realiza desplazando al paciente a lo largo del eje de rotación del tubo, llamado eje z.

Los valores asignados a los píxeles en una imagen de TAC se asocian con la atenuación del tejido correspondiente, específicamente, con el coeficiente de atenuación lineal  $\mu(\text{m}^{-1})$ , el cual depende de la densidad del material y la energía del haz incidente.

### 2.5.1. Unidades Hounsfield

La matriz reconstruida de coeficientes de atenuación lineal es transformada en la matriz correspondiente de Unidades Hounsfield, donde la escala Hounsfield es expresada en términos de

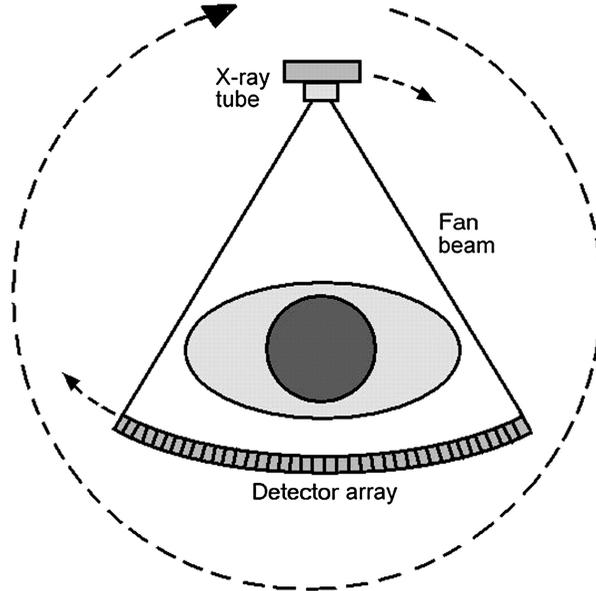


Figura 2.4: Configuración de un equipo de TAC

la diferencia relativa del coeficiente de atenuación lineal del material con respecto al del agua a temperatura ambiente[5] de acuerdo a la ecuación:

$$UH_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} 1000 \quad (2.5)$$

De este modo, el valor de UH del agua es igual a 0, mientras que para el aire es igual a -1000, pues  $\mu_{aire}=0$ .

Dado que el coeficiente de atenuación lineal es dependiente de la energía del haz incidente (y la energía, a su vez, depende del voltaje del tubo de rayos X), las unidades Hounsfield para un mismo material varían cuando se determinan a distintos voltajes.

Las imágenes en TAC usualmente se visualizan usando monitores con una escala de grises de 256 posibles valores; pero no todos estos valores se muestran a la vez. Al visualizar la imagen, se eligen los parámetros conocidos como *Window Width* y *Window Level*. El *Window Width* (WW) define el rango de UH que se representan en pantalla con distintos valores de gris, de modo que si se elige un WW=N, tendremos N valores de gris entre el blanco y el negro. Para un WW=1, el único valor de gris será el negro, por lo que todos los pixeles se mostrarán en blanco o negro. El *Window Level* (WL) define el valor central de UH dentro del WW seleccionado.

Una óptima visualización de los tejidos de interés en la imagen sólo se puede lograr seleccionando el WW y WL apropiados. De este modo la escala de grises se adapta a las necesidades clínicas específicas de cada estudio.

### 2.5.2. Colimación

La configuración del arreglo de detectores en equipos de Tomografía varía de acuerdo al modelo del equipo. La figura 2.5 muestra un arreglo de detectores de una sola fila (izquierda) y de múltiples filas. Los modernos equipos de Tomografía utilizan esta última configuración, dadas las ventajas

que ofrece, como una adquisición más veloz y distintas opciones de reconstrucción de los datos: En los equipos con múltiples filas de detectores, los datos de distintas filas se pueden combinar como si hubieran sido adquiridos por un solo detector. Para describir este comportamiento, se usa el término “canal”, que se refiere a la unidad más pequeña en que se recolectan los datos de forma independiente a lo largo del eje  $z$ . Por tanto, si los datos de diferentes filas se recolectan de forma que esas filas se combinan (y se pierde la habilidad para determinar de qué fila vino originalmente cada dato), entonces esas filas forman un canal. Al número de canales independientes que se utilizan en la adquisición de un estudio se le denomina  $N$ , y al grosor de cada canal,  $T$ .

Actualmente, los modernos equipos de TAC son capaces de adquirir hasta 64 canales de datos simultáneamente[10].

Se denomina colimación del haz a la forma en que los detectores se configuran para realizar un estudio, y se expresa mediante el producto  $N \times T$ . Por ejemplo, si se usan 4 canales de datos con un espesor de 1.25 mm cada uno, se dice que la colimación del haz es de  $4 \times 1.25 \text{ mm}$ . Hay que hacer notar que la colimación del haz no es necesariamente igual al espesor de corte de las imágenes: en el ejemplo anterior, la colimación de  $4 \times 1.25 \text{ mm}$  permite reconstruir imágenes con un grosor de 5 mm, 2.5 mm o 1.25 mm. Es decir, los datos de los canales también se pueden combinar para formar una o varias imágenes.

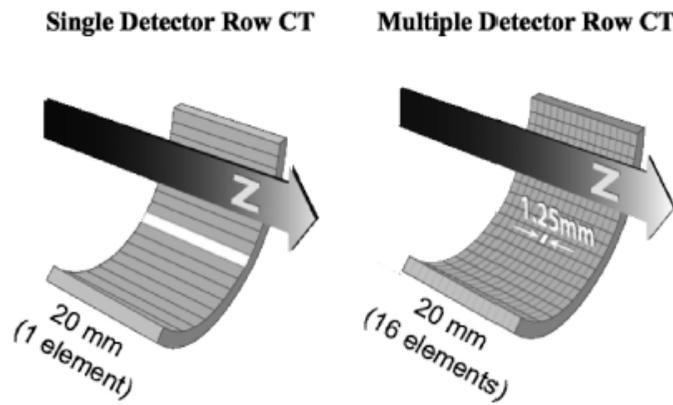


Figura 2.5: Comparación entre un arreglo de detectores de una sola fila y un arreglo de múltiples filas[10]

### 2.5.3. Tomografía helicoidal

Para tomar imágenes de varios cortes en una región del cuerpo, los primeros equipos de Tomografía utilizaban la técnica de “step and shoot”, consistente en mantener la mesa fija durante la rotación del tubo, desplazar la mesa a la posición del siguiente corte a escanear, y repetir el proceso. En 1989 se introdujo la Tomografía de haz helicoidal, combinando la rotación del tubo con la traslación de la mesa (figura 2.6), permitiendo adquisiciones más rápidas y con información 3D más consistente del volumen escaneado. La traslación de la mesa se expresa con respecto al ancho nominal del haz, mediante el parámetro conocido como Pitch, que se define como la razón entre la traslación de la mesa durante una rotación de  $360^\circ$  del tubo ( $I$ ) y la colimación del haz, es decir:

$$Pitch = \frac{I}{NxT} \quad (2.6)$$

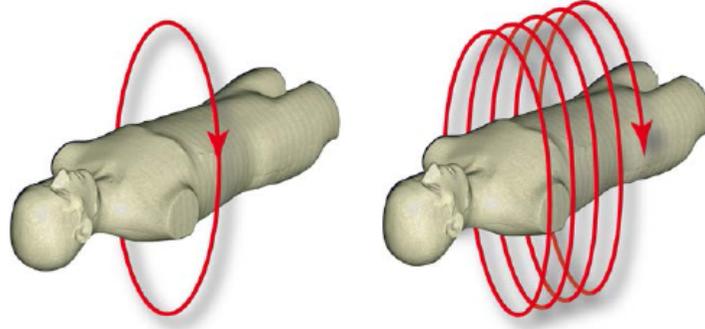


Figura 2.6: Geometría de una adquisición de Tomografía axial (izquierda) y helicoidal (derecha)

#### 2.5.4. mAs y mAs/slice

En la Tomografía, el parámetro conocido como mAs no representa exactamente lo mismo que para el resto de técnicas de radiodiagnóstico, ya que en TAC se refiere a la carga del tubo de rayos X por rotación completa del mismo, y no a la carga total de todo el estudio. El mAs se define en este caso como el producto de la corriente del tubo  $mA$  y el tiempo de una rotación del tubo  $s$ . En el caso de la Tomografía helicoidal, en la que una rotación del tubo no necesariamente corresponde a un corte, algunas marcas prefieren usar el parámetro mAs/slice, también conocido como mAs efectivo, que expresa la carga por corte axial del estudio. Ya que la velocidad de desplazamiento de la mesa es variable, el valor de la carga por corte depende del pitch, de la siguiente forma:

$$mAs/slice = \frac{mAs}{Pitch} = NxT \frac{mAs}{I} \quad (2.7)$$

## 2.6. Mastografía

La Mastografía es un procedimiento radiográfico optimizado para examinar la mama[5], el cual resulta un método de detección de cáncer de mama en etapas tempranas muy efectivo. Un examen típico de mastografía consta de una o más proyecciones de cada mama.

Los requerimientos esenciales de calidad de imagen para un equipo de mastografía están relacionados con los objetivos de esta técnica, particularmente la detección del cáncer de mama[5]:

- El sistema debe tener suficiente resolución espacial para delinear con la mayor veracidad las estructuras finas de la mama.
- Los tejidos mamarios intrínsecamente carecen de buen contraste, por lo que se requiere del uso de bajas energías del espectro de rayos X para acentuar las diferencias entre los tejidos (de 20 a 40 keV aproximadamente).

- La enorme variación en el tamaño y la composición interna de la mama, así como los cambios debidos a la edad, hacen necesario un amplio rango dinámico.
- Un sistema de compresión es fundamental en mastografía por varias razones: la compresión expande los tejidos sobre el plano, minimizando la superposición de las estructuras en la imagen. Además, ayuda a disminuir la radiación dispersa y con ello mejora el contraste. La compresión provee una atenuación general del haz más baja, lo que reduce la dosis al paciente. Finalmente, reduce el movimiento durante la exposición, mejorando la claridad de la imagen.

No hay que olvidar que la mama es un órgano sensible a la radiación ionizante, por lo que existe un pequeño riesgo de inducción de cáncer a altas dosis.

Físicamente, el equipo de mastografía consta de un tubo de rayos X y un detector de radiación (usualmente llamado receptor de imagen) colocados en extremos opuestos de un arreglo mecánico. Dado que la mama debe ser escaneada desde distintos ángulos, este arreglo debe rotar sobre un eje horizontal. En la figura 2.7 se muestran los componentes principales del equipo: el tubo de rayos X, la placa de compresión (en lo sucesivo, el compresor), el soporte para la mama, el receptor de imagen y la rejilla, que funciona como un colimador. A diferencia de los equipos de radiografía,

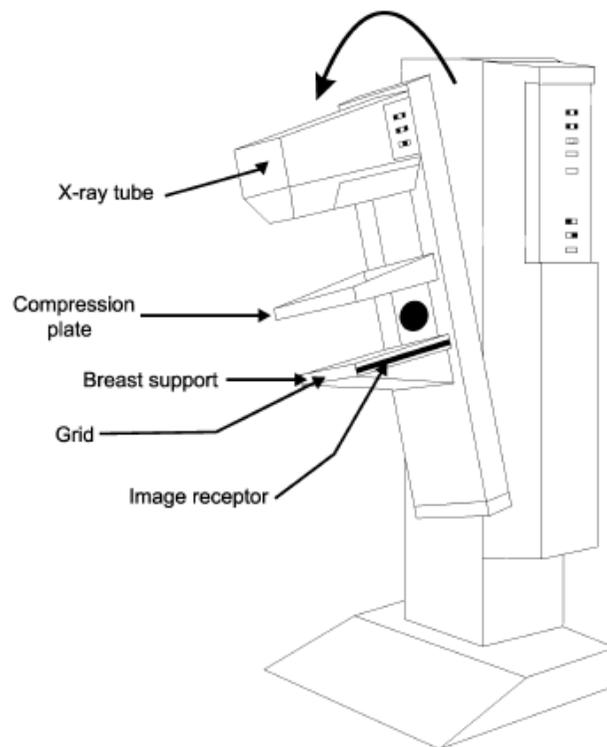


Figura 2.7: Esquema de un equipo de Mastografía[5]

en los que la región a escanear se centra justo bajo la fuente de rayos X, en mastografía la mama se alinea de modo que una línea vertical desde la fuente roce la pared torácica de la paciente e intersecte ortogonalmente el eje del receptor de imagen más cercano al paciente, como se muestra

en la figura 2.8(a). En la figura 2.8(b) se aprecia cómo parte del tejido mamario no es irradiado cuando se trata de alinear en la forma tradicional.

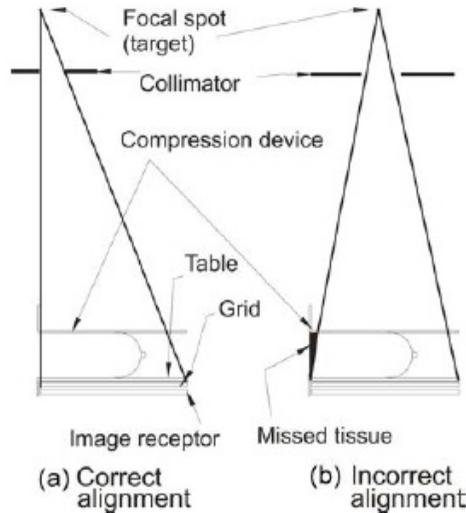


Figura 2.8: Geometría del sistema para adquisición de imágenes, mostrando (a) alineación correcta y (b) tejido no escaneado debido a una alineación incorrecta[5]

### 2.6.1. Control de Exposición Automática (AEC)

Es difícil estimar la atenuación de la mama mediante una inspección meramente visual; es por eso que los modernos equipos de Mastografía incorporan un Control de Exposición Automática o AEC por sus siglas en inglés. Los sensores del AEC se localizan detrás del receptor de imagen para evitar proyectar una sombra en las imágenes. Estos sensores miden la fluencia de los rayos X transmitida a través de la mama y el receptor de imagen y mandan una señal para discontinuar la exposición cuando una cierta cantidad de radiación ha sido recibida en el receptor de imagen.

La localización de los sensores es ajustable, de modo que se puedan colocar bajo la región apropiada de la mama para obtener una exposición adecuada. El desempeño del AEC debe ser independiente a las variaciones en la atenuación de la mama, el voltaje del tubo o el filtro usado.

## 2.7. Aseguramiento de calidad

Un programa de aseguramiento de calidad en radiodiagnóstico es un conjunto de procedimientos y pruebas que garantizan el correcto funcionamiento de los equipos de rayos X y por tanto un alto cuidado del paciente. En el capítulo 1 se discute la importancia de los equipos de rayos X en el diagnóstico, seguimiento y tratamiento del cáncer. Para que los resultados en todos esos procesos sean óptimos, es fundamental que la calidad de las imágenes producidas por los equipos sea la adecuada. Por otro lado, es muy importante que las dosis reportadas por los equipos coincidan con las que realmente entregan, para evitar sobreexposición innecesaria del paciente. Esto ayuda a reducir la probabilidad de los efectos estocásticos debidos a la radiación, entre ellos (como también se vio en el capítulo 1) la inducción del cáncer.

Un programa de aseguramiento de calidad debe incluir:

- Pruebas de verificación del funcionamiento mecánico y posicionamiento de los equipos. Por ejemplo, verificación de la coincidencia del haz de rayos X con los detectores, correcto desplazamiento, rotación o movimiento de los componentes del equipo, etc.
- Medición de estimadores de dosis. Uno de los principales parámetros a verificar en un programa de aseguramiento de calidad es la dosis. En cualquier equipo de rayos X es fundamental constatar que dicha dosis cumple con las restricciones establecidas en las normativas regulatorias y que coincide con los valores reportados por el equipo en cuestión. La dosis absorbida en paciente, sin embargo, es una magnitud difícil de medir o calcular. Para ello se utilizan fantasmas antropomórficos o complejas simulaciones por computadora. Además, dicha dosis varía considerablemente dependiendo del tamaño y peso del paciente, de la región anatómica irradiada y de otros factores. Por tanto, en un programa de aseguramiento de calidad se verifican más bien estimadores de la exposición de salida de los equipos, o de la dosis promedio absorbida en fantasmas de tamaño estándar.
- Pruebas de verificación de los parámetros de funcionamiento del tubo de rayos X. En estas pruebas se verifica que los valores de voltaje, corriente y tiempo de exposición coincidan con los establecidos o reportados en el equipo.
- Evaluación de calidad de imagen. Consiste en medir o estimar parámetros de calidad de imagen que nos permitan establecer si las imágenes cumplen con un mínimo de requerimientos necesarios para la técnica en específico. En la sección 2.7.1 se dan más detalles sobre estos parámetros.

### 2.7.1. Parámetros de calidad de imagen

La calidad de las imágenes obtenidas mediante rayos X se puede evaluar utilizando ciertos parámetros relacionados con la visibilidad de las estructuras anatómicas. Utilizando los métodos y dispositivos adecuados, estos parámetros se pueden medir, y su medición periódica es uno de los elementos más importantes en un programa de aseguramiento de calidad para equipos de rayos X.

Las imágenes son esencialmente una matriz bidimensional con distintos valores en una escala de grises para cada una de sus entradas, llamadas píxeles. Al valor en la escala de grises de cada píxel se le llama valor de píxel. Cuando se trabaja con imágenes digitales se puede evaluar la calidad de las imágenes midiendo los valores de píxel en ciertas regiones de interés de los fantasmas.

Se pueden definir muchos parámetros estimadores de calidad de imagen, a veces dependiendo del equipo a evaluar o de los materiales disponibles para la medición, pero de forma muy general, y para efectos del presente trabajo, se definen los siguientes:

- Resolución espacial: Es una métrica que indica la capacidad de distinguir dos objetos separados por una pequeña distancia en el espacio, es decir, es una medida del detalle que se puede apreciar en las imágenes. Es llamada también resolución de alto contraste, porque evalúa hasta qué punto es posible distinguir en la imagen dos estructuras contiguas con una alta diferencia de contraste con respecto a su entorno.
- Contraste: El contraste se puede definir como la diferencia en escala de grises entre dos estructuras adyacentes en una imagen. También conocida como resolución de bajo contraste, es la capacidad para diferenciar objetos con densidades similares.

- **Ruido:** Es el resultado de la distribución probabilística de los fotones en el haz de rayos X. Entre más baja es la dosis entregada por el equipo, más azarosa es esta distribución. El ruido en una región de la imagen corresponde a la desviación estándar de los valores de pixel en dicha región. En términos de la imagen propiamente dicha, el ruido es la característica por excelencia que impide una apropiada visualización, pues se traduce en una imagen llena de puntos (píxeles) o regiones aleatoriamente muy brillantes o muy oscuros que no corresponden a ninguna estructura en la imagen. En cualquier estudio de radiodiagnóstico, debe buscarse un punto medio para entregar la menor dosis posible sin aumentar demasiado el ruido en la imagen.
- **Uniformidad:** Es una medida de la variación en los valores de pixel sobre una región anatómica con densidad uniforme.

# Capítulo 3

## Material y métodos

### 3.1. Materiales

#### 3.1.1. MagicMax Kit

Se utilizó el kit MagicMax Universal de la marca IBA como el principal instrumento para realizar las pruebas de control de calidad. El kit incluye:

- Multímetro Universal MagicMax
- Multidetector XM para mastografía
- Cámara de ionización tipo lápiz de 10 cm DCT10-MM
- Fantoma CT de PMMA en tres partes (cabeza/cuerpo/pediátrico)
- Multidetector XR para radiografía y fluoroscopia
- Detector simple RQA para radiografía y fluoroscopia
- Detector simple RQM para mastografía
- Sonda de corriente MagicMax
- Detector de iluminancia MM-LS
- Fantoma tipo test object Primus L

De todos los elementos antes mencionados, sólo los cuatro primeros fueron utilizados en el desarrollo de esta tesis, por lo cual sólo dichos elementos serán descritos a continuación. Adicionalmente, el kit incluye un software de visualización y manejo de datos y los cables USB necesarios para la conexión del multidetector con una computadora.

#### **Multímetro Universal MagicMax**

Este multímetro (figura 3.1) es la Unidad Básica del kit. Tiene un canal para detectores simples y otro para multidetectores, así como tres conectores: El Lemo Plug conecta el canal de detector simple a los detectores semiconductores RQA o RQM, o a la sonda de corriente. El Multi Plug conecta el canal multidetector a los multidetectores semiconductores XM o XR, o a la cámara de



Figura 3.1: Unidad básica MagicMax

ionización. El conector USB enlaza la Unidad Básica con una computadora a través de un cable USB. En la figura 3.2 se aprecian las conexiones del multímetro.

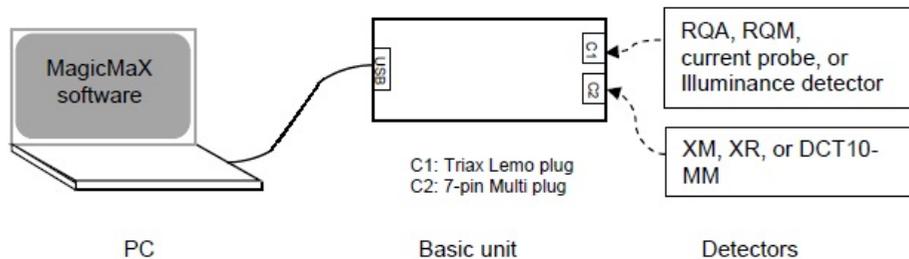


Figura 3.2: Diagrama del sistema de medición MagicMax

### Multidetector XM



Figura 3.3: Multidetector XM

Es un detector tipo fotodiodo PIN de silicio, cuyo principio de medición es la corriente de ionización en un detector semiconductor. Es capaz de medir dosis, tasa de dosis, tiempo, kVp, HVL y filtración total. Los círculos impresos en el detector (figura 3.3) indican sus áreas activas para las mediciones de dosis y kV, por lo que resulta importante asegurarse de exponer dichas áreas al haz de radiación durante las mediciones.

En la figura 3.4 se muestra la tabla de rangos en que el detector XM es capaz de medir los parámetros antes mencionados, tomando en cuenta las posibles combinaciones de Ánodo/Filtro del equipo de mastografía. En nuestro caso, se trabajó con un equipo Hologic Selenia con Ánodo de Molibdeno y Filtros de Molibdeno y Rodio La imagen fue directamente tomada de la Guía del Usuario de MagicMax Universal.[11]

Anode/Filter Combination	Tube	kV ±2% or 0.7kV	Total Filtration [μm]	HVL [mm Al] ±10% or 0.05mm	Dose ±5%	Dose Rate ±5%	Time ±1% or 0.2 ms
Mo/Mo	General	22 - 49	20 - 40	0.18 - 0.48	50nGy - 50 Gy	160 nGy/s - 160mGy/s	2 ms - 500 s
Mo/Rh	General	22 - 49	20 - 40	0.20 - 0.54			
Mo/Mo	GE	22 - 48	20 - 40	0.18 - 0.48			
Mo/Rh	GE	22 - 48	20 - 40	0.20 - 0.54			
Rh/Rh	General	25 - 48	20 - 60	0.30 - 0.72			
W/ Ag	General	21 - 38	20 - 80	0.18 - 0.77			
W/ Rh	General	21 - 38	20 - 75	0.18 - 0.67			

Figura 3.4: Tabla de rangos de medición en que trabaja el multidetector XM

### Cámara de ionización DCT10-MM

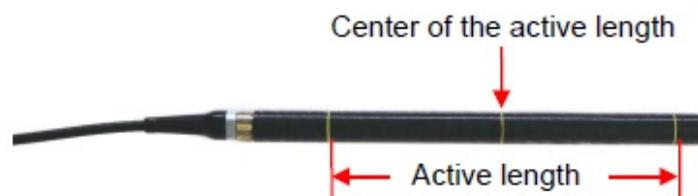


Figura 3.5: Cámara de ionización tipo lápiz

Este detector es una cámara de ionización de aire con sensibilidad homogénea a lo largo del área activa. Opera bajo el principio de medición de carga de ionización producida en una cavidad de aire. El volumen activo es  $4.9 \text{ cm}^3$  y el área activa de 100 mm. Se utiliza para mediciones de dosis en TAC.

La cámara opera en dos modos de medición: Dosis y DLP. Para las mediciones realizadas en este trabajo, se utilizó exclusivamente el modo Dosis, el cual cuantifica directamente la corriente de ionización producida en el área activa y reporta un valor de dosis en aire, mientras que el modo DLP mide el producto dosis-longitud y lo reporta en unidades de mGycm. Hay tres marcas

Dose measuring range	0.01 mGy – 15 Gy
Dose rate measuring range	0.10 mGy/s - 0.05 Gy/s
Dose length measuring range	0.1 mGycm - 150 Gycm
Dose rate length measuring range	1.0 mGycm/s - 0.5 Gycm/s
Uncertainty	< 5 %

Figura 3.6: Tabla de rangos de medición en que trabaja la cámara tipo lápiz

amarillas en la cámara. Las externas indican el área activa y la del medio indica el centro de dicha área, como se muestra en la figura 3.5.

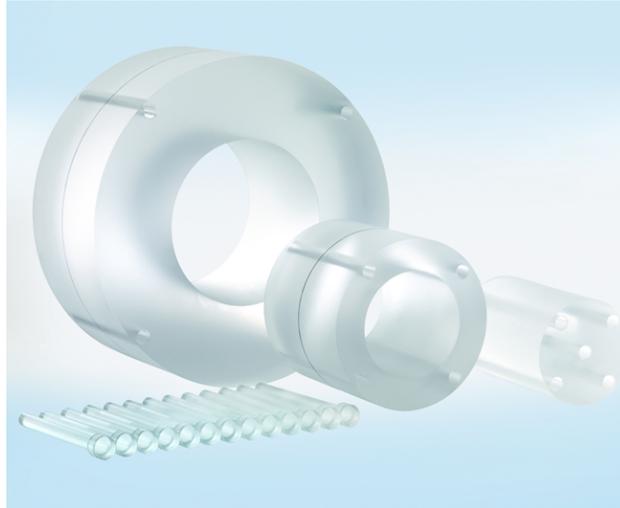


Figura 3.7: CT phantom en 3 partes de 10, 16 y 32 cm

### CT Phantom

El CT phantom es un fantoma cilíndrico de Polimetilmetacrilato (PMMA por sus siglas en inglés) con densidad homogénea diseñado específicamente para mediciones de dosis en Tomografía. El CT Phantom fabricado por IBA que se utilizó en este trabajo consta de tres partes que embonan para formar cilindros de 10, 16 y 32 cm de diámetro (figura 3.7), los cuales representan los tamaños promedio de una cabeza pediátrica, cabeza adulta y abdomen adulto, respectivamente. Cada uno de los tres fantomas posee cuatro orificios en la periferia, además del orificio central, diseñados para albergar la cámara de ionización tipo lápiz. Para rellenar estos orificios cuando no se introduce en ellos la cámara, el fantoma incluye 13 insertos de PMMA.

#### 3.1.2. Catphan Phantom



Figura 3.8: Catphan Phantom

El Catphan Phantom (figura 3.8) es un fantoma cilíndrico elaborado con distintos materiales e insertos, diseñado especialmente para la evaluación de calidad de imagen en TAC. Está compuesto por varios módulos, cada uno de ellos con propósitos distintos. Existen diferentes modelos del

Catphan Phantom, de modo que algunos de ellos presentan más o menos módulos o secciones. El modelo en particular con el que se trabajó es el Catphan 503.

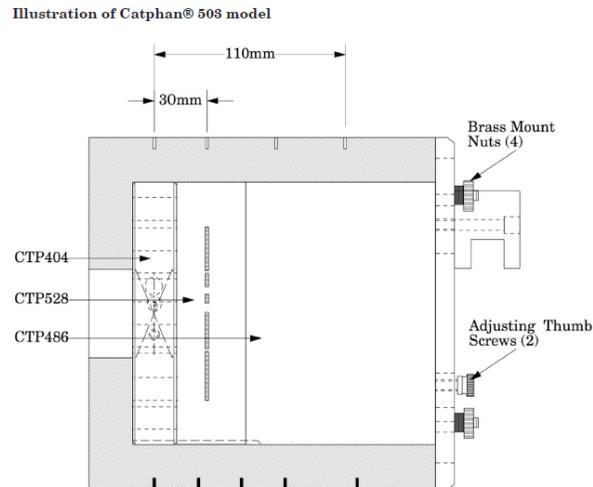


Figura 3.9: Interior del Catphan Phantom modelo 503

En la figura 3.9 podemos apreciar la configuración interna del fantoma, el cual está conformado por los módulos CTP 404 (sensitometría y linealidad), CTP 528 (resolución espacial) y CTP 486 (uniformidad). Los tres módulos fueron utilizados en este trabajo, en la forma detallada en las secciones 2.2. a 2.2.10.

### 3.1.3. Flat field Phantom



Figura 3.10: Flat field phantom

El flat field phantom es un fantoma de acrílico con forma de prisma rectangular, como se muestra en la figura 3.10, utilizado principalmente en Mastografía. Se trata de un fantoma con densidad uniforme, sin ninguna otra particularidad, ya que su objetivo es precisamente servir como un medio para detectar falta de uniformidad en las imágenes.

## 3.2. Pruebas de control de calidad en TAC

### 3.2.1. Verificación de blindajes

Esta prueba se realiza para garantizar que los niveles de exposición del personal ocupacionalmente expuesto y el público en general están por debajo de los límites establecidos en la Norma Oficial Mexicana 229-SSA. Se utilizó el contador Geiger Muller marca Fluke para medir los niveles de exposición en las zonas exteriores y aledañas al equipo de tomografía. El límite de dosis establecido en la NOM 229 SSA es 50 mSv de dosis efectiva anual para el POE, es decir, poco menos de 1 mSv semanal. Para el público, el límite es de 5 mSv, es decir, poco menos de 0.1 mSv semanales.

### 3.2.2. CTDI<sub>vol</sub>

Esta prueba consiste en la medición del índice de dosis en Tomografía Computarizada. La medición se lleva a cabo para verificar los valores de CTDI<sub>vol</sub> que el equipo reporta para un protocolo específico.

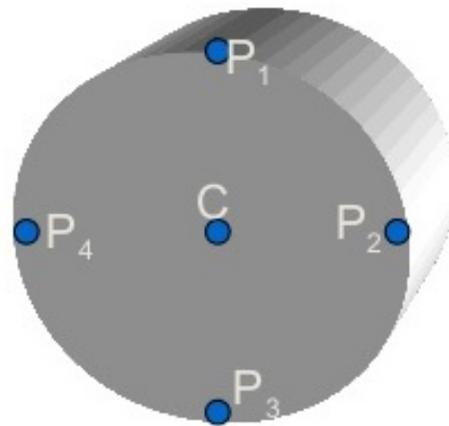


Figura 3.11: Puntos de medición para la verificación del CTDI

El proceso de medición de CTDI<sub>vol</sub> consiste en tomar mediciones de dosis en el CT Phantom en los puntos que se muestran en la figura 3.11. Con estas mediciones se calcula el CTDI<sub>W</sub> de acuerdo a la ecuación 3.1, donde  $CTDI_{100,centro}$  es la medición de la cámara de ionización en el centro del fantoma, y  $CTDI_{100,periferia}$  es el promedio de los valores de dosis medidos en los cuatro puntos de la periferia.

$$CTDI_W = (1/3)CTDI_{100,centro} + (2/3)CTDI_{100,periferia} \quad (3.1)$$

Una vez obtenido el CTDI<sub>W</sub>, se calcula el CTDI<sub>vol</sub> de acuerdo a la ecuación 3.2.

$$CTDI_{vol} = (1/pitch)CTDI_W \quad (3.2)$$

### 3.2.3. Exactitud del espesor de corte

Esta prueba verifica la exactitud del valor de espesor de corte reportado por el equipo. Se realizó de acuerdo al procedimiento descrito en el manual del Catphan Phantom[12]:

1. Elegir el corte central del módulo de sensitometría del fantoma. Seleccionar una de las cuatro rampas de alambre que se distribuyen de forma simétrica en el módulo (ver figura 3.12).
2. Establecer el valor de Window Width a 1. Ajustar el valor de Window Level al punto en que la rampa desaparece por completo. Este valor se registra como el valor máximo de número CT.
3. Calcular el valor medio del número CT del fondo en el área adyacente a la rampa.
4. Determinar el pico neto como la diferencia entre el valor máximo y el valor medio del fondo. Obtener el 50 % del pico neto.
5. Calcular el Half Maximum CT number como la suma del fondo y el 50 % del pico neto.
6. Con el Window Width igual a 1 y el Window Level igual al Half Maximum CT number, medir la longitud de la rampa. Este valor es el Full Width at Half Maximum (FWHM).
7. Multiplicar el FWHM por 0.42 para determinar el grosor de corte.

#### 3.2.4. Dependencia del número CT con el espesor de corte y tamaño de fantoma

Esta prueba está indicada por la Norma Oficial Mexicana(NOM) 229 SSA1[13] para verificar que la variación del número CT en las imágenes no sea significativa al variar el espesor de corte o el tamaño del fantoma. Para llevarla a cabo, se escaneó el fantoma de CTDI de 32 cm con tres grosores de corte distintos. Posteriormente se escanearon los tres fantomas de CTDI (de 32, 16 y 10 cm) manteniendo constantes los parámetros del equipo. Para cada estudio, se midieron las unidades Hounsfield promedio en una región de 2 cm de diámetro en el centro del fantoma.

#### 3.2.5. Linealidad del número CT

Las unidades Hounsfield (o números CT) están definidas de tal forma que son directamente proporcionales al coeficiente de atenuación lineal de cada material; por tanto se espera una relación lineal entre los coeficientes de atenuación lineal de distintos materiales y las unidades Hounsfield medidas en cada uno de ellos. Para verificar que esta relación lineal se cumpla para los distintos protocolos del equipo de Tomografía, se utilizó el módulo de sensitometría y linealidad del Catphan Phantom, el cual se muestra en la figura 2.11. Se midieron las UH en regiones de interés dentro de cada uno de los siete insertos de distintos materiales localizados en la periferia del módulo. El proceso se llevó a cabo usando los protocolos de Abdomen, Tórax y Cabeza adultos.

#### 3.2.6. Ruido

El ruido se evalúa utilizando el módulo de uniformidad del Catphan Phantom. Para tal efecto, se traza una región de interés de aproximadamente el 40 % del diámetro del módulo y se mide la desviación estándar del número CT en dicha región.

#### 3.2.7. Contraste

Para la evaluación de la Resolución de Bajo Contraste en Tomografía Axial Computarizada, se eligieron los parámetros de Razón Contraste-Ruido (CNR por sus siglas en inglés) y Visibilidad de Bajo Contraste (LCV).

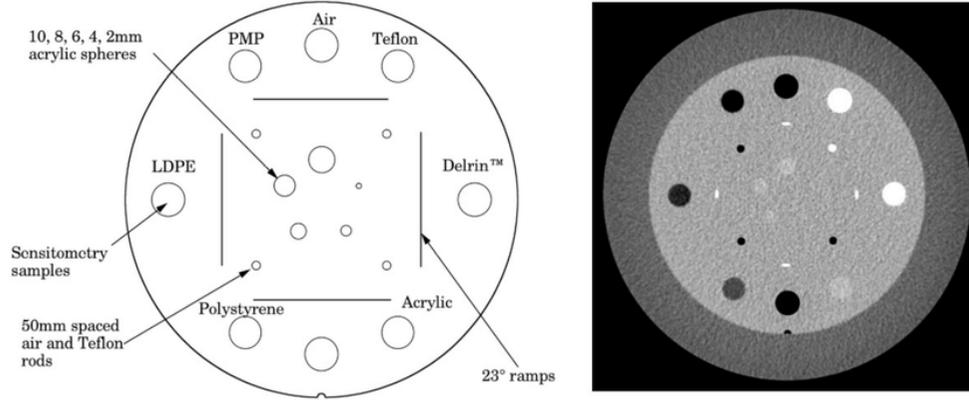


Figura 3.12: Módulo de sensitometría del Catphan Phantom

Estos parámetros se estimaron usando el módulo de sensitometría y linealidad del Catphan Phantom. El CNR se definió como la diferencia en UH entre el inserto de Poliestireno y el fondo, dividida entre la desviación estándar de UH (es decir, el ruido) del fondo, de acuerdo a la ecuación 3.3.

$$CNR = \frac{UH_P - UH_{fondo}}{\sigma_{fondo}} \quad (3.3)$$

La LCV se definió de la misma forma que Stock et al[14] lo hicieron para pruebas de calidad de imagen en CBCT: como la suma de las desviaciones estándar en UH dividida entre la diferencia en UH entre los insertos de LDPE (Polietileno de baja densidad) y Poliestireno.

$$LCV = 2.75 \frac{\sigma_P + \sigma_{LDPE}}{UH_P - UH_{LDPE}} \quad (3.4)$$

La elección de los insertos de Poliestireno y LDPE se debe a la poca diferencia de densidad entre ambos materiales:  $1.05 \text{ g/cm}^3$  y  $0.92 \text{ g/cm}^3$ , respectivamente. El factor de 2.75 es específico para estos dos insertos.[14]

### 3.2.8. Resolución espacial

La resolución espacial se evalúa utilizando el módulo de Resolución de Alto Contraste (CTP 528) del Catphan Phantom (figura 3.13), contando el número de patrones de pares de líneas distinguibles. El módulo cuenta con un total de N patrones que van desde 1 hasta N pares de líneas por centímetro. El máximo número de patrones distinguibles se reporta como la resolución espacial del protocolo analizado, en unidades de lp/cm (pares de líneas por centímetro).

### 3.2.9. Uniformidad

La Uniformidad se evalúa usando el módulo del mismo nombre del Catphan Phantom, trazando cinco regiones de interés en el centro y la periferia del módulo, como se muestra en la figura 3.14

El valor reportado es la máxima diferencia de UH entre el centro y la periferia del módulo.

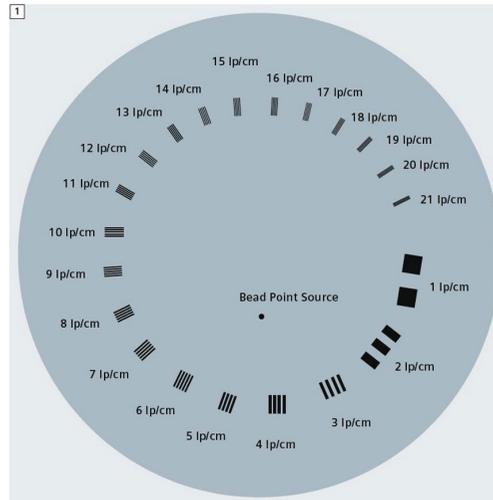


Figura 3.13: Patrones de resolución espacial del Catphan Phantom

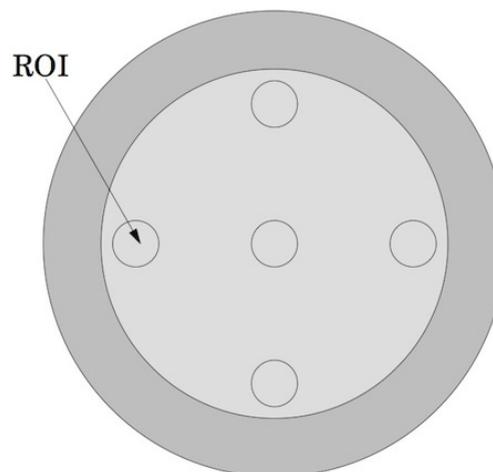


Figura 3.14: Medición de uniformidad en el Catphan Phantom

### 3.2.10. Pruebas de optimización de dosis en TAC

Uno de los principios más importantes en la Física Médica es el de mantener la dosis al paciente lo más baja como sea razonablemente posible (conocido como el principio de ALARA, por sus siglas en inglés). Esto quiere decir que la realización de todo procedimiento que involucre radiación ionizante debe estar perfectamente justificada y reportar un beneficio al paciente mayor que el riesgo al que se expone. Este principio también implica implementar estrategias para reducir la exposición innecesaria a los pacientes.

En radiodiagnóstico es ampliamente sabido que una mayor dosis al paciente produce una mejor calidad de imagen. Sin embargo, no todos los estudios requieren la misma calidad de imagen para efectuar el diagnóstico pertinente. Aunque una reducción de dosis invariablemente repercute en las imágenes, el cambio no es siempre significativo o relevante para el propósito del estudio.

Con el propósito de investigar cuantitativamente los cambios producidos en las imágenes al modificar la exposición de salida del equipo, se realizaron pruebas de optimización de dosis en TAC. Estas pruebas consistieron en los siguientes pasos:

1. Irradiar la cámara de ionización pencil beam colocada en el centro del CT Phantom (ver figura 3.15) utilizando uno de los protocolos preestablecidos en el equipo. Para este procedimiento se eligieron los protocolos de Abdomen, Tórax y Cabeza y sus equivalentes pediátricos. Para mantener consistencia entre el tamaño de fantoma y el protocolo seleccionado, se usaron los distintos tamaños del CT Phantom: para los protocolos adultos de tórax y abdomen se utilizó el fantoma de 32 cm, mientras que para los protocolos de cabeza adulto, abdomen pediátrico y tórax pediátrico se usó el fantoma de 16 cm. Finalmente, para el protocolo de cabeza pediátrico el fantoma usado fue el de 10 cm.



Figura 3.15: Irradiación de cámara pencil beam

2. Utilizando la misma configuración del equipo para la irradiación de la pencil chamber, escanear el Catphan Phantom (ver figura 3.16) y evaluar la calidad de las imágenes en base a los parámetros de Ruido, Resolución Espacial, Contrast to Noise Ratio, Low Contrast Visibility y Uniformidad, tal como fueron definidos en las secciones previas. Asociar estas características de calidad de imagen a la medición de dosis obtenida en el paso 1.
3. Modificar el valor de mAs/slice del equipo, y de ser necesario modificar también el valor de kV con el objetivo de reducir la exposición de salida del protocolo original. Usando esta nueva configuración repetir el proceso desde el paso 1.

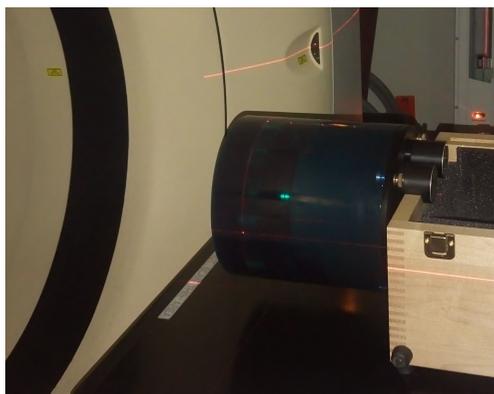


Figura 3.16: Escaneo de Catphan Phantom

El proceso anterior se llevó a cabo tres veces. Los parámetros elegidos para la primera optimización fueron sugeridos por la aplicación CT Gently (desarrollada por Jung Den)[15] mientras que para la segunda y tercera fueron elegidos buscando reducir la dosis al 50 % y al 80 % de su valor original. Sin embargo, debido al gran número de variables involucradas, el porcentaje de reducción de dosis no fue uniforme para todos los protocolos. En la primera optimización, las dosis fueron reducidas desde el 23 % hasta el 15 % de su valor original, mientras que en la segunda se redujeron del 57 % al 29 %. En la tercera optimización se redujeron del 78 % al 62 %.

En la siguiente tabla se muestran los parámetros de kV y mAs/slice elegidos para cada proceso.

Protocolo	Original	Optimización 1	Optimización 2	Optimización 3
Abdomen	120kV- 325mAs/slice	120kV- 63mAs/slice	120kV- 159mAs/slice	120kV- 245mAs/slice
Tórax	120kV- 325mAs/slice	120kV- 66mAs/slice	120kV- 163mAs/slice	120kV- 250mAs/slice
Cabeza	120kV- 650mAs/slice	90kV- 288mAs/slice	90kV- 500mAs/slice	120kV- 500mAs/slice
Abdomen Pediátrico	120kV- 170mAs/slice	90kV- 96mAs/slice	90kV- 150mAs/slice	90kV- 265mAs/slice
Tórax pe- diátrico	120kV- 120mAs/slice	90kV- 72mAs/slice	120kV- 72mAs/slice	90kV- 235mAs/slice
Cabeza pediátrico	120kV- 440mAs/slice	90kV- 187mAs/slice	90kV- 350mAs/slice	120kV- 340mAs/slice

Tabla 3.1: Valores de kV y mAs/slice usados en las pruebas de optimización de dosis

### 3.3. Estimación de riesgos y cálculo de DRL's en TAC

Para la estimación de riesgos debidos a la exposición a la radiación y el cálculo de DRL's se analizó una población de pacientes con un total de 117 estudios de TAC realizados a lo largo

del año 2016. Se usó como base el procedimiento descrito por Hall y Brenner[16], consistente en calcular la dosis colectiva a una población como la suma de las dosis efectivas a todos los individuos pertenecientes a dicha población; posteriormente se usa la dosis colectiva para estimar el riesgo poblacional de carcinogénesis.

La tabla 3.2 mostrada a continuación reproduce la tabla 3 del reporte 96 de la AAPM[10], en donde se proponen factores de conversión  $k$  de DLP a dosis efectiva para distintas edades y diferentes regiones del cuerpo. Como se puede apreciar, para estudios de tórax en adultos el factor  $k$  es igual a 0.014 mSv/mGycm. Así, para obtener las dosis efectivas de cada estudio, primero se

Region of Body	k (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )				
	0 year old	1 year old	5 year old	10 year old	Adult
Head/neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen and pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Tabla 3.2: Factores de conversión  $k$  de Dose Length Product (DLP) a Dosis Efectiva para pacientes adultos (físico estándar) y pediátricos, en varias edades y regiones del cuerpo. Los factores de conversión para cabeza adulta y pacientes pediátricos asumen el uso del fantoma CT de cabeza (16 cm). El resto de factores de conversión asumen el uso del fantoma CT de 32 cm.

calculó el DLP como el producto del CTDI<sub>vol</sub> y la longitud del scan. Después se usó el factor  $k$  antes mencionado para obtener la dosis efectiva, y finalmente estas se sumaron, resultando la dosis colectiva.

De acuerdo al ICRP 103, el riesgo poblacional de carcinogénesis es de 5%/Sv[7], de modo que la dosis colectiva obtenida (en Sieverts) se multiplicó por 0.05 para obtener el número de pacientes con riesgo de desarrollar cáncer.

### 3.4. Pruebas de control de calidad en Mastografía

Todas las pruebas realizadas en el equipo de mastografía se llevaron a cabo de acuerdo al manual de control de calidad del equipo [17] y al manual de control de calidad del ACR [18].

#### 3.4.1. Exactitud y reproducibilidad de kV

Esta prueba mide la exactitud y la reproducibilidad para los valores de tensión del tubo de rayos X especificados en la consola de control. De acuerdo al procedimiento especificado en el manual, se deben evaluar al menos tres valores de tensión: el más bajo posible, uno intermedio (el manual sugiere el valor de 28 kV), y el más alto posible. Las mediciones se tomaron para todas las combinaciones posibles de filtro (Molibdeno y Rodio) y tamaño de foco (Small y Large). Cuando se usa el filtro de Molibdeno, el valor más alto posible de kV es 35, mientras que para el filtro de Rodio es 39. En ambos casos, el valor más bajo posible es 24.

Para cada combinación, se realizaron 3 exposiciones sobre el detector XM colocado sobre el receptor de imagen y se obtuvo el kV medido promedio y el porcentaje de diferencia entre el valor nominal y el valor medido. Para el valor intermedio de 28 kV, se obtuvo además el coeficiente de variación como la razón entre la desviación estándar y el valor promedio medido. Las mediciones deben realizarse en el modo Non-Imaging.

Es importante colocar una capa de al menos 0.5 mm de plomo en el receptor de imagen para evitar dañarlo al operar en el modo Non-Imaging.

### 3.4.2. Evaluación de artefactos

Esta prueba se realiza para detectar la presencia de artefactos en las imágenes tomadas por el equipo para distintas las configuraciones de filtro y tamaño focal disponibles. Consiste únicamente en escanear el Flat Field Phantom para cada una de dichas configuraciones, y analizar a detalle las imágenes en busca de artefactos notorios.

### 3.4.3. Desempeño del control de exposición automática (AEC)

Esta prueba evalúa el desempeño del control de exposición automática (AEC por sus siglas en inglés), con el objetivo de garantizar la consistencia en el nivel de señal incidente en el detector para un cierto rango de grosores de mama y todos los modos de imagen aplicables. Para ello el manual recomienda el uso de un fantoma compuesto por placas apilables de 2 cm, ya sean de acrílico o un material conocido como BR-12 que imita la composición de tejido adiposo y tejido glandular de la mama humana. A falta de dichos materiales, se utilizaron placas de agua sólida, dada la similitud entre la densidad del agua ( $1 \text{ g/cm}^3$ ) y el acrílico ( $1.18 \text{ g/cm}^3$ ).

Los pasos a seguir, tal como se describen en el manual [17], son los siguientes:

1. Instalar el compresor de 18x24 cm.
2. Colocar la primera placa de 2 cm sobre el receptor de imagen alineando el borde del fantoma con el borde correspondiente a la pared torácica en el receptor de imagen. Aplicar compresión de tal modo que el grosor de compresión sea igual al grosor del fantoma.
3. Configurar el AEC a uno de sus modos; en nuestro caso evaluamos el modo Auto-Filtro.
4. Establecer el nivel de compensación por exposición a 0, y el sensor del AEC a la posición 2. Seleccionar el tamaño focal grande.
5. Realizar una exposición y medir el valor medio de pixel en una región de interés sobre el sensor AEC. Restar 50 del valor medido y registrar el resultado como "valor de pixel". Registrar también los valores de mA, kVp y filtro que el sistema eligió para la exposición.
6. Repetir los pasos del 2 al 5 para grosores de fantoma de 4,6 y 8 cm.
7. Establecer un grosor de fantoma de 4 cm y repetir los pasos del 2 al 5 para todos los niveles de compensación por exposición (que van de -3 a 4), asegurándose de realizar 3 exposiciones en el nivel 0 (promediar estos tres valores para obtener el valor de pixel promedio al nivel 0).

Usando los valores de pixel y de mAs registrados al variar el grosor de fantoma, calcular el valor de pixel promedio. Determinar también el rango en que dicho parámetro varía.

Para cada uno de los niveles de compensación por exposición, calcular el valor de pixel normalizado con respecto al valor promedio en el nivel 0, dividiendo el valor de pixel en un nivel dado sobre el valor al nivel 0.

#### 3.4.4. Exposición de entrada, reproducibilidad del Control de Exposición Automática y Dosis Glandular Media

El objetivo de esta prueba es medir la exposición de entrada típica y calcular la dosis glandular media correspondiente para un paciente promedio, además de evaluar la reproducibilidad del AEC.

El manual indica el uso del ACR Accreditation Phantom para realizar esta prueba; al no contar con dicho fantoma, se optó por utilizar agua sólida al igual que en la prueba anterior. El procedimiento seguido se basó en el descrito en el manual[17], adaptándolo a nuestras limitaciones:

1. Instalar el compresor de 24x30 cm.
2. Colocar el fantoma (en nuestro caso, 4 cm de agua sólida) alineando el borde del fantoma con el borde correspondiente a la pared torácica en el receptor de imagen.
3. Colocar el detector XM centrado a 4 cm desde el borde antes mencionado. El manual indica colocar el detector utilizado a un costado del fantoma, a la misma altura de la superficie del mismo (es decir, el detector debería estar suspendido en el aire justo al lado del fantoma). Al no contar con un holder o dispositivo adecuado para fijar el detector XM de esa forma, se colocó sobre la superficie de las placas.
4. Bajar el compresor hasta que se encuentre justo por encima de la superficie del fantoma y el detector, tratando de acercarse lo más posible a una compresión de 4.5 cm.
5. Establecer el valor de kVp en 28 y el AEC en modo Auto-Filtro. Realizar 4 exposiciones. Registrar los valores de dosis y HVL medidos, así como los valores de mAs seleccionados por el AEC.

Con los datos obtenidos se calculan los valores promedio de exposición de entrada y mAs y sus correspondientes desviaciones estándar. Posteriormente se calculan los coeficientes de variación como la desviación estándar dividida entre el valor promedio. Este coeficiente expresa la reproducibilidad del AEC, y no debe exceder el valor de 0.05.

Para calcular la dosis glandular media se utiliza el factor de conversión indicado en el manual de control de calidad para Mastrografía de la ACR[18], el cual se multiplica por la exposición de entrada promedio. El factor de conversión depende de la combinación específica de kV, blanco, filtro y HVL.

#### 3.4.5. Tasa de radiación

En esta prueba se mide la tasa de radiación del equipo cuando se establece un valor de mAs alto, con el objetivo de verificar que esta tasa sea mayor a un mínimo requerido. Para llevarla a cabo, el equipo se configura al modo Non-Imaging. Se instala el compresor de 24x30 cm y se coloca una capa de al menos 0.5 mm de plomo en el receptor de imagen para evitar dañarlo al operar en el modo Non-Imaging. El manual indica establecer un valor de kVp igual a 28 y mAs igual a 320 cuando el equipo cuenta con un ánodo de Molibdeno, el cual es el caso del equipo Selenia.

La tasa de radiación se mide usando el detector XM colocado a 4 cm desde el borde del receptor de imagen correspondiente a la pared torácica.

### 3.4.6. Detector Ghosting

El *ghosting* es un fenómeno referente a la superposición de una imagen previa con la imagen que se está adquiriendo en el momento. En esta prueba se cuantifica el grado de *ghosting* que experimentan los detectores del equipo de Mastografía al realizar dos exposiciones en un corto lapso.

El procedimiento a seguir es el siguiente:

1. Elegir el procedimiento Phys QC: Ghosting en la pantalla de usuario. Instalar el compresor de 24x30 cm.
2. Colocar el Flat Field Phantom sobre el receptor de imagen, de tal modo que poco más de la mitad de dicho receptor sea cubierto, como se muestra en la figura 3.17 (a).

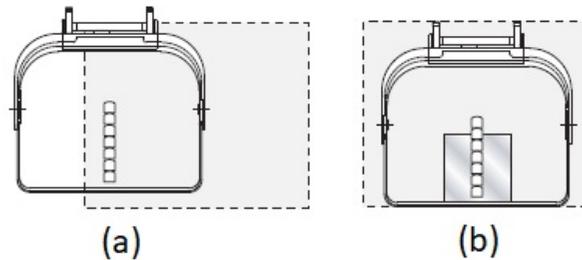


Figura 3.17: Configuración para primera exposición (a) y segunda exposición (b) en la prueba de Ghosting.

3. Bajar el compresor hasta que esté en contacto con el fantoma. Seleccionar el modo Auto-Filtro, la compensación por exposición a 0 y el sensor AEC en la posición 2. Realizar una exposición.
4. Mover el fantoma de modo que ahora cubra toda la superficie del receptor de imagen. Colocar una hoja de 0.1 mm de aluminio sobre el fantoma, de modo que cubra parte del fantoma como se muestra en la figura 3.17 (b). Realizar una segunda exposición aproximadamente 1 minuto después de haber realizado la primera.

Una vez llevados a cabo los pasos anteriores, la pantalla mostrará una imagen similar a la figura 3.18. Se debe entonces medir los valores de pixel usando una región de interés de 128x128, en las tres regiones indicadas en la figura: las regiones 1 y 2 corresponden a la sección cubierta por el fantoma durante ambas exposiciones (la región 2 es la que además estuvo cubierta por la hoja de aluminio en la segunda exposición), y la región 3 corresponde a la sección cubierta por el fantoma sólo durante la primera exposición. Para evaluar el *ghosting*, se define el Ghost Image Factor de acuerdo a la ecuación 2.5.

$$GhostImageFactor = \frac{mean_{region3} - mean_{region2}}{mean_{region1} - mean_{region2}} \quad (3.5)$$



Figura 3.18: Pantalla de mastografía mostrando las regiones en las que se miden los valores de pixel en la prueba de Ghosting

# Capítulo 4

## Resultados y discusión

### 4.1. Pruebas de control de calidad en TAC

#### 4.1.1. Verificación de blindajes

Las mediciones en las zonas aledañas al equipo arrojaron los resultados que se muestran en la tabla 4.1.

Zona	Tasa de dosis ( $\mu\text{Sv/hr}$ )	Dosis efectiva semanal( $\mu\text{Sv}$ )
Patio adyacente	0.2	0.02
Puerta personal	0.11	0.01
Puerta principal	0.4	0.04
Vestidor	0.4	0.04
Pasillo	0.13	0.014
Pared tomógrafo	2.5	0.27
Cristal tomógrafo	3.2	0.345

Tabla 4.1: Dosis efectiva medida en las regiones aledañas al equipo de TAC

El límite de dosis establecido en la NOM 229 SSA es 50 mSv de dosis efectiva anual para el POE, es decir, poco menos de 1 mSv semanal. Para el público, el límite es de 5 mSv, es decir, poco menos de 0.1 mSv semanales. Así pues, las dosis medidas quedan muy lejos de estos límites, ya que ni siquiera llegan al orden de micro Sieverts

#### 4.1.2. CTDIvol

El porcentaje de diferencia entre los valores medidos y los reportados por el equipo se muestra en la tabla 4.2. La NOM 229 SSA indica una tolerancia del 20% en los valores de CTDIvol. Así, todos los valores medidos entran en el rango de tolerancia.

#### 4.1.3. Exactitud del espesor de corte

Las diferencias en el espesor de corte son mínimas, y se ajustan perfectamente a la NOM-229 en que son menores a  $\pm 1$  mm.

Protocolo	CTDIvol pantalla (mGy)	CTDIvol medido (mGy)	% diferencia
Abdomen	19.2	19.51	1.61
Tórax	21.5	21.84	1.58
Cabeza	77.3	74	4.27

Tabla 4.2: Medición de CTDIvol

Protocolo	Grosor de corte establecido (mm)	Grosor de corte medido (mm)	% diferencia
Abdomen	3	2.94	2
Tórax	3	2.95	1.7
Cabeza	3	2.51	16.4

Tabla 4.3: Exactitud del espesor de corte

#### 4.1.4. Linealidad del número CT

Se obtuvieron las gráficas de Unidades Hounsfield en función del coeficiente de atenuación lineal para cada uno de los protocolos analizados. En todos los casos se realizó un ajuste lineal y se obtuvo el coeficiente de correlación lineal  $R^2$ . Los resultados se muestran en la tabla 4.4.

Protocolo	Coefficiente de correlación lineal $R^2$
Abdomen	0.9982
Tórax	0.9983
Cabeza	0.9992
Abdomen pediátrico	0.9984
Tórax pediátrico	0.9983
Cabeza pediátrico	0.9983

Tabla 4.4: Coeficientes de correlación lineal entre UH y coeficientes de atenuación lineal para distintos protocolos

#### 4.1.5. Dependencia del número CT con el espesor de corte y tamaño de fantoma

Grosor de corte (mm)	Unidades Hounsfield
2	117.71
3	119.03
5	119.47

Tabla 4.5: Variación de UH con el grosor de corte

Tamaño de fantoma (cm)	Unidades Hounsfield
32	117.61
16	124.48
10	124.43

Tabla 4.6: Variación de UH con el tamaño de fantoma

En las tablas 4.5 y 4.6 se muestran las unidades Hounsfield medidas al variar el grosor de corte y el tamaño del fantoma. En la primera vemos que la máxima variación fue menor a 3 UH, y en la segunda, menor a 7 UH. La NOM 229 SSA indica una tolerancia de  $\pm 5$  UH para la variación en el grosor de corte y de  $\pm 20$  UH para la variación en el tamaño de fantoma, por lo que ambas pruebas cumplen con el criterio satisfactoriamente.

#### 4.1.6. Calidad de imagen

Protocolo	Ruido	Resolución espacial	CNR	LCV	Uniformidad
Abdomen	5.6	6	21.24	0.49	0.7
Tórax	5.7	6	22.37	0.52	0.4
Cabeza	2.9	5	40.1	0.33	2.1
Abdomen pediátrico	7.1	6	15.36	0.77	0.5
Tórax pediátrico	11.9	6	10.096	1.327	0.6
Cabeza pediátrico	6.6	7	19.26	0.6	9.7

Tabla 4.7: Evaluación de calidad de imagen con Catphan Phantom

La Norma Oficial Mexicana indica una resolución espacial mínima de 6 lp/cm para estudios de cráneo y abdomen adulto, mientras que, para tórax de alta resolución, 8 lp/cm. Los resultados arrojaron una resolución de 6 lp/cm para todos los protocolos estudiados, de modo que todos cumplen, aunque apenas, con la legislación. Cabe mencionar que los protocolos de tórax analizados no se consideran de “alta resolución” y en realidad son casi iguales a los de abdomen, salvo por pequeños detalles, de modo que tiene sentido evaluarlos con el criterio de 6 lp/cm al igual que el resto.

En el caso del ruido, no existe una tolerancia específica indicada en la Norma; más bien se indica tomar un estudio de referencia y compararlo con evaluaciones posteriores, para los cuales el ruido no debe exceder en más del 20% al valor medido inicialmente. Así, los resultados obtenidos servirán de referencia para futuras pruebas.

Para la evaluación de bajo contraste, la Norma indica el uso de un patrón de círculos de bajo contraste, típicamente usado en controles de calidad en radiodiagnóstico. Desgraciadamente, el modelo particular de Catphan Phantom con el que contamos, no incluye el mencionado patrón, de modo que se eligieron los parámetros de CNR y LCV antes descritos para evaluar el bajo contraste. Al igual que en el caso del ruido, estos parámetros servirán como referencia para evaluaciones a futuro.

Finalmente tenemos la uniformidad, definida como la máxima diferencia en Unidades Hounsfield entre el centro y la periferia de un fantoma con densidad uniforme. En este rubro, la Norma indica una tolerancia de  $\pm 5$ UH, de modo que todos los protocolos excepto el de Cabeza Pediátrica cumplen con dicho criterio.

#### 4.1.7. Pruebas de optimización de dosis en TAC

Los resultados del primer proceso de optimización arrojaron una reducción de dosis muy grande (con mediciones que iban del 23 hasta el 15 % de su valor original), pero también una pérdida significativa en la calidad de las imágenes, particularmente un gran aumento del ruido. Se propusieron, pues, valores más altos de mAs/slice para realizar un segundo proceso, buscando aproximar el valor de dosis medido al 50 % del obtenido en los protocolos originales. Finalmente, buscando mejorar aún más la calidad de imagen, se buscó aproximar la dosis al 80 % del valor original, considerando que una reducción del 20 % es ya una reducción significativa.

En las siguientes gráficas se resumen los resultados obtenidos para todos los protocolos y todos los procesos de optimización. Las magnitudes Uniformidad y CNR no tienen unidades, mientras que las de Ruido y Uniformidad son UH, y para Resolución Espacial es Pares de líneas/cm; pero se muestran todas juntas en un eje Y sin unidades con propósitos de fácil comparación, ya que lo importante es analizar cómo fluctúan los distintos parámetros (si aumentan o disminuyen) para los distintos procesos de optimización. Como se puede apreciar, las características de imagen en general fluctúan de modo que la calidad mejora al aumentar la dosis, salvo algunas excepciones. Si centramos nuestra atención en los protocolos originales y la tercera optimización, notamos que el aumento en el ruido y la uniformidad es muy poco, mientras que la resolución espacial permanece constante y tanto el CNR como el LCV varían muy poco.

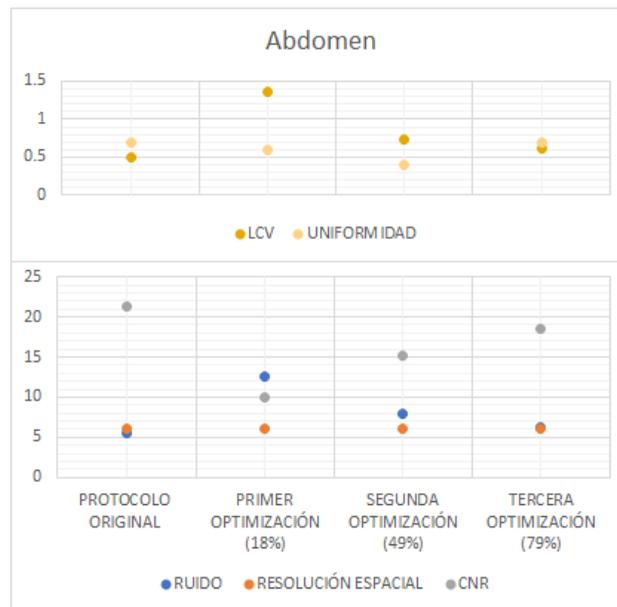


Figura 4.1: Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Abdomen adulto

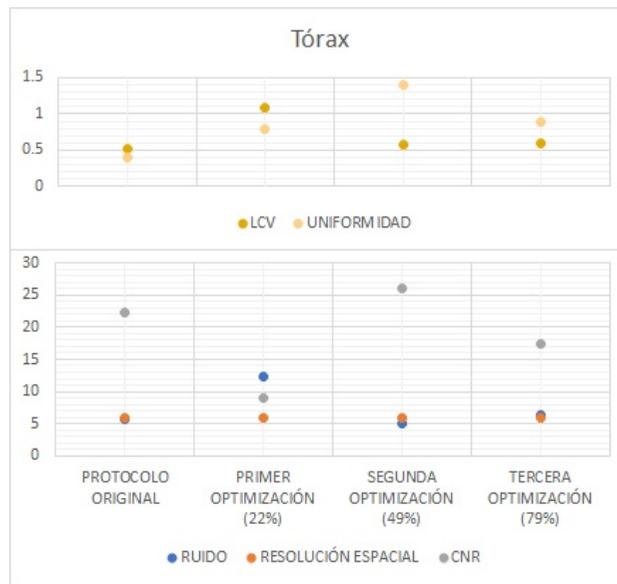


Figura 4.2: Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Tórax adulto

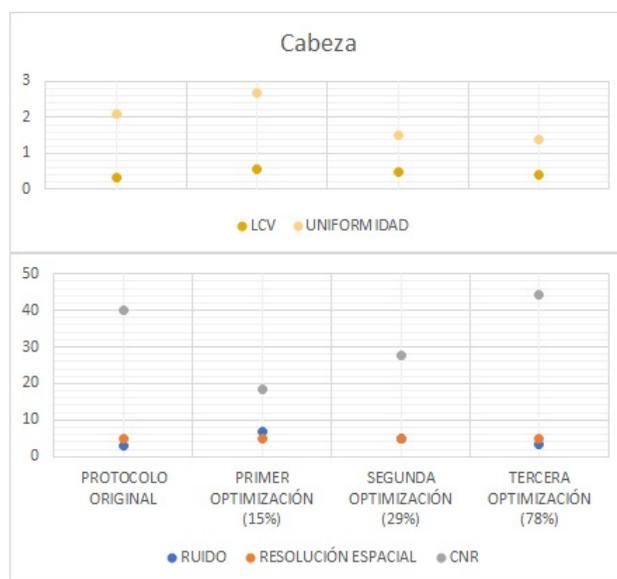


Figura 4.3: Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Cabeza adulto

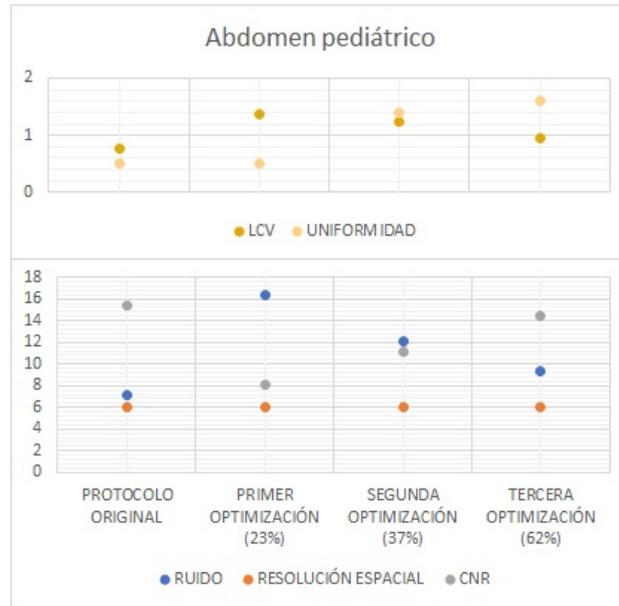


Figura 4.4: Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Abdomen pediátrico

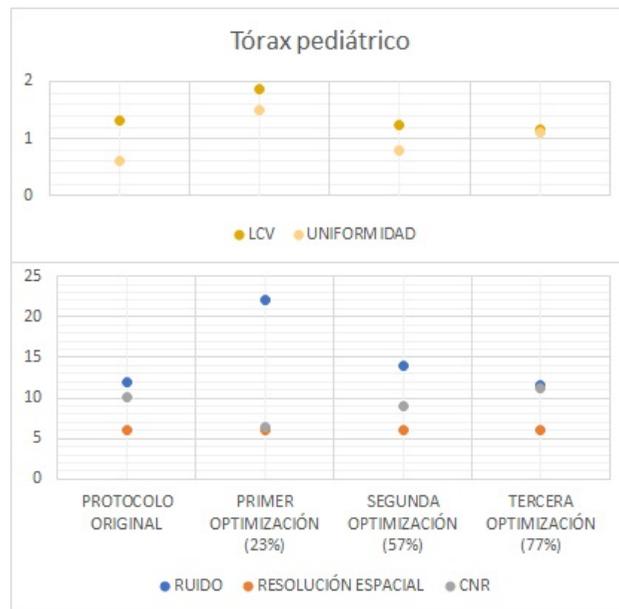


Figura 4.5: Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Tórax pediátrico

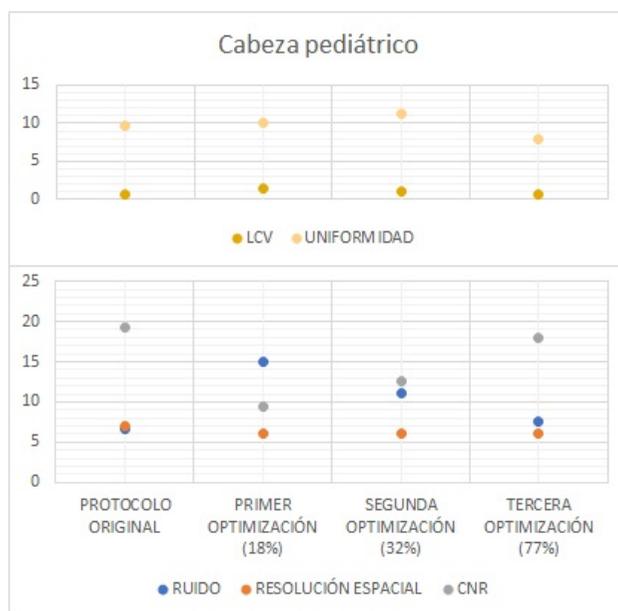


Figura 4.6: Gráfica de los procesos de optimización de dosis para el protocolo de Cabeza pediátrico

## 4.2. Pruebas de control de calidad en Mastografía

### 4.2.1. Exactitud y reproducibilidad de kV

kVp nominal	Filtro	Tamaño de foco	kVp promedio medido	%diferencia
24	Rh	Large	24.92	3.83
28	Rh	Large	29.21	4.33
39	Rh	Large	39.84	2.15
24	Rh	Small	24.44	1.83
28	Rh	Small	28.43	1.52
39	Rh	Small	39.98	2.51

Tabla 4.8: Evaluación de la exactitud del kVp utilizando filtro de Rodio

kVp nominal	Filtro	Tamaño de foco	kVp promedio medido	%diferencia
24	Mo	Large	24.59	2.46
28	Mo	Large	28.77	2.76
35	Mo	Large	35.51	1.46
24	Mo	Small	24.58	2.42
28	Mo	Small	28.85	3.05
35	Mo	Small	35.85	2.43

Tabla 4.9: Evaluación de la exactitud del kVp utilizando filtro de Molibdeno

En las tablas 4.8 y 4.9 se muestran los porcentajes de diferencia obtenidos entre el kVp nominal y el kVp medido para todas las combinaciones de kVp, filtro y tamaño de foco evaluadas.

kVp	Filtro	Tamaño de foco	Coefficiente de variación
28	Rh	Large	0.0008
28	Rh	Small	0.0023
28	Mo	Large	0.0002
28	Mo	Small	0.0002

Tabla 4.10: Coeficiente de variación a 28 kVp para distintas combinaciones de filtro y foco

En la tabla 4.10 se muestran los coeficientes de variación calculados a 28 kVp para todas las combinaciones de filtro y tamaño de foco.

De acuerdo al manual, el kVp medido no debe desviarse más del 5 % del valor del kVp nominal, mientras que el coeficiente de variación no debe ser mayor a 0.02. Como podemos ver, todos los valores obtenidos cumplen con los criterios más que satisfactoriamente.

#### 4.2.2. Evaluación de artefactos

En la figura 4.7 se muestra un ejemplo de las imágenes obtenidas en la evaluación de artefactos. Tras un meticuloso análisis visual (utilizando la herramienta de zoom), no se hallaron artefactos en ninguna de las imágenes adquiridas, siendo todas ellas uniformes.

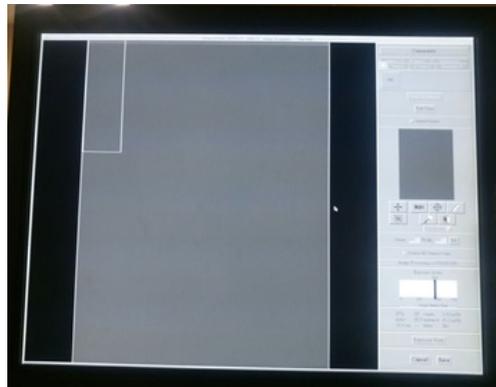


Figura 4.7: Búsqueda de artefactos en mastografía

#### 4.2.3. Desempeño del control de exposición automática

Los valores de pixel oscilaron entre 352.2 y 364.5 al variar el grosor del fantoma, mientras que el promedio de dichos valores fue de 360.025. Se calculó el rango permitido como el valor medio  $\pm 10\%$  del mismo, es decir  $360.025 \pm 36$ . Como podemos apreciar en la tabla 4.11, los valores de pixel medidos están en el rango permitido.

Valor de pixel medio	Rango de valores de pixel	Rango permitido ( $\pm 10\%$ del valor medio)
360.025	352.2-364.5	324.02-396.03

Tabla 4.11: Variación en los valores de pixel para distintos grosores de fantoma

Para la segunda parte de la prueba (variación del nivel de compensación por exposición) se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 4.12. En la columna derecha de dicha tabla podemos ver los rangos permitidos para los valores de pixel normalizados al nivel 0, y en la columna central los valores calculados en la prueba. Como podemos ver, todos estos valores se encuentran dentro del rango.

Nivel de compensación por exposición	Valor de pixel normalizado al nivel 0	Rango permitido		
-3	0.53	0.5	a	0.61
-2	0.68	0.63	a	0.77
-1	0.93	0.77	a	0.94
0	1	—	—	—
1	1.15	1.04	a	1.27
2	1.28	1.17	a	1.43
3	1.46	1.31	a	1.6
4	1.60	1.44	a	1.76

Tabla 4.12: Valores de pixel resultantes al variar el nivel de compensación por exposición y rango permitido de los mismos

#### 4.2.4. Exposición de entrada, reproducibilidad del Control de Exposición Automática y Dosis Glandular Media

En la tabla 4.13 se muestran los coeficientes de variación calculados para Dosis de entrada y mAs. De acuerdo al manual, éstos no deben exceder el valor de 0.05, por lo que en ambos casos esta condición se cumple holgadamente.

Por otro lado, el valor de Dosis Glandular Media obtenido fue de 1.57 mGy. El factor de conversión para los parámetros usados (28 kVp, HVL=0.36 mm Al) fue de 183 mrad/R, que multiplicado por 857 mR arroja un valor de 157 mrad, equivalente a 1.57 mGy. Este valor se encuentra por debajo del máximo permisible sugerido por el manual: 3 mGy.

	Dosis de entrada (mR)	mAs
Promedio	857.85	61.15
Desviación estándar	10.13	0.78
Coefficiente de variación	0.012	0.013

Tabla 4.13: Coeficientes de variación para dosis de entrada y mAs

#### 4.2.5. Tasa de radiación

El valor medido para la tasa de dosis fue de 14.67 mGy/s, muy por encima del valor mínimo requerido de 7 mGy/s.

#### 4.2.6. Detector Ghosting

La medición del ghost image factor arrojó un valor de 0.025, que cumple con el requerimiento establecido en el manual de encontrarse en el rango de  $\pm 0.3$ .

### 4.3. Estimación de riesgos y cálculo de DRL's en TAC

El valor promedio de CTDI de los 117 estudios recopilados fue de 30.10 mGy, mientras que el valor promedio de los DLP's calculados fue de 1372.54 mGycm. El valor promedio de las dosis efectivas calculadas fue de 19.22 mSv, por lo cual la dosis colectiva para los 117 pacientes es 2248 mSv, es decir, 2.25 Sv, lo cual equivale a aproximadamente 0.11 pacientes con riesgo de desarrollar cáncer.

Si extrapolamos los datos anteriores a una muestra de 1064 estudios, existiría el riesgo de que un paciente desarrollase cáncer. El número total de estudios de TAC (en cualquier región anatómica) realizados en el equipo durante el año 2016 fue 586. Así, suponiendo que la dosis colectiva para el resto de estudios sea similar a la obtenida para los estudios de tórax elegidos, el riesgo total en el equipo de TAC por año sería de 0.55 pacientes, es decir, aproximadamente 1 paciente cada dos años.

De la misma población de pacientes se calcularon los DRL's para CTDIvol y DLP. Para el CTDIvol se obtuvo el valor de 34.9 mGy, y para el DLP el valor de 1605.4 mGycm. En la tabla 4.14 podemos ver algunos DRL's para estudios de TAC en el tórax del Reino Unido, los Estados Unidos y la Comisión Europea obtenidos en distintos años. Comparando esta tabla con nuestros resultados, podemos ver que los DRL's del equipo analizado son muy altos, especialmente para el DLP. Esto puede deberse a diversas causas, entre ellas la longitud excesivamente grande de algunos estudios, el uso incorrecto de los protocolos preestablecidos en el equipo (por ejemplo, utilizar un protocolo de Cabeza cuando la mayor parte de la región escaneada es Tórax), el uso de protocolos con parámetros de kV y mA más altos de lo necesario, entre otros. Ahora bien, el ejercicio de

Institución	País/fecha	CTDIvol(mGy)	DLP(mGycm)
Public Health England	Reino Unido/2016	12	610
ACR	EUA/2013	21	
ACR	EUA/2008	25	
NRPB	Reino Unido/1999		650
European Commission	1999		650

Tabla 4.14: Algunos DRL's internacionales

estimación de riesgos y cálculo de DRL's fue llevado a cabo en un equipo de TAC de simulación para tratamientos de Radioterapia, lo cual implica que el 100 % de pacientes sometidos a estudios en dicho equipo ya estaban previamente diagnosticados con algún tipo de cáncer. Esto no quiere decir que el análisis realizado carezca de relevancia, pues nos da una idea del tipo de prácticas que se llevan a cabo en el hospital. Cabe señalar que dicho hospital cuenta también con equipos de TAC en el departamento de rayos X (de diagnóstico), departamento en el que no se llevan a cabo con regularidad pruebas de control de calidad, y que además no cuenta con un sistema de PACS que registre los parámetros con que los estudios se realizan a través del tiempo. Por lo tanto,

y dado que las imágenes cuyo objetivo son diagnosticar requieren en principio mejor calidad de imagen y por consiguiente mayor dosis, es casi seguro que los DRL's en los equipos de TAC de este departamento sean aún más altos que en el departamento de Radioterapia. El objetivo a largo plazo es implementar un programa de aseguramiento de calidad en el departamento de rayos X.

## Capítulo 5

# Conclusiones

Los resultados de las pruebas de control de calidad en el equipo de Mastografía cumplen con los criterios especificados en el manual del fabricante. Sin embargo, debido a la falta del equipo necesario, no se llevaron a cabo todas las pruebas, y algunas de las que sí se llevaron a cabo (particularmente la prueba de dosis glandular media) fueron modificadas para adaptarse a nuestras limitaciones. Esto no implica que los resultados sean incorrectos, puesto que se trató de usar materiales con densidad similar, pero sí existe un margen de error. Lo ideal es adquirir por lo menos el ACR Accreditation Phantom y un test object con módulos de contraste y resolución espacial para Mastografía. En el caso de la Tomografía, las pruebas realizadas también cumplieron con los criterios establecidos en la NOM-229-SSA y el manual del Catphan Phantom, por lo que podemos concluir que ambos equipos funcionan correctamente de acuerdo a las normativas vigentes.

Por otro lado, los DRL's para CTDIvol y DLP obtenidos a partir de la estadística de pacientes sometidos a estudios de TAC son muy altos comparados con los DRL's internacionales, lo que sugiere que las prácticas en el equipo de TAC no son las más óptimas posibles. El ejercicio de estimación de riesgos mostró un riesgo aparentemente bajo, pero que potencialmente puede ser mucho mayor si tomamos en cuenta otras poblaciones de pacientes con mayor radiosensibilidad como son los pediátricos, de la tercera edad y embarazadas. Hay que tomar en cuenta además que en un equipo de TAC dedicado exclusivamente al diagnóstico, por regla general las dosis son más altas, por lo cual el riesgo en los equipos del departamento de diagnóstico seguramente serán más altos.

Las pruebas de optimización de dosis muestran que es posible reducir la dosis hasta en un 20% de su valor original sin un detrimento significativo en la calidad de las imágenes

Dado que los DRL's estimados son muy altos y una reducción de dosis significativa es posible, urge implementar un programa de aseguramiento de calidad y estrategias de reducción de dosis tanto en el equipo de TAC de Radioterapia como en todos los equipos del departamento de Radiodiagnóstico: en estos últimos resulta de doble importancia puesto que no se realizan pruebas de control de calidad con regularidad.

# Bibliografía

- [1] Puente, J, de Velasco, G. 2017. ¿Qué es el cáncer y cómo se desarrolla?. Noviembre 22, 2017, de Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM) Sitio web: <https://www.seom.org/es/informacion-sobre-el-cancer/que-es-el-cancer-y-como-se-desarrolla>
- [2] Allisy-Roberts P, Williams J. Farr's Physics for Medical Imaging. Second Edition. Saunders Elsevier. 2008. Pg. 26, 39, 45-46.
- [3] Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. The Essential Physics of Medical Imaging. Second edition. Lippincott Williams&Wilkins. 2002.
- [4] Colegio Interamericano de Radiología (CIR). Avances en Diagnóstico por Imágenes: Oncología. Ediciones Journal. Argentina. 2013.
- [5] Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency. Vienna. 2014.
- [6] International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-conductor Detectors as used in X-Ray Diagnostic Imaging, IEC-61674. IEC. Ginebra. 1997.
- [7] International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 103: Recommendations of the ICRP 2007. 2007.
- [8] International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological Protection in Medicine. Publication 105. 2008.
- [9] MacGregor K, Li I, Dowdell T, Gray B. Identifying Institutional Diagnostic Reference Levels for CT with Radiation Dose Index Monitoring Software. Radiology 276. 2015. Pg. 507-517.
- [10] American Association of Physicist in Medicine (AAPM). Report 96. The measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. 2008.
- [11] IBA Dosimetry GmbH. MagicMax Universal User's Guide. 2012.
- [12] The Phantom Laboratory Incorporated. Catphan 503 Manual. 2016.
- [13] Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. Diario Oficial de la Federación: SEGOB/Secretaria de Salud. 2006.

- [14] Stock M, Pasler M, Birkfellner W, Homolka P, Poetter R, Georg D. Image quality and stability of image-guided radiotherapy (IGRT) devices: A comparative study. *Radiother Oncology* 93. 2009. Pg. 1-7.
- [15] Deng J. A Mobile Tool for CT Dose and Cancer Risk Estimation. *Diagnostic Imaging Europe* February/March 2014. Pg. 62-65.
- [16] Hall EJ, Brenner DJ. Cancer Risks form Diagnostic Radiology. *The British Journal of Radiology* 81. 2008. Pg. 362-378.
- [17] Hologic. Lorad Selenia Quality Control Manual. 2009.
- [18] American College of Radiology (ACR). 1999 Mammography Quality Control Manual (Medical Physicist's Section). 1999.