



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

**Construcción de un fantoma para
equipos de rayos X de diagnóstico**

Tesis Presentada al

Colegio de Física

como requisito para la obtención del grado de

Licenciatura en Física Aplicada

por

Hugo Cortés Gómez

asesorado por

Dr. Benito de Celis Alonso
Dr. Eduardo Moreno Barbosa

Puebla, Pue.

Junio de 2016

CONSTRUCCIÓN DE UN FANTOMA PARA EQUIPOS DE RAYOS X DE DIAGNÓSTICO

Tesis

Hugo Cortés Gómez

Dr. Benito de Celis Alonso Dr. Eduardo Moreno Barbosa



Título: Construcción de un fantoma para equipos de rayos X de diagnóstico.

Estudiante: Hugo Cortés Gómez

COMITÉ

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz
Presidente

Dr. Mario Iván Martínez Hernández
Secretario

Dr. Javier Miguel Hernández López
Vocal

Dr. Benito de Celis Alonso
Dr. Eduardo Moreno Barbosa
Asesor

Gracias:

*A Dios por darme la vida, a mis padres:
María Leticia Gómez Ruíz y José Luis
Cortés Ramos y a mi hermano Aldo Cortés
Gómez por su comprensión y cariño.
A mis amigos y amigas por todo el apoyo
moral que me han brindado.
A mis profesores que me transmitieron sus
conocimientos durante mis estudios en esta
honrosa universidad.
Y especialmente a mis asesores y a
LINFOLAB por su gran ayuda en la
elaboración de esta tesis.*

Índice general

1. Teoría de rayos X	5
1.1. Definición de los rayos X	5
1.1.1. Características generales	6
1.2. Clasificación de los rayos X	7
1.2.1. Rayos X blandos	8
1.2.2. Rayos X duros	8
1.3. El equipo de rayos X	8
1.3.1. Introducción	8
1.3.2. Generador	9
1.3.3. Transformador de alto voltaje	10
1.3.4. Rectificación de voltaje	11
1.3.5. Transformador de filamento	12
1.4. El tubo de rayos X	13
1.4.1. Cátodo	14
1.4.2. Ánodo	15
1.4.3. El punto focal	16

1.4.4.	El efecto talón	18
1.4.5.	Colimadores	18
1.5.	La consola o unidad de control	20
1.6.	Producción física de rayos X	20
1.6.1.	Introducción	20
1.6.2.	Radiación de frenado	21
1.6.3.	Radiación Característica	22
1.6.4.	El espectro de los rayos X	23
1.6.5.	Espectro de rayos X Característicos	23
1.6.6.	Espectro de rayos X de frenado	24
1.6.7.	Factores que afectan al espectro de emisión de rayos X	24
1.7.	Interacción de los rayos X con la materia	26
1.7.1.	Introducción	26
1.7.2.	La dispersión Rayleigh o coherente	27
1.7.3.	El efecto fotoeléctrico	28
1.7.4.	El efecto Compton	29
2.	Calidad del haz de rayos X	33
2.1.	Cantidad de rayos X	33
2.2.	Calidad de rayos X	34
3.	Calidad de la imagen	37
3.1.	Contraste	38
3.1.1.	Escala de contraste	38

3.2. Resolución espacial	41
3.3. Ruido	42
3.4. SNR	43
3.5. CNR	44
3.6. Densidades radiológicas	45
3.7. Unidades Hounsfield	46
4. Materiales y métodos	49
4.1. Materiales	49
4.1.1. Introducción	49
4.1.2. Diseño y construcción del fantoma	50
4.1.3. Objetos de prueba	51
4.1.4. Equipo de toma de imágenes (Equipo de rayos X)	53
4.2. Metodología	54
4.2.1. Introducción	54
4.2.2. Experimentos realizados con el equipo de rayos X (imágenes tomadas)	55
4.2.3. TAC del fantoma	59
5. Resultados	61
5.1. Resultados de la uniformidad del fantoma	61
5.2. Resultados de los parámetros que describen la calidad de una imagen radiográfica	63
5.2.1. Medición del SNR en los objetos de prueba	64
5.2.2. Medición del CNR entre objetos de prueba	65

5.2.3.	Evaluación de las medidas de resolución espacial	66
5.3.	Resultados de los factores que afectan a la calidad de imagen	66
5.3.1.	Variación de SNR y CNR con el mAs	67
5.3.2.	Variación del SNR y el CNR con el kV	70
5.3.3.	Variaciones del SNR y CNR al añadir placas extras de acrílico	74
5.4.	Curva DER	78
6.	Discusión	79
6.1.	SNR en el fantoma	79
6.2.	Graficas de SNR	80
6.3.	Gráficas de CNR entre tejidos	82
6.4.	La Resolución espacial del Equipo	83
6.5.	Curva DER	83
6.6.	Valoración del Fantoma	83
7.	Conclusión	85

Índice de figuras

1.1. Espectro electromagnético [2].	5
1.2. Energía de rayos X duros y blandos [3].	8
1.3. Sala de radiología convencional, 1 y 2 cabinas, 3 mesa de examen y 5 sala de control[8].	9
1.4. El generador de rayos X y sus componentes[4].	10
1.5. Transformador de elevador, reductor o sin cambios en el voltaje de entrada dependiendo de la relación entre el número de espirales de cada bobina, de acuerdo a ley de Transformadores [16].	11
1.6. Un rectificador de onda completa, los diodos A y B conducen el semiciclo positivo y los diodos C y D el semiciclo negativo. El voltaje es siempre positivo [4].	12
1.7. Transformador de filamento [4].	13
1.8. El tubo de rayos X y sus componentes[4].	13
1.9. Estructura del cátodo, filamentos y la copa focalizadora [16].	14
1.10. Elementos del ánodo giratorio.[8].	16
1.11. Los dos tipos de ánodo, A el estacionario donde el blanco se incrusta en el ánodo y B, un ánodo giratorio donde el blanco es el disco [4].	16
1.12. Los dos tipos de punto focal[4].	17

1.13. Intensidad del haz de rayos X por el efecto talón [4].	18
1.14. El colimador del tubo de rayos X, las laminas de plomo del colimador definen el campo del haz [16].	19
1.15. La consola de un equipo de rayos X.	20
1.16. Radiación de frenado [16].	21
1.17. Radiación característica producida por la ionización de un electrón en la capa K[16].	22
1.18. El espectro general de los rayos X [16].	23
1.19. El espectro de los rayos X característicos para el Tungsteno[4].	24
1.20. El espectro de rayos X de frenado para un potencial de 90 kV, (a) sin filtración presenta una mayor cantidad de fotones de bajas energías, (b) filtrado presenta una mayor atenuación en los fotones de bajas energías y (c) muestra el promedio de la energía aproximadamente entre un 1/3 a 1/2 de la energía máxima [16].	24
1.21. Factores que afectan a el espectro de rayos X , a) un aumento en el mA produce un aumento proporcional en la amplitud y b) un aumento en el kV también produce el mismo efecto pero es mayor la amplitud hacia energías altas (hacia la derecha)[4].	25
1.22. El espectro de rayos X con la filtración añadida, se reduce la intensidad pero la energía promedio incrementa[4].	25
1.23. Comparación de la atenuación de los rayos X para un haz monocromático y uno policromático[6].	26
1.24. La dispersión coherente[16].	27
1.25. El efecto fotoeléctrico, la vacante creada en la capa K da como resultado un reordenamiento electrónico, que a su vez resulta en la emisión de rayos X característicos [16].	29
1.26. El efecto Compton[16].	31

1.27. Las probabilidades del efecto fotoeléctrico y el efecto Compton en el hueso y tejido suave. [4].	31
2.1. El haz de rayos X endurecido. [16].	35
3.1. Las diferentes tonalidades en valores de grises [4].	37
3.2. Escalas de contraste en función del kV, una escala larga o bajo contraste a 100 kV y escala corta o alto contraste a 40 kV [9].	39
3.3. Rejilla antidifusora, a) diseño y b) principio[8][7].	40
3.4. Distintos patrones de la resolución espacial, incrementando de a hasta c[5].	41
3.5. Algunas unidades Hounsfield de tejidos anatomicos[17].	47
4.1. Diseño del fantoma geométrico para el equipo de rayos X, a) placa 5 y b) placa 6.	51
4.2. Diseño 3D del fantoma realizado en el software CATIA para a) las placas 1,2,3,4,7,8,9 y 10, b) para la placa 5 donde se insertan los objetos de prueba y c) la placa 6.	51
4.3. Imagen con todas las placas del fantoma construido para el equipo de rayos X.	52
4.4. Imagen de la rejilla y los diferentes tipos de materiales de prueba utilizados en el fantoma.	53
4.5. Imagen de la rejilla utilizada para el estudio de la resolución espacial. . . .	53
4.6. Equipo de rayos X COMED MEDICAL EVA HF-525 manejado en el laboratorio médico LINFOLAB, con el cual se realizaron las mediciones. Tiene un rango de 40-125 kV y 0.2-600 mAs.	54
4.7. Diseño experimental para la toma de imágenes del fantoma.	55

4.8. Las regiones de interés elegidas, a) sobre las cuales se obtuvo la distribución de la intensidad en el fantoma y b) intensidad y SNR en dirección horizontal y vertical.	56
4.9. Regiones de interés seleccionadas para el análisis de los parámetros, 1-aire, 2-agua, 3-corcho, 4-hule, 5-unicel, 6-aceite de olivo y 7-placa PMMA. Obsérvese que en el agua y en el aceite se formaron burbujas, excluyéndolas de la región de interés.	57
4.10. Imágenes de la rejilla de plástico para la evaluación de la resolución espacial. La imagen de la izquierda fue tomada a 60kV-10 mAs y a la derecha a 70kV-5 mAs.	58
4.11. Imagen TAC del fantoma, la figura a) muestra las regiones de interés de algunos materiales para el cálculo de las unidades Hounsfield y b) para el acrílico.	59
5.1. Representación de la intensidad y el SNR en una imagen radiográfica, a) a lo largo de la línea vertical la radiografía del fantoma (como se ve en la imagen 4.8.b) y b) lo mismo pero en dirección horizontal.	62
5.2. Histograma de la intensidad en escala de grises en el fantoma de las 6 regiones de interés, a) abarca los diferentes tonos de grises hallados en la radiografía del fantoma y b) presenta una intensidad más homogénea debido a un factor de corrección de 0.754.	63
5.3. Gráfica del SNR, a) en los diferentes objetos de prueba, las barras de error corresponden a la desviación estándar de esta medida y b) en relación a su densidad.	64
5.4. Gráfica comparativa del CNR entre, a) el agua-material y b) el hule/hueso-material. Las barras de error corresponden a la desviación estándar de esta medida.	65
5.5. Evaluación de la resolución espacial mediante la rejilla.	66
5.6. La variación del SNR en relación con el aumento de mAs a 58 kV.	67

5.7. Variación del CNR entre tejidos en relación con el aumento de mAs a 58 kV, a) CNR agua-medio y b) CNR hule-medio.	68
5.8. El comportamiento del SNR en relación al aumento en el kilovoltaje del tubo a 8 mAs.	71
5.9. El comportamiento del CNR en relación al aumento en el kilovoltaje del tubo a 8 mAs para a) CNR agua-medio y b) CNR hueso-medio.	72
5.10. El efecto de añadir placas de acrílico en el SNR a 70 kV y 12.5 mAs.	75
5.11. El efecto de añadir placas de acrílico en el CNR entre tejidos a 70 kV y 12.5 mAs, a) CNR agua-medio y b) CNR hule-medio.	76
5.12. El efecto de aumentar el número de capas de acrílico en el a) SNR y b) CNR considerando todos los valores medidos a 70 kV y 12.5 mAs.	77
5.13. Relación entre la densidad electrónica relativa y las unidades Hounsfield de los materiales a) propuestos para el fantoma de rayos X y b) de un fantoma para CT medido a 80 kV.	78

Índice de tablas

1.1. Factores que influyen en el espectro de emisión de rayos X	25
2.1. Factores que influyen en la cantidad del haz de rayos X.	34
2.2. Factores que influyen en la calidad del haz de rayos X.	35
3.1. Factores que afectan al contraste de una radiografía.	39
4.1. Descripción de las características geométricas de nuestro fantoma.	50
4.2. Descripción de los tejidos equivalentes (densidad, uso y tejido al que imitan) usados en nuestro fantoma.	52
5.1. Resultados de cálculos de la resolución espacial en mm.	66
5.2. Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del SNR.	69
5.3. Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del CNR entre agua y tejidos.	70
5.4. Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del SNR.	73
5.5. Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del CNR entre el agua y tejidos.	74

Resumen

En este trabajo se construyó un fantoma a base de acrílico para la valoración de calidad de imagen radiográfica en equipos clínicos de rayos X. Dicho material posee una densidad similar a la del agua, lo cual resulta ideal para simular el cuerpo humano. Este fantoma consistió de 10 placas removibles. Una de las placas contenía materiales incrustados con propiedades similares a las densidades del hueso, pulmón, tejido graso y tejido blando o suave, es decir, las cuatro principales densidades radiográficas. El fantoma fue irradiado a diferentes voltajes y miliamperajes por segundos para obtener la intensidad de la señal, el coeficiente de señal-ruido (SNR) y el contraste entre tejidos (CNR) en los diferentes medios. Además, se le añadió una rejilla de plástico para la evaluación de la resolución espacial. Las medidas sobre el fantoma se hacen de forma regular con el fin de optimizar la calidad en la imagen y para facilitar un diagnóstico preciso. Sirven para comprobar cómo la imagen es afectada por las variaciones en el kV, mAs y grosor, así como un desempeño seguro del equipo desde un punto de vista de protección radiológica.

Introducción

El descubrimiento de los rayos X se produjo en el año de 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen mientras se encontraba experimentando con los rayos catódicos, los cuales eran producidos aplicando una diferencia de potencial a través de un tubo descargado de vidrio parcialmente en vacío. Dedujo que la fluorescencia proveniente de los cristales de platino-cianuro de bario localizados sobre una mesa a cierta distancia del tubo, debía ser causada por algún tipo de radiación producida por su experimento. A dicha radiación lo nombró como “*rayos X*”. Posteriormente descubrió que esta radiación podía penetrar diferentes materiales y podría ser grabada en placas fotográficas, realizando una radiografía de la mano de su esposa como prueba de estas propiedades.

Gracias al descubrimiento de los rayos X, los electrones la radiactividad natural de algunos elementos como el radio y el polonio y el avance en los tubos de rayos X, películas radiográficas y agentes de contraste, ha permitido a la medicina clínica utilizar a los rayos X como una importante herramienta de diagnóstico por imagen.

Una característica muy importante requerida en estos equipos, es que las imágenes obtenidas en el diagnóstico mediante rayos X sean visualmente lo más claras posibles para poder distinguir una estructura anatómica dada de un paciente, lo cual permite al médico dar un diagnóstico adecuado al paciente. Por lo tanto, una tarea fundamental para el sistema de imágenes de rayos x, es la evaluación y el control de calidad de la imagen. Para producir imágenes de alta calidad, los técnicos radiólogos aplican los conocimientos requeridos que están bajo su control ajustando los factores de exposición los cuales son el kV, mA, tiempo de exposición (s), los mAs (proporcional a la dosis) y la distancia del receptor de imagen a la fuente (SID) [1]. Sin embargo existen otros factores que influyen en la calidad de la imagen como la resolución espacial, el tamaño del punto focal, el coeficiente de señal ruido,

el coeficiente de contraste entre tejidos, entre otros, los cuales están predeterminados por el sistema de imágenes del equipo. Para determinar estos parámetros es necesario organizar un protocolo de control de calidad mediante la obtención de imágenes de un fantoma realizados bajos las mismas condiciones iniciales y su posterior análisis y comparación.

Los fantomas para rayos X son dispositivos elaborados a partir de materiales especiales cuyas densidades son similares a los diferentes tejidos orgánicos, esto para modelar las propiedades de absorción y dispersión de los rayos X en el tejido humano. Por esta razón, son utilizados para los cálculos dosimétricos, la evaluación en la calidad de imagen y en la verificación de equipos de radiodiagnóstico. El fantoma debe ser apto para simular, de la forma más realista posible, la variación de la energía de los rayos X (el espectro) al pasar a través de ciertas estructuras de tamaño estándar. Por ejemplo, un fantoma con agua muestra propiedades de absorción similares al tejido normal (blando) y se utilizan para asignar niveles de radiación.

Actualmente en el mercado existe una gran variedad de fantomas desde antropomórficos (tórax, abdomen, próstata, etc), fantomas completos y geométricos (rectangulares o circulares) o los utilizados para algún equipo de rayos X específico (dental, mamografía o tomógrafo).

Si bien en nuestro país existen protocolos de control de calidad en equipos de radioterapia, aun en radiodiagnóstico nos es muy común incluir protocolos que permitan verificar los parámetros adecuados en las imágenes para diagnósticos quizás sea por la falta de personal como Físicos Médicos, de estudios sobre los efectos a la exposición de la radiación en equipos de radiodiagnósticos y por el costo muy elevado en la adquisición de un fantoma. Por tal motivo, el objetivo principal de este trabajo es la construcción de un fantoma geométrico simple con materiales de tejidos equivalentes más accesibles y a un menor costo para la realización de un protocolo de control de calidad de imágenes digitales capaz de competir con un fantoma comercial.

El uso de un fantoma para un protocolo de control de calidad en un equipo de rayos X permitirá a los radiólogos reducir la repetición de radiografías con la obtención de imágenes diagnosticas de alta calidad asegurando que los objetos de bajo contraste y de dimensiones pequeñas puedan ser distinguidas en la imagen. También el médico especialista podrá dictaminar un diagnóstico adecuado y de igual manera evitara exponer al paciente y al personal a altas dosis de radiación.

El contenido de esta tesis está estructurada de la siguiente forma. Se empezó abordando toda la teoría fundamental para el conocimiento básico de los rayos X en el capítulo uno, desde sus propiedades hasta su producción física y su interacción con la materia. En el capítulo dos, se abordó el tema de la calidad, en este caso se hace referencia a la calidad del haz de rayos X y de qué manera es afectada. Sobre la calidad de la imagen en el capítulo tres se habla sobre los parámetros utilizados para describir la calidad en una radiografía. En el capítulo cuatro se detalla la construcción del fantoma y los métodos requeridos para la evaluación de los parámetros. Los resultados obtenidos y la discusión generada por estos mismos se exponen en el capítulo cinco y seis para finalmente llegar a una conclusión.

Capítulo 1

Teoría de rayos X

En este capítulo se definirán los conceptos básicos sobre la teoría de los rayos X, el cual incluye las características y producción de rayos X y su interacción con la materia. Esto nos permitirá entender la física de los rayos X y su importancia en el campo de las ciencias de la salud principalmente en radiodiagnóstico.

1.1. Definición de los rayos X

Los rayos X son ondas electromagnéticas de alta frecuencia cuya longitud de onda, más corta que la luz visible, está comprendida en un rango desde los 0.01 nm a 10 nm . Tienen mayor penetración y energía que un fotón de luz (cuya energía se encuentra en un rango de 100 eV a 10 MeV) entre la energía de la radiación ultravioleta y los rayos gamma. Los rayos X se generan en la nube electrónica del átomo.

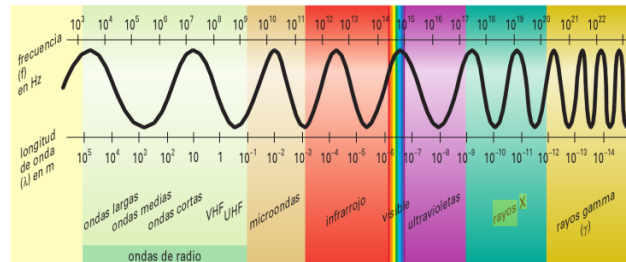


Figura 1.1: Espectro electromagnético [2].

1.1.1. Características generales

- Poseen longitudes de onda en el rango de 10^{-8} m a 10^{-11} m ($10nm - 0,01nm$).
- Tienen una frecuencia alta, su rango de frecuencia es de $3 \times 10^{16}Hz$ a $3 \times 10^{19}Hz$.
- A mayor energía, mayor es su poder de penetración y frecuencia, no obstante, es menor la longitud de onda.
- Son invisibles, eléctricamente neutros y no son afectados por los campos eléctricos y magnéticos.
- En el vacío se propagan en líneas rectas con una velocidad de $3,0 \times 10^8m/s$ y en cualquier dirección.
- Tienen la Capacidad de ionizar los gases y por esta razón es posible medirlos mediante una cámara de ionización (origina partículas cargadas extrayendo electrones de los átomos sobre los que inciden).
- Producen un efecto fotográfico en una película radiográfica, un ennegrecimiento en la imagen. La imagen es el resultado de la absorción diferencial de los fotones a través de las estructuras anatómicas del cuerpo humano.
- Su absorción depende de la densidad, el grosor y el numero atómico del material atravesado y de la energía portada por los fotones de rayos X.
- Su poder ionizante en las moléculas puede producir efectos biológicos como dañar o matar células sanas o producir mutaciones genéticas.

• La cantidad de rayos X disminuye de manera inversamente proporcional al cuadrado de la distancia, a dicha relación se le conoce como “ley del cuadrado inverso de la distancia” y se expresa de la siguiente forma:

$$I = \frac{1}{d^2} \quad (1.1)$$

donde I es la intensidad (cantidad) de la radiación y d es la distancia entre la fuente de radiación y la superficie o punto de interés.

• Liberan pequeñas cantidades de calor al atravesar un material.

1.2. Clasificación de los rayos X

La energía del fotón de rayo X está relacionada a su frecuencia y determinada por la ecuación de Planck:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (1.2)$$

siendo E la energía medida en Julios (J), h la constante de Planck ($6,62 \times 10^{-34} Js$), y ν es la frecuencia del fotón (Hz).

La frecuencia del fotón (ν) también puede obtenerse a partir de la ecuación:

$$c = \lambda\nu \quad (1.3)$$

siendo c es la velocidad de la luz ($3,0 \times 10^8 \frac{m}{s}$) y λ la longitud de onda del fotón (m).

La unidad utilizada para medir la energía del fotón de rayos X es el electron-voltio (eV) cuya relación de equivalencia a Joule es:

$$1eV = 1,602 \times 10^{-19} \text{ Joules} \quad (1.4)$$

La energía de estos fotones es demasiado pequeña, por tal motivo es conveniente trabajar con eV para simplificar la notación al expresar tal energía. Los rayos X se clasifican de acuerdo a la energía del fotón, en dos tipos: los rayos X blandos y duros.

1.2.1. Rayos X blandos

Estos rayos X se definen por tener fotones con energía por debajo de 10 keV . Tienen menos energía que los rayos X duros, por lo tanto tienen mayor longitud de onda (1 nm), sin embargo, al llevar menos energía son absorbidos fácilmente en el aire y otros medios como el agua o la piel de un paciente. Esto último los hace inútiles para aplicaciones médicas.

1.2.2. Rayos X duros

Los rayos X duros tienen fotones con energía superior a 10 keV hasta 100 keV . Tienen una longitud de onda más corta que los rayos X blandos (menor que 0.2 nm). Por su capacidad de penetración, los rayos X duros se emplean para la toma de imágenes de los huesos y órganos internos.

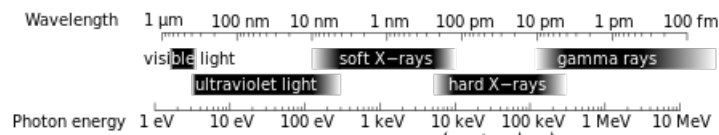


Figura 1.2: Energía de rayos X duros y blandos [3].

1.3. El equipo de rayos X

1.3.1. Introducción

La parte principal de un aparato de rayos X es el tubo de rayos X. La producción de rayos X ocurre en su interior. El haz de rayos X se genera mediante la desaceleración repentina de los electrones producidos en el filamento después de hacerlos colisionar e interactuar con el ánodo. En este proceso de desaceleración más del 99 % de la energía de los electrones se convierte en calor y menos del 1 % de la energía se convierte en la producción de rayos X. A partir de las interacciones se producen simultáneamente dos tipos de rayos X: la radiación de frenado y la radiación característica. El espectro del haz de rayos X descrito por estas interacciones es heterogéneo (de varias energías).

La cantidad (exposición) y la calidad (energía) de los rayos X producidos se puede controlar mediante el ajuste de las magnitudes eléctricas (kV , mA) y el miliamperaje por segundo, mAs , aplicado al tubo.

En esta sección se describirán los componentes básicos de un equipo de rayos X y los procesos de producción. La mayoría de los sistemas de rayos X tiene 3 componentes principales: el tubo de rayos X, el generador de alto voltaje y la consola de operación.



Figura 1.3: Sala de radiología convencional, 1 y 2 cabinas, 3 mesa de examen y 5 sala de control[8].

1.3.2. Generador

El generador es el equipo eléctrico encargado de proporcionarle corriente eléctrica a un alto voltaje al tubo de rayos X. El tubo de rayos X necesita energía eléctrica por dos razones:

- Para calentar los electrones en el filamento del cátodo.
- Para acelerar a los electrones del cátodo al ánodo.

El generador para equipos de rayos X en radiología usa voltajes muy altos de 440 V. Contiene tres partes principales: el transformador de alto voltaje, el transformador de filamento y rectificadores.

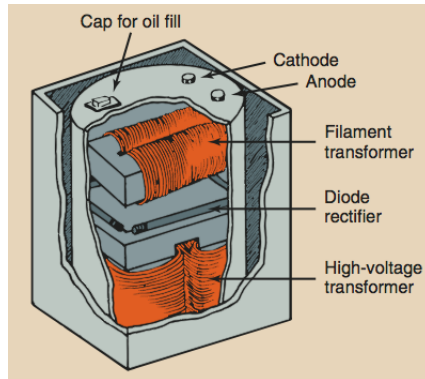


Figura 1.4: El generador de rayos X y sus componentes[4].

1.3.3. Transformador de alto voltaje

Un transformador de alto voltaje proporciona el voltaje necesario (de 20 a 150 kV) para un generador de rayos X de diagnóstico. Modifica la magnitud del voltaje de entrada a voltajes altos o bajos en el circuito utilizando el principio de la inducción electromagnética. Consiste en dos circuitos distintos aislados eléctricamente: primario y secundario, envueltos alrededor de un núcleo de hierro común.

La entrada de corriente alterna (CA) produce un campo magnético oscilante en el circuito primario del transformador, el cual se amplifica por cada espiral del circuito. El campo magnético oscilante no es afectado por el aislamiento eléctrico y penetra el núcleo de hierro. Una vez contenido dentro del núcleo, induce un voltaje en el circuito secundario, cuya magnitud se amplifica por el número de espirales del circuito. La tensión inducida en el segundo circuito es proporcional a la tensión en el circuito primario y a la relación entre el número de espiras de los dos circuitos, como se indica por la Ley del transformador:

$$\frac{V_p}{V_s} = \frac{N_p}{N_s} \quad (1.5)$$

donde N_p es el número de espirales en las conexiones primarias, N_s el número de espirales en las conexiones secundarias, V_p es la amplitud del voltaje de entrada del lado primario del transformador y V_s es la amplitud del voltaje de salida en el lado secundario.

La forma de la onda de voltaje a ambos lados del transformador de alto voltaje es igual

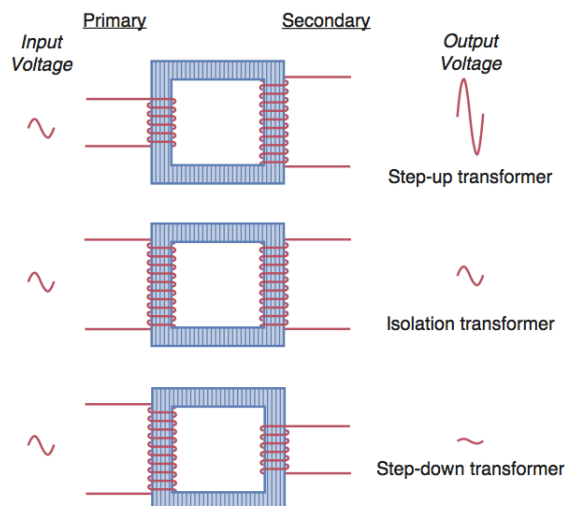


Figura 1.5: Transformador de elevador, reductor o sin cambios en el voltaje de entrada dependiendo de la relación entre el número de espirales de cada bobina, de acuerdo a ley de Transformadores [16].

y la única diferencia entre ellas es su amplitud. La razón entre el número de espirales de un transformador de alto voltaje esta normalmente a 500:1 [6].

1.3.4. Rectificación de voltaje

La corriente eléctrica de una fuente CA fluye alternativamente en ambas direcciones. En la producción de rayos X se requiere alimentar al tubo de rayos X con la corriente continua (CC) en lugar de corriente alterna, es decir, el flujo de electrones debe ser en una dirección y constante.

Un rectificador es el dispositivo electrónico que permite que la corriente fluya en una sola dirección. Por lo tanto, transforman el voltaje CA a un voltaje CC, a este proceso se le conoce como Rectificación. Para la producción de rayos X el ánodo debe estar continuamente en un voltaje positivo respecto al cátodo de esta manera la rectificación asegura que los electrones fluyan solamente del cátodo al ánodo.

La rectificación es lograda por medio de los diodos. Un diodo rectificador es un dispositivo electrónico que contiene dos electrodos elaborados con material semiconductor de estado sólido como el silicio [4].

En los hospitales y clínicas, para producir pulsos de rayos X más eficientes y con ello incrementar la calidad del haz (menor producción de fotones de rayos X de baja energía), requieren de un generador de fase triple para obtener tres formas de onda de voltaje continuo, una tras otra, de esta manera el voltaje que pasa a través del tubo de rayos X es casi constante durante el tiempo de exposición [9].

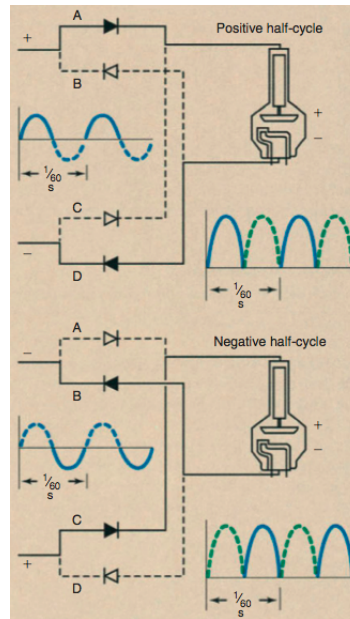


Figura 1.6: Un rectificador de onda completa, los diodos A y B conducen el semiciclo positivo y los diodos C y D el semiciclo negativo. El voltaje es siempre positivo [4].

1.3.5. Transformador de filamento

Reduce el voltaje suministrado al filamento hasta aproximadamente 12 V y proporciona la corriente para calentar el filamento para producir electrones, transformando la intensidad de la corriente que pasa por el filamento de 5 a 8 A.

Las espirales primarias del transformador del filamento están hechas de cobre fino, conducen una corriente de 0.5 a 1 A y aproximadamente 150 V, mientras que las espirales secundarias son más gruesas, conducen una corriente de 5 a 8 A y aproximadamente 12 V.

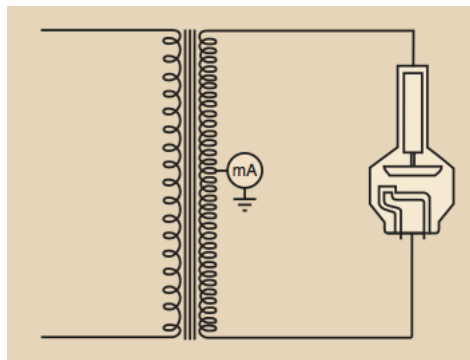


Figura 1.7: Transformador de filamento [4].

1.4. El tubo de rayos X

Un tubo de rayos X consiste de una envoltura de cristal pírex, cuyo interior se encuentran dos electrodos: el cátodo y el ánodo. En el tubo hay vacío para evitar la colisión de los electrones con las moléculas de gas y la pérdida de su energía cinética.

El tubo de rayos X está envuelto en una carcasa protectora forrada de plomo cuya función es proteger y aislar al tubo. También proporciona un blindaje para evitar la radiación de fuga y contiene aceite que sirve como aislante ante las descargas eléctricas y ayuda a enfriar al tubo. La cobertuta de plomo del tubo de rayos X tiene un área especial muy delgada llamada ventana, a través de esta sección los rayos X son emitidos.

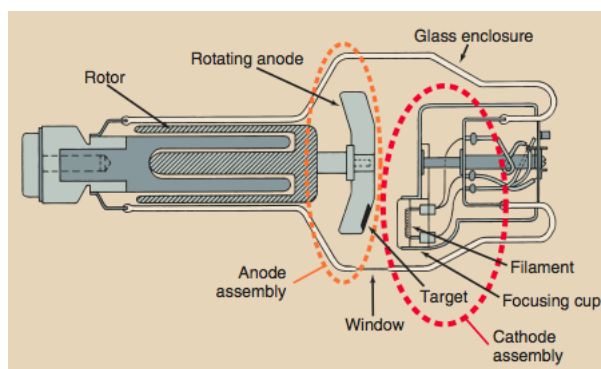


Figura 1.8: El tubo de rayos X y sus componentes[4].

1.4.1. Cátodo

El cátodo es el electrodo negativo del tubo de rayos X compuesto de un filamento y una copa focalizadora, su función es dirigir a los electrones hacia el ánodo. Los electrones son acelerados mediante la diferencia de potencial entre estos dos electrodos.

El filamento es la fuente de electrones, está hecho de un alambre en espiral de tungsteno conectado al circuito del filamento para proporcionarle un voltaje aproximadamente de 10 V y una corriente de hasta 7 A. Generalmente el filamento tiene un diámetro aproximado de 2 mm. El paso de la corriente eléctrica a través del filamento y su alta resistencia causa un aumento en su temperatura ($>2,200\text{ }^{\circ}\text{C}$), esto provoca una emisión de los electrones de las capas externas de los átomos del filamento, a tal proceso se le conoce como emisión termiónica. Por otro lado, el punto de fusión del tungsteno es a $3,410^{\circ}\text{C}$, por lo tanto es muy poco probable que se funda cuando es calentado.

Una carcasa metálica llamada copa focalizadora rodea al filamento y ayuda a confinar la nube electronica hacia el blanco. Actualmente los tubos de rayos X más modernos poseen 2 filamentos permitiendo escoger 2 tamaños de punto focal. Los puntos focales oscilan entre 0.1 y 0.5 mm y los puntos focales grandes entre 1 y 1.5 mm. Un punto focal pequeño se utiliza para imágenes de alta resolución.

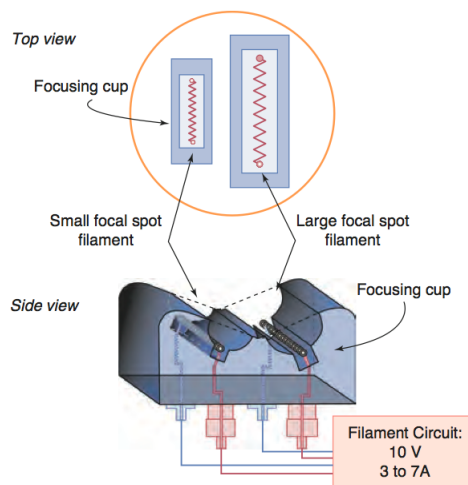


Figura 1.9: Estructura del cátodo, filamentos y la copa focalizadora [16].

1.4.2. Ánodo

El ánodo es el electrodo positivo en el tubo de rayos X está incrustado en una barra de cobre y contiene un objetivo de tungsteno. El blanco u objetivo es el área del ánodo donde colisionan los electrones procedentes del cátodo. El ánodo recibe los electrones emitidos por el filamento (cátodo), en el se producen los rayos X y además disipa el calor. El ánodo es enfriado por el aceite que rodea al tubo.

El tungsteno es el material más utilizado en el ánodo debido a las siguientes razones:

- Su número atómico muy elevado (74) resulta en una producción de rayos X de alta eficiencia.
- Su grado de conductividad térmica alta disipa el calor.
- Su punto de fusión alto (3400 °C) permite que soporte altas corrientes y no se derrita.

Existen de 2 tipos de ánodos: el estacionario y el rotatorio. En los ánodos estacionarios el objetivo de tungsteno es en forma de un disco circular de 1mm de grueso y 1 cm de diámetro incrustado en el ánodo de cobre. Se usan en sistemas de rayos x de imagen dental y algunos sistemas portátiles donde no se requieren altas corrientes y altos voltajes. En los ánodos rotatorios el disco que rota es el blanco. Se emplean en los tubos de rayos X para diagnostico porque son capaces de producir haces de rayos X de alta intensidad en un periodo de tiempo breve.

El tubo de rayos X con ánodo rotatorio utiliza un rotor que lo hace girar, mientras sobre él incide un haz de electrones, con ello se aumenta la superficie de impacto y evita el sobrecalentamiento [4].

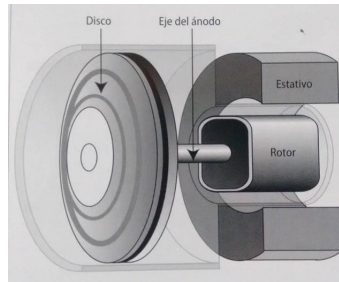


Figura 1.10: Elementos del ánodo giratorio.[8].

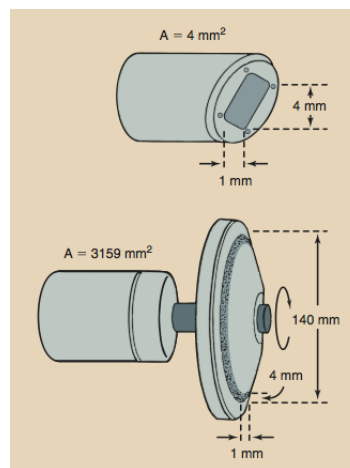


Figura 1.11: Los dos tipos de ánodo, A el estacionario donde el blanco se incrusta en el ánodo y B, un ánodo giratorio donde el blanco es el disco [4].

1.4.3. El punto focal

Un importante requerimiento en el diseño del ánodo es el tamaño del punto focal, definido como el área del blanco sobre el cual los electrones impactan y en el cual se producen los rayos X. El punto focal, debe ser lo más pequeño posible para producir imágenes radiográficas con mayor nitidez (mejor resolución espacial). Sin embargo, la desventaja es que los puntos focales más pequeños generan más calor por unidad de área en el blanco y por lo tanto, podrían dañar al tubo restringiendo la corriente y la exposición.

Los puntos focales de mayor tamaño son utilizados en los tubos de rayos X para terapia y en imágenes de radiografías de tejidos gruesos (grosor por encima de 12 cm) para aumentar la intensidad de los rayos X y favorecer un tiempo de exposición corto.

Hay dos tipos de puntos focales: El punto focal real y el efectivo. El punto focal real es el área en el ánodo golpeada por los electrones y está determinado por el tamaño del filamento. El punto focal efectivo es el área proyectada del haz de rayos X emitido desde la salida de la ventana sobre el paciente y en el receptor de imagen, cuya longitud siempre es menor que el punto focal real.

El punto focal efectivo viene dado por la siguiente expresión:

$$a = A \sin \Theta \quad (1.6)$$

siendo a el punto focal efectivo, A es la longitud del punto focal real y Θ es el ángulo del ánodo.

Por lo tanto, cuando el ángulo del blanco se hace más pequeño, el tamaño del punto focal efectivo puede ser reducido a un tamaño deseado. En radiología diagnóstica se tienen ángulos del blanco muy pequeños entre 5 y 20 grados para producir tamaños de puntos focales efectivos desde 0.1×0.1 mm hasta 2×2 mm [8].

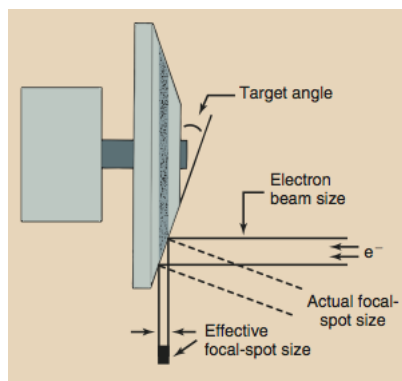


Figura 1.12: Los dos tipos de punto focal[4].

1.4.4. El efecto talón

Las interacciones de los electrones con los átomos del blanco a distintas profundidades producen una atenuación en los rayos X emitidos. En consecuencia, la intensidad del haz de rayos X útil no es uniforme. Esta atenuación es mayor para los rayos X emitidos del lado del ánodo por la absorción de los fotones de rayos X al atravesar un grosor mayor del material del blanco que los rayos x emitidos en la dirección del lado del cátodo. Esta variación a lo largo del haz de rayos X se conoce como el efecto talón.

El efecto talón puede ser minimizado mediante el uso de un filtro de compensación, de puntos focales mayores y reduciendo el tamaño del campo. En caso de no hacerlo, dado que la intensidad del haz de rayos X es mayor hacia el lado del cátodo, conviene orientar al cátodo del tubo de rayos X sobre las partes más gruesas del paciente, obteniéndose una exposición más uniforme de la radiación través del paciente y sobre el receptor de imagen.

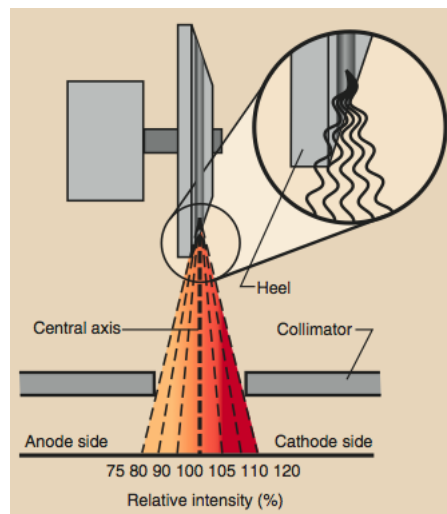


Figura 1.13: Intensidad del haz de rayos X por el efecto talón [4].

1.4.5. Colimadores

El colimador es el dispositivo usado para definir el tamaño y la forma del haz de rayos X. El colimador rectangular de apertura variable es el tipo de colimador mas usado en los diferentes equipos de rayos X. Tiene la forma de una caja y consiste de:

- Dos conjuntos de láminas de plomo ajustables montados dentro del dispositivo a diferentes niveles.

- Una fuente de luz para iluminar el campo del haz de rayos X que permite centrarlo sobre el área de interés clínico.

- Un espejo para desviar el haz de luz hacia el paciente para ser radiografiado.

El primer conjunto de láminas o compuertas (shutters), las láminas superiores, son montadas lo más cerca posible de la ventana del tubo para reducir la cantidad de radiación fuera del foco. (los rayos X emitidos de otras partes del tubo que no provienen del punto focal) procedente del haz primario y saliendo en varios ángulos desde la ventana del tubo de rayos X. El segundo conjunto de laminas del colimador, las laminas inferiores son montadas por debajo del nivel la fuente de luz y el espejo cuya función es confinar mas el haz de rayos X para el área de interés clínico. Este conjunto de láminas consiste de dos pares de platos de plomo orientados en ángulos rectos entre si. Cada uno de ellos puede ser ajustado independientemente para formar los cuatros lados de un rectángulo y formar una variedad de campos rectangulares en las dimensiones requeridas. El colimador también reduce la radiación dispersa en el tejido.

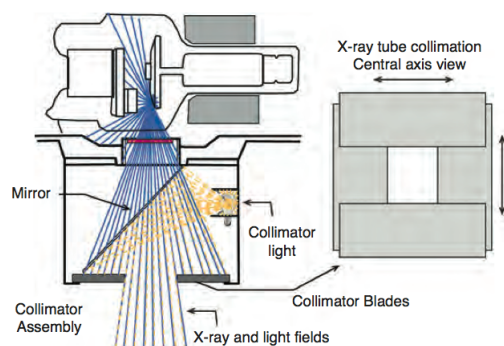


Figura 1.14: El colimador del tubo de rayos X, las laminas de plomo del colimador definen el campo del haz [16].

1.5. La consola o unidad de control

Es el aparato que le permite al técnico radiólogo controlar la corriente (mA) y el voltaje (kV) del tubo de rayos X, así como también el tiempo de exposición (mAs), de manera que el haz de rayos X sea de la calidad y cantidad adecuada. La consola de control proporciona indicadores de kV , mA y mAs , incluso contiene controles para diferentes partes del cuerpo que automáticamente ajustan los valores anteriores, en algunos modelos pueden existir mandos para dirigir los movimientos de la mesa del paciente, del tubo y para retirar el chasis. Todos los circuitos eléctricos que conectan los indicadores y los controles en la consola están a bajo voltaje para reducir la probabilidad de una descarga eléctrica.



Figura 1.15: La consola de un equipo de rayos X.

1.6. Producción física de rayos X

1.6.1. Introducción

Los rayos X en diagnóstico son producidos cuando los electrones con energías de 20 a 150 keV interactúan con el ánodo, transformando su energía cinética en calor y radiación electromagnética en forma de rayos X. Los electrones solo penetran 10 micrómetros del ánodo antes de perder su energía debido a la ionización, cuando un electrón de la capa externa es expulsado, por excitación, en el cual los electrones son elevados a niveles energéticos mayores (a un orbital más externo) y radiación, aquí la energía perdida es convertida en un fotón.

La eficiencia en la producción de rayos X es independiente de la corriente del tubo y aumenta con el incremento del kilovoltaje. Es aproximadamente el 1% para materiales con un número atómico alto a 100 kV .

Hay dos procesos diferentes por los cuales se producen los rayos X, uno de ellos da lugar a los rayos X característicos y el otro a los rayos X de frenado (bremsstrahlung).

1.6.2. Radiación de frenado

Este proceso se produce cuando un electrón pasa cerca del núcleo de un átomo de tungsteno. El electrón es atraído por el campo eléctrico, al modificar su trayectoria pierde energía cinética. Esta pérdida en su energía cinética es emitida en forma de un fotón de rayos X. La radiación producida en este proceso se denomina Radiación “*Bremsstrahlung*” o de frenado.

La energía de los rayos X de frenado depende de la energía del electrón y la energía de éste del kV aplicado. Por esta razón, de acuerdo al nivel de energía cinética perdida por el electrón, desde cero hasta el máximo correspondiente al kV usado, los rayos X de frenado producidos poseen distintos valores de energía comprendidos en ese rango. Estos fotones constituyen el espectro continuo de los rayos X.

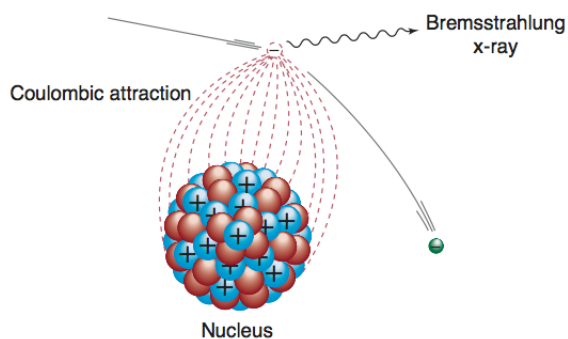


Figura 1.16: Radiación de frenado [16].

1.6.3. Radiación Característica

Este proceso surge cuando los electrones incidentes interactúan con los electrones de las capas internas del átomo del blanco. La interacción resulta en la expulsión de un electrón de una capa interna del átomo de tungsteno creando un hueco electrónico temporal en dicha capa. El exceso de carga positiva en el átomo lo convierte en un ion positivo y para regresar a su estado normal, el átomo ionizado libera el exceso de energía en una de dos maneras. La primera, es con la liberación de un electrón Auger, al no ser de importancia clínica no se explica. La segunda, ocurre cuando el vacío electrónico es ocupado por un electrón proveniente de una capa más externa. Sin embargo, el electrón de la capa externa posee más energía que el electrón de la capa interna y su exceso de energía se libera en forma de un rayo X característico. La energía del rayo X característico es equivalente a la diferencia entre las energías de enlace de las capas afectadas y tiene un valor determinado para cada elemento. Estos fotones constituyen el espectro discreto o discontinuo de los rayos X.

La radiación característica se produce si la energía de los electrones incidentes es mayor a la energía de enlace de una capa interna.

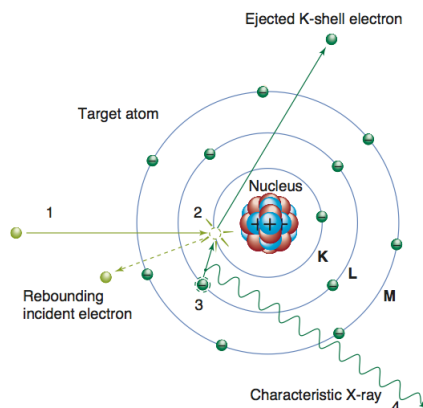


Figura 1.17: Radiación característica producida por la ionización de un electrón en la capa K[16].

1.6.4. El espectro de los rayos X

El espectro propio de los rayos X es la combinación (suma) de los espectros producidos por la radiación de frenado y la radiación característica. Es de utilidad para interpretar como es afectada la calidad de una imagen por las variaciones en el voltaje , miliamperaje y filtraciones añadidas.

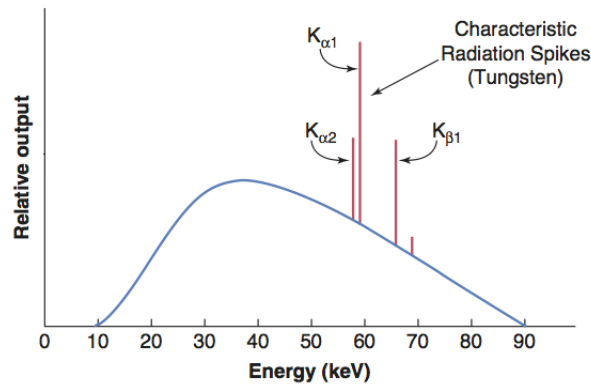


Figura 1.18: El espectro general de los rayos X [16].

1.6.5. Espectro de rayos X Característicos

Es una gráfica con frecuencias bien definidas de la emisión de los rayos X característicos en función de su energía, correspondiente a la diferencia entre los niveles de energía de los átomos del objetivo.

Para un blanco de Tungsteno, el espectro contiene 15 energías de rayos X diferentes, de los cuales 5 líneas verticales representan los rayos XK , 4 líneas verticales representan los rayos XL y las demás líneas restantes representan emisiones características de baja energía de capas electrónicas externas. Solo los rayos XK (de energías altas) son útiles para el diagnóstico radiológico y se tiende a representarlos como una sola línea vertical a 69 keV, esto contribuye menos del 10% de todo el espectro a 100 keV, tal como se ilustra en la siguiente figura:

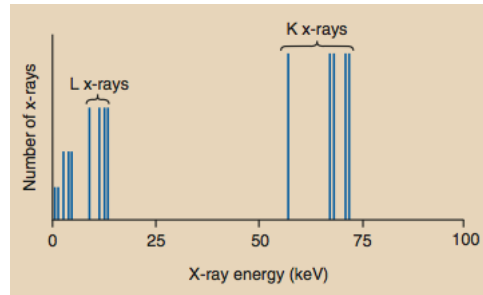


Figura 1.19: El espectro de los rayos X característicos para el Tungsteno[4].

1.6.6. Espectro de rayos X de frenado

Los rayos X de frenado tienen un rango de energía comprendida entre cero hasta nkV , donde nkV es el voltaje aplicado al tubo y corresponde a la energía máxima de los rayos X de frenado. Un espectro típico se muestra en la siguiente figura:

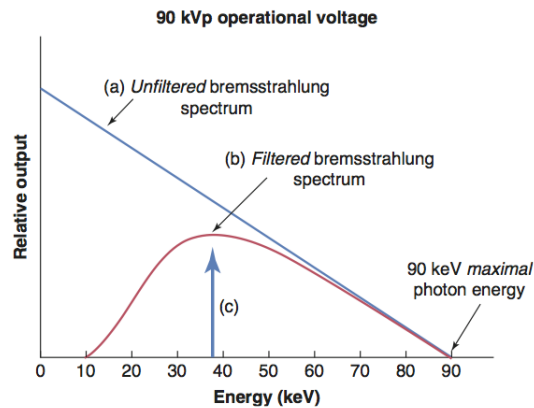


Figura 1.20: El espectro de rayos X de frenado para un potencial de 90 kV, (a) sin filtración presenta una mayor cantidad de fotones de bajas energías, (b) filtrado presenta una mayor atenuación en los fotones de bajas energías y (c) muestra el promedio de la energía aproximadamente entre un $1/3$ a $1/2$ de la energía máxima [16].

1.6.7. Factores que afectan al espectro de emisión de rayos X

Aunque la forma general del espectro de rayos X es la misma, su posición relativa en el eje de energías puede cambiar. Si se encontrase más hacia la derecha de éste, la calidad (energía) del haz de rayos X será mayor.

Los factores que influyen en la posición y tamaño del espectro de emisión de rayos X se muestran en la siguiente tabla:

Factor	Efecto
Corriente del tubo (mA)	Amplitud del espectro
Tensión del tubo (kV)	Amplitud y posición del espectro
Material del blanco (Z)	Amplitud y posición del espectro de línea
Filtración añadida	Amplitud a baja energía

Tabla 1.1: Factores que influyen en el espectro de emisión de rayos X

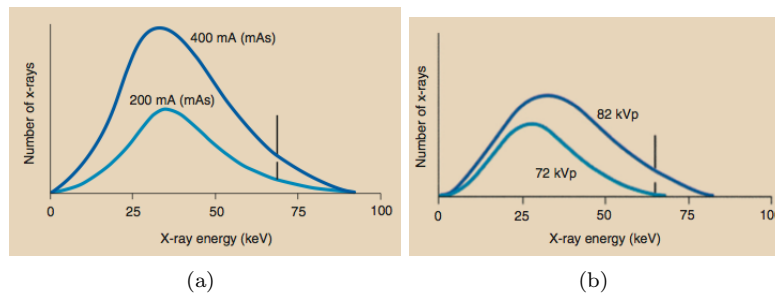


Figura 1.21: Factores que afectan a el espectro de rayos X , a) un aumento en el mA produce un aumento proporcional en la amplitud y b) un aumento en el kV también produce el mismo efecto pero es mayor la amplitud hacia energías altas (hacia la derecha)[4].

La filtración añadida se refiere a láminas de metal (aluminio, cobre o estaño) colocadas externamente al tubo, en la ventana, de aproximadamente unos 3 mm de Al. La filtración añadida endurece al haz al dejar pasar los fotones de alta energía y absorbiendo los de baja energía de su espectro, disminuyendo la intensidad del haz de rayos X e incrementando su energía promedio, el haz transmitido se dice que ha sido endurecido.

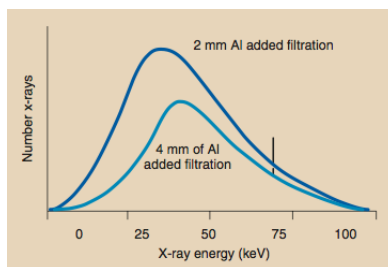


Figura 1.22: El espectro de rayos X con la filtración añadida, se reduce la intensidad pero la energía promedio incrementa[4].

El máximo del espectro del haz de rayos X expresada en keV, es aproximadamente

igual a $1/3$ del kV usado.

1.7. Interacción de los rayos X con la materia

1.7.1. Introducción

Cuando se realiza una radiografía, los rayos X penetran el cuerpo humano e interactúan con la materia de las estructuras anatómicas en diferentes procesos según la energía portada por los fotones incidentes y cuya interacción es de carácter probabilístico (estocástico). Como consecuencia de estas interacciones, los rayos X son atenuados describiendo una variación exponencial decreciente.

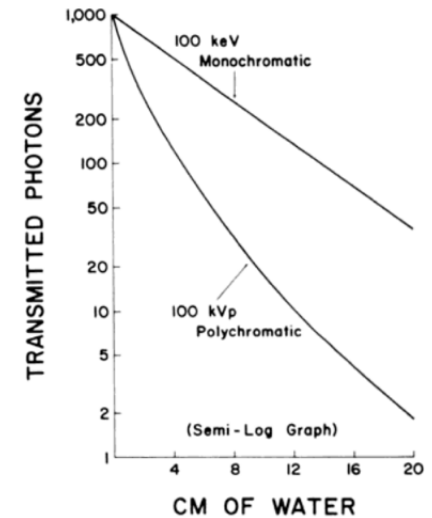


Figura 1.23: Comparación de la atenuación de los rayos X para un haz monocromático y uno policromático[6].

Los 5 tipos de interacciones físicas clasificadas de acuerdo a la energía del fotón de rayo X incidente son: · La dispersión Rayleigh · El efecto fotoeléctrico · El efecto Compton · La producción de pares · La desintegración fotonica. Las Interacciones más relevantes de los rayos X para la radiología diagnostica basándose en el rango energético son la dispersión Rayleigh, el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico.

1.7.2. La dispersión Rayleigh o coherente

Es un tipo de interacción que involucra solo un cambio en la dirección de la radiación (dispersión). Este proceso tiene lugar cuando un fotón incidente de baja energía (particularmente menor que 10 keV) cruza cerca de un electrón de la capa externa de un átomo (cuya energía de enlace es muy débil) y lo pone a oscilar a la misma frecuencia, enseguida el fotón incidente deja de existir. En consecuencia, la oscilación del electrón, al ser una partícula cargada, irradia energía en forma de onda electromagnética (representado como un fotón dispersado) cuando éste regresa a su estado de equilibrio. Este fotón dispersado tiene la misma longitud de onda y frecuencia (energía) del fotón incidente y es emitido en una dirección diferente a la trayectoria del fotón incidente, generalmente es dirigido hacia adelante y es menor a 20 grados con respecto a la dirección inicial del fotón incidente. Por su dirección aleatoria, los fotones dispersados contribuyen al velado o ruido de la película.

En este tipo de interacción no hay pérdida o ganancia de energía, no se deposita energía en el paciente, es decir, dosis y tampoco ioniza al átomo, es puramente dispersión. La dispersión coherente es más probable en materiales con un número atómico alto y con fotones de baja energía. El porcentaje que representa este tipo de interacción a 70 keV es menor que el 5%. Al ser muy bajo en energía no es de crítica importancia para la radiología diagnóstica.

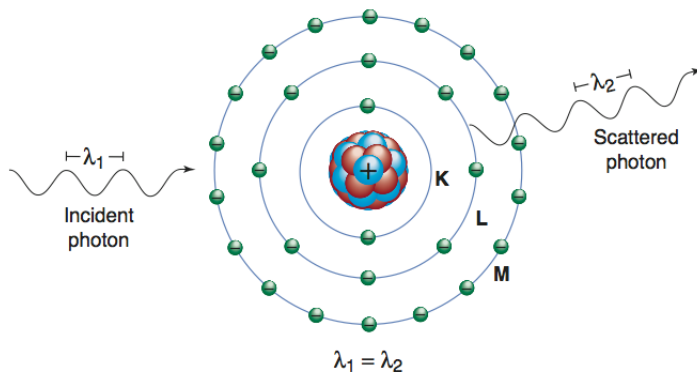


Figura 1.24: La dispersión coherente[16].

1.7.3. El efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es de gran importancia en el diagnóstico por imagen porque es el principal contribuyente a la formación correcta de la imagen. Es un tipo de interacción que deriva en la absorción total de los rayos X por la materia y prevalece en el rango de energías de la radiología diagnóstica de 23 a 150 keV. Ocurre cuando un fotón incidente colisiona con un electrón de las capas más internas (usualmente K o L). El fotón incidente desaparece cediendo toda su energía al electrón y lo expulsa de su orbital. Para expulsarlo, la energía del fotón incidente debe ser ligeramente mayor o igual que la energía de unión del electrón en su orbital. El electrón expulsado es conocido como fotoelectrón. La energía cinética del fotoelectrón expulsado (E_e) es igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente (E_i) y la energía de enlace del electrón (E_B) esto es:

$$E_e = E_i - E_p = h\nu - E_B \quad (1.7)$$

El fotoelectrón puede interactuar con otros átomos y causar una excitación o ionización hasta que su energía cinética se disipe. Esta energía perdida del fotoelectrón por la ionización entre átomos es depositada en el tejido humano y contribuye a la dosis del paciente.

Como resultado de la eyección de un electrón del átomo, éste es ionizado; un ion atómico positivo es formado y una vacante es creada en la capa interna del átomo, dejándolo en un estado inestable. Para estabilizarlo, un electrón precedente de la capa más externa cae o salta a este lugar vacante en la orbital y como consecuencia de esta transición pierde energía al pasar de un estado atómico débilmente unido a un estado más fuertemente unido, liberando esta energía por medio de la emisión de un rayo X característico cuya energía es igual a la diferencia de las energías de unión asociadas a las capas de cada electrón.

La probabilidad de absorción del efecto fotoeléctrico se incrementa si el número atómico del material absorbente es muy grande, siendo proporcional a Z^3 . Este fenómeno también es directamente proporcional a la densidad del medio. Disminuye a medida que la energía del fotón incidente incrementa, esto es, inversamente proporcional a $\frac{1}{E^3}$.

El efecto fotoeléctrico es de fundamental importancia en la radiografía de diagnóstico porque produce el contraste entre tejidos en las imágenes médicas a través del efecto de absorción diferencial. Es exclusivamente este efecto el que permite obtener imágenes en negativo del cuerpo humano.

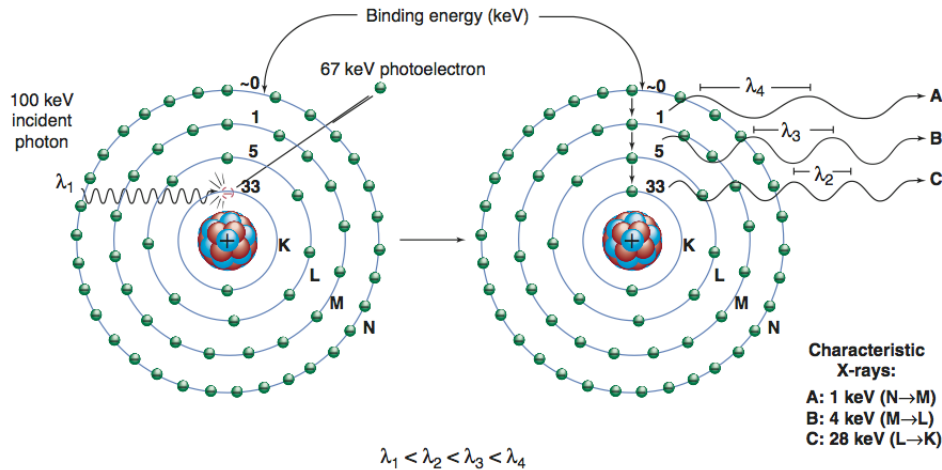


Figura 1.25: El efecto fotoeléctrico, la vacante creada en la capa K da como resultado un reordenamiento electrónico, que a su vez resulta en la emisión de rayos X característicos [16].

1.7.4. El efecto Compton

El efecto Compton predomina en el rango de energías de diagnóstico por encima de los 25 keV y continua más allá de este rango hasta aproximadamente 30 MeV. En este proceso un fotón de rayo X incidente colisiona con un electrón libre del orbital exterior (su energía de enlace es despreciable en comparación a la del fotón incidente) transfiriéndole parte de su energía, la suficiente para expulsarlo del átomo (a un ángulo Θ) e ionizando a este último.

Como resultado de la interacción del efecto Compton, el fotón es dispersado (a un ángulo ϕ) y viajará en una nueva dirección con una energía menor al fotón incidente. El fotón dispersado puede participar en interacciones adicionales con el tejido o en su defecto

alcanzar el receptor de imagen y degradar la calidad de la imagen. La energía del fotón incidente (E_i) es igual a la suma de la energía del fotón dispersado (E_s) y la energía cinética del electrón expulsado (E_e), matemáticamente se representa como:

$$E_i = E_s + E_e \quad (1.8)$$

Aplicando las leyes de la conservación de la energía y el momento, la energía de fotón dispersado puede ser calculado de la siguiente forma:

$$E_s = \frac{E_i}{1 + \frac{E_i}{511\text{keV}}(1 - \cos \phi)} \quad (1.9)$$

donde ϕ es el ángulo del fotón dispersado y $0,511\text{MeV}(m_0c^2)$, la energía de la masa en reposo del electrón.

La energía máxima transferida al electrón ocurre cuando el fotón es dispersado a 180° de la dirección del fotón incidente (retrodispersado) mientras que a una desviación de 0° no se transfiere energía. La probabilidad del efecto Compton no depende del número atómico del átomo del blanco, más bien es directamente proporcional a la densidad atómica del medio e inversamente proporcional a la energía del fotón ($1/E$).

Toda la radiación dispersa hallada en las radiografías proviene del efecto Compton. Los fotones dispersados a ángulos estrechos alcanzan la película radiográfica y contribuyen al ruido, disminuyendo la calidad en la imagen. Estos no pueden ser eliminados por medio de filtros porque son muy energéticos y tampoco por rejillas debido a su ángulo de desviación demasiado pequeño.

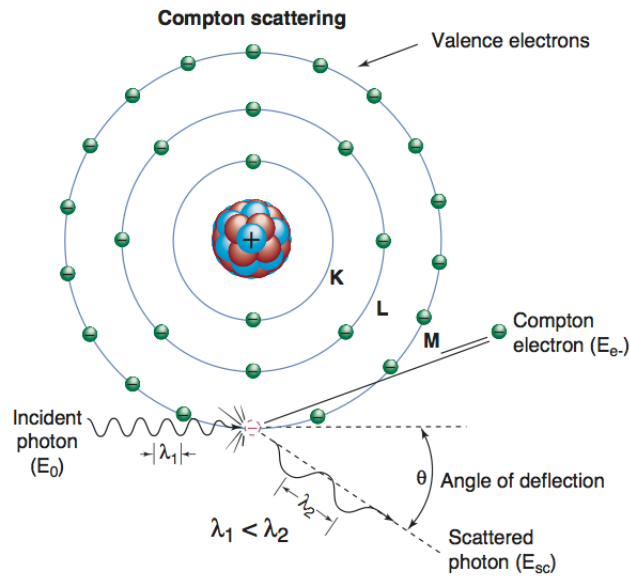


Figura 1.26: El efecto Compton[16].

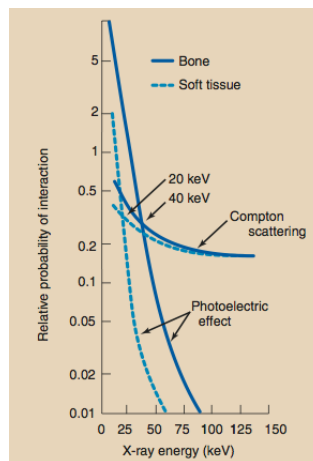


Figura 1.27: Las probabilidades del efecto fotoeléctrico y el efecto Compton en el hueso y tejido suave. [4].

Capítulo 2

Calidad del haz de rayos X

En este capítulo se describen los términos calidad y cantidad, los cuales se utilizan para caracterizar al haz de rayos X. La penetrabilidad de un haz de rayos X describe su calidad y el parámetro utilizado con frecuencia para medirlo es el HVL (capa reductora), mientras que la cantidad se refiere al número de fotones contenidos en el haz. Por otro lado, la calidad y la cantidad del haz de rayos X son afectados por ciertos factores como: el voltaje, exposición, la filtración y distancia.

2.1. Cantidad de rayos X

La intensidad del haz de rayos X se refiere a la cantidad o el número de rayos X producidos. Se mide en roentgen (R o mGya) o miliroentgens (mR). El Roetgen (mGya) es una medida del número de pares de iones producidos en el aire por una cantidad de rayos X.

Los factores que afectan la cantidad de los rayos x son los mencionados en la siguiente tabla:

Factor (incremento)	Efecto en la cantidad
mAs	Aumenta proporcionalmente
kV	Aumenta según $(\frac{kV_1}{kV_2})^2$
SID	Disminuye según $(\frac{d_1}{d_2})^2$
Filtración (inherente y añadida)	Disminuye

Tabla 2.1: Factores que influyen en la cantidad del haz de rayos X.

La filtración inherente se produce por el grosor de la ventana del tubo del rayos X (equivale a 1- 2 mm de Al), filtra el haz emergente aunque su efecto es pequeño.

2.2. Calidad de rayos X

La calidad de rayos X es el poder de penetración de un haz de rayos X en relación a la energía de los fotones de rayos X y su potencial para atravesar un tejido. El haz de rayos X en radiodiagnóstico es policromático o heterogéneo y consiste de un rango de energías de los fotones.

La calidad de los rayos X se caracteriza por el *HVL* (half-value layer o filtro hemirreductor). El *HVL* es el grosor del material absorbente necesario para atenuar la intensidad del haz de rayos X a la mitad de su valor original. Para el diagnóstico, un haz de rayos X comprende un HVL entre 3 y 5 mm de Al [4].

La HVL de un haz está relacionado con el coeficiente lineal de atenuación (μ) mediante la siguiente ecuación:

$$HVL = \frac{0,693}{\mu} \tag{2.1}$$

Los factores que afectan la calidad de los rayos x se describen en la siguiente tabla:

Factor (incremento)	Efecto en la calidad
kV	Aumento
Filtracion (inherente y añadida)	Aumento

Tabla 2.2: Factores que influyen en la calidad del haz de rayos X.

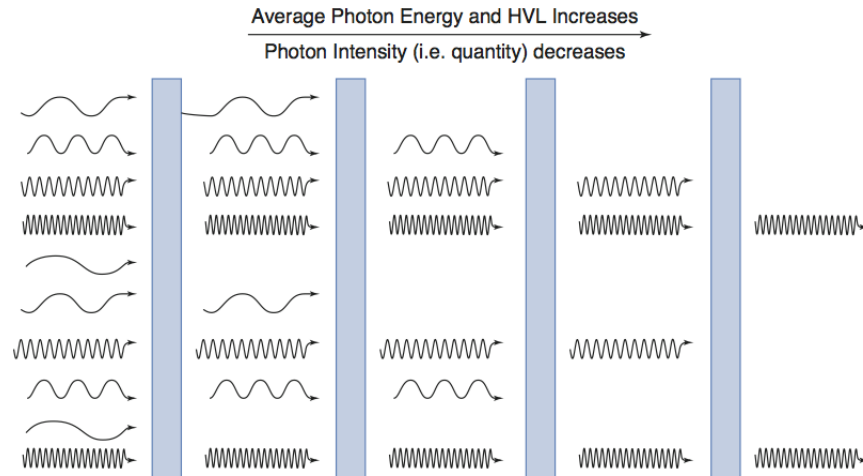


Figura 2.1: El haz de rayos X endurecido. [16].

Capítulo 3

Calidad de la imagen

En este capítulo se abarca los conceptos de contraste, resolución espacial y ruido, los cuales son los principales componentes para describir la calidad en una imagen radiográfica y los parámetros utilizados para medirlos. Una imagen es básicamente, una matrix (filas y columnas) con diferentes valores numéricos de la intensidad o brillo asociado a cada una de sus entradas o casilla. A una casilla de esta matrix se le conoce como pixel. Una imagen radiográfica contiene un gran número de pixeles con diferentes tonalidades del color gris cubriendo una escala desde el 0, el valor mínimo que representa al color negro, hasta 255, el valor máximo relacionado al blanco.

En la radiología, la utilidad atribuida a las radiografías es el diagnóstico preciso a través de la obtención de imágenes con buena calidad bajo el entendimiento de las características que comprenden la calidad en la imagen para la detección de patologías y el reconocimiento de cualquier anomalía causada por el propio sistema de imágenes.



Figura 3.1: Las diferentes tonalidades en valores de grises [4].

3.1. Contraste

El contraste de la imagen en una radiografía es la diferencia en la escala de grises entre las regiones adyacentes (tejidos) en la imagen. Es el resultado de la diferencia en la atenuación del haz de rayos X al pasar a través del paciente. Depende de la densidad, del número atómico del material y de la energía del fotón por lo tanto, el kV es factor principal para ajustar el contraste en una radiografía.

Los fotones con baja energía dan como resultado un alto contraste por el efecto fotoeléctrico, sin embargo, un kV muy bajo raramente es utilizado en radiología porque limita la penetración en el paciente y expone al paciente a una mayor dosis. Por otro lado, un kV alto conlleva fotones de alta energía y más penetración, sin embargo, da lugar al efecto Compton y como consecuencia se reduce el contraste en la imagen.

En una radiografía el contraste asocia diferencias en los valores del pixel de la imagen. El contraste de una imagen está caracterizado por las mediciones del CNR (coeficiente de contraste) y el SNR (coeficiente de señal-ruido) que serán explicados más adelante.

3.1.1. Escala de contraste

El rango de densidades ópticas vistas en una radiografía desde las partes mas blanca a la mas negra es denominado la escala de contraste. La apariencia de una radiografía puede ser descrita por el contraste de escalas cortas y el contraste de escalas alta.

Un rango de kV bajo resulta en una radiografía con una escala corta de contraste, es decir, con un alto contraste donde se muestran áreas en blanco y negro, en lugar de una escala de grises, que pueden distinguirse fácilmente.

Un rango de kV alto resulta en una radiografía con una escala larga de contraste, es decir, con un bajo contraste donde se exhiben áreas en diferentes tonos de gris que no son

fácilmente distinguibles.

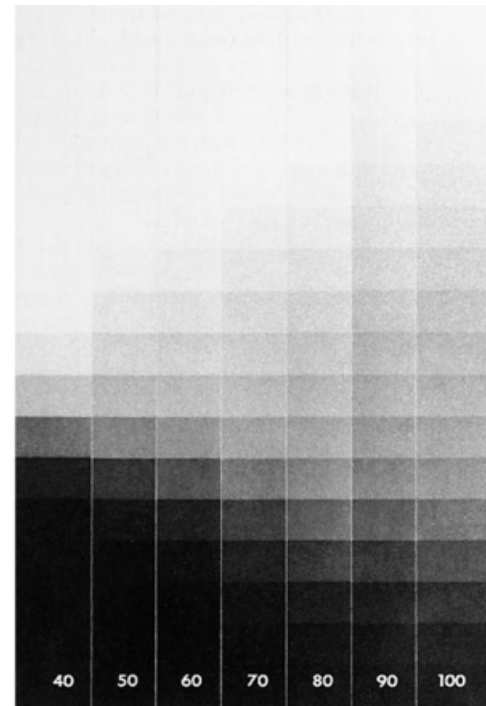


Figura 3.2: Escalas de contraste en función del kV, una escala larga o bajo contraste a 100 kV y escala corta o alto contraste a 40 kV [9].

Los factores que influyen en el contraste de una radiografía se muestran en la siguiente tabla:

Factor (incremento)	Efecto en el contraste
kV	Disminuye
mAs	Aumenta
Colimacion del haz	Aumenta
Relacion de rejilla	Aumenta

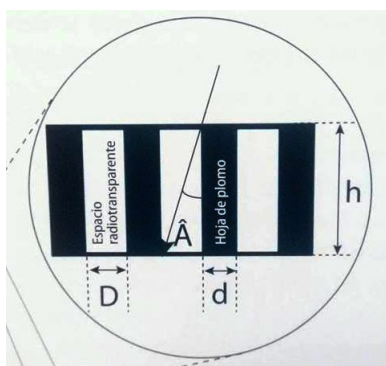
Tabla 3.1: Factores que afectan al contraste de una radiografía.

Para reducir la radiación dispersa, la cual contribuye al ruido en la señal y reduce el contraste en la imagen, una rejilla antidifusora es colocada entre el paciente y el receptor de imagen. La rejilla consiste de septas paralelas de plomo con aluminio como material intermedio entre las septas.

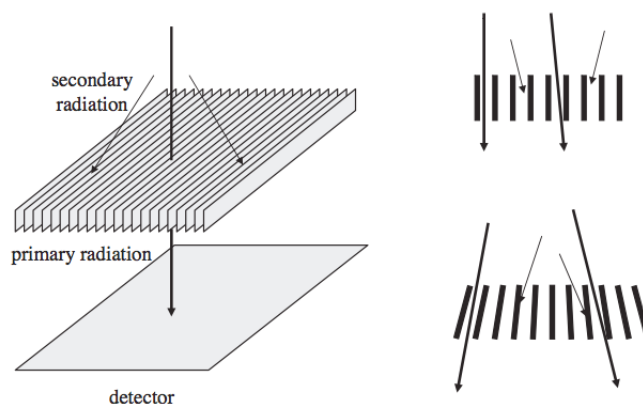
La rejilla está diseñada para transmitir únicamente los rayos X con dirección perpendicular a la fuente y el receptor de imagen mientras que los rayos X dispersos son absorbidos por el material de la rejilla, dependiendo de su ángulo de incidencia, el grosor y la separación de las septas de plomo. La relación de rejilla se define como su altura (h) dividida por el grosor del material intermedio (D), esto es :

$$\text{Relacion de rejilla} = \frac{h}{D} \quad (3.1)$$

Una rejilla característica tiene un ancho de unos 50um separados por un material intermedio de unos 350um de ancho [5].



(a)



(b)

Figura 3.3: Rejilla antidifusora, a) diseño y b) principio[8][7].

3.2. Resolución espacial

Las imágenes radiográficas a pesar de verse como imágenes en 2 dimensiones en realidad tienen 3 dimensiones: altura, anchura y escala de grises. La altura y la anchura son dimensiones espaciales con unidades en mm.

La resolución espacial se refiere a la habilidad de un sistema de imágenes para describir dos objetos adyacentes como separados y distinguibles uno del otro en dos dimensiones espaciales de la imagen. Un sistema de imágenes tiene una alta resolución espacial si puede resolver en la imagen los detalles de objetos muy pequeños, por ejemplo, una microcalcificación en la mama, un nódulo de calcificación en el pulmón o trabéculas óseas. La resolución espacial límite es el tamaño de objeto más pequeño que un sistema de imágenes puede resolver.

La resolución espacial puede ser cuantificada por un fantoma de barras de líneas paralelas. Consiste de pares de líneas de Pb o Al separadas por un material de menor atenuación de la misma anchura que la línea. Un fantoma de barras de 1 lp/mm corresponde a barras de Plomo de 0.5mm separadas por 0.5 mm del material de menor atenuación. Al número de pares de líneas por mm (lp/mm) se le denomina frecuencia espacial, su recíproca es el periodo espacial (mm) y es igual a la suma de la anchura de una línea más la anchura del material adyacente o simplemente la suma de la anchura de un par de líneas. La separación mínima resuelta por el sistema de imágenes se le conoce como resolución espacial límite.

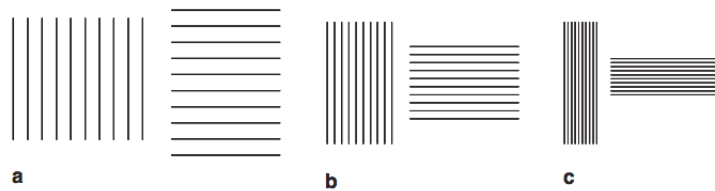


Figura 3.4: Distintos patrones de la resolución espacial, incrementando de a hasta c[5].

La resolución espacial de una imagen médica se describe por el valor de la frecuencia espacial y es de aproximadamente uno 3 lp/mm para los equipos de radiografía. La visualización de estructuras muy pequeñas corresponde a una frecuencia espacial alta.

3.3. Ruido

Todos los equipos electrónicos aportan cierta cantidad de ruido, y los equipos de rayos X no son la excepción. El ruido añade o resta cierto valor en la medición, tal que el valor medido difiere del valor real.

El ruido en una imagen radiográfica es la fluctuación aleatoria que limita la habilidad para visualizar estructuras anatómicas o patologías. El ruido puede deberse:

- A las variaciones aleatorias en la intensidad denominado moteado puesto que la imagen resultante se observa con apariencia granulada.
- A las variaciones aleatorias de los fotones incidentes sobre el detector de imagen denominado moteado cuántico, el principal factor contribuyente al ruido radiográfico.
- A la radiación dispersa.

El ruido moteado cuántico depende del número de fotones de rayos X que interactúan con el receptor para producir una imagen. Entonces incrementando el número de fotones por medio del mAs se reduce el ruido cuántico. El ruido cuántico puede ser descrito usando la Estadística de Poisson[15].

Para una exposición de rayos X uniforme, cada pixel de una imagen de rayos X posee un número promedio grabado denotado como N (fotones/pixel), no obstante, cada pixel tiene un número ligeramente diferente de fotones que difiere del valor principal N , y la imagen resultante tendrá una apariencia granulada.

La distribución del número de fotones en cada pixel de la imagen está descrita por la distribución de Poisson. En una distribución de Poisson, el promedio es igual a la variancia

(σ^2) y la desviación estándar es igual a la raíz cuadrada del valor medio, entonces el ruido por pixel será:

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (3.2)$$

donde σ es llamado la desviación estándar del ruido.

Por otro lado el ruido percibido en una imagen por una persona es el ruido relativo, definido como:

$$Ruido\ relativo = \frac{\sigma}{N} \quad (3.3)$$

De la ecuación 3.3 podemos observar que si N aumenta entonces el ruido relativo disminuye y también el ruido (σ) incrementa aunque ligeramente por la raíz cuadrada. La inversa del ruido relativo se le conoce como el SNR (coeficiente de señal ruido).

3.4. SNR

El coeficiente de señal ruido (SNR) es la relación de la señal que contiene la información en la imagen con el ruido de la misma, es decir, expresa el ruido en comparación con la intensidad de la señal. La señal representa la diferencia entre los rayos X transmitidos al receptor de la imagen y los absorbidos por el efecto fotoeléctrico. El SNR se puede expresar mediante la siguiente ecuación:

$$SNR = \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (3.4)$$

Entonces, si N se duplica, el SNR incrementa por un factor de $\sqrt{2}$. Esto resulta en una desventaja, pues si se desea duplicar el SNR, la dosis de radiación se incrementa por un factor de 4.

Factores que afectan el SNR son los siguientes:

- mAS (exposición) : El SNR aumenta proporcionalmente a la raíz cuadrada de los mAs, sin embargo, como ya se mencionó antes, la dosis también aumenta.
- kV : A valores altos de kV hay mayor penetración de los rayos X en el tejido y por lo tanto mayor será el SNR aunque el efecto no es lineal.
- El tamaño del paciente y la parte del cuerpo a irradiar: Hay una mayor atenuación de los rayos X al atravesar tejidos muy gruesos y con ello el SNR disminuye.
- La relación de rejillas: Cuanto mayor es la relación de rejilla se atenúa una mayor cantidad de rayos X dispersos por el efecto Compton (ruido) y por lo tanto se reduce el SNR [13].
- La eficiencia del detector [5].

3.5. CNR

Una medida muy importante y frecuentemente utilizado en los sistemas de imagen, relacionado al contraste, es el CNR (contrast-to-noise ratio o coeficiente de contraste entre tejidos) . El CNR corresponde a la diferencia entre la relación señal-ruido(SNR) de dos regiones de interés adyacentes y describe la habilidad para distinguir un área de interés con relación al fondo o en particular entre el tejido sano y el patológico. El CNR entre tejidos A y B se define como:

$$CNR = SNR_A - SNR_B \quad (3.5)$$

Los factores que afectan al CNR son:

- kV: A mayor kV, la energía de los rayos X incrementa por lo tanto, el efecto Compton predomina y en consecuencia el CNR es reducido considerablemente.

- El grosor de la parte del cuerpo a irradiar: Las secciones de mayor grosor contribuyen a incrementar el efecto Compton y a la disminución de los rayos X transmitidos al receptor como resultado el CNR se reduce.

- La relación de rejilla: A mayor relación de rejilla, el efecto Compton disminuye y con ello el contraste incrementa.

Aunque una imagen presente un SNR alto, si el CNR entre tejidos es bajo no resulta de gran utilidad para el diagnóstico. Para poder distinguirlos es necesario obtener un valor del CNR mayor a 3-5 de acuerdo a lo establecido por el criterio de Rose.

3.6. Densidades radiológicas

Una radiografía se caracteriza por presentar diferentes estructuras anatómicas de un paciente, las cuales son posibles de reconocer por las diferentes densidades asociadas a ellas, esto de acuerdo al grado de absorción de la radiación. La densidad se refiere a la concentración de átomos o moléculas entre los tejidos. Entonces, si hablamos de tejidos con densidades altas es porque poseen mayor cantidad de átomos o moléculas agrupadas en cierto espacio contrariamente a los tejidos con densidades menores, cuyos átomos o moléculas están menos concentrados y hay un mayor espacio entre ellos. Por lo tanto, la probabilidad de interacción de los rayos X al pasar sobre el paciente está ligado y es directamente proporcional a la densidad del tejido atravesado.

El cuerpo humano posee cuatro densidades radiológicas en base a los tipos de tejido

en el cuerpo, estos son los siguientes:

- El tejido duro (densidad hueso): En este tipo de estructura encontramos a los huesos y dientes. Por tener la mayor absorción de rayos X aparecen en la imagen como regiones blancas, debido a la escases de rayos X que alcanzan al detector. Para este tipo de tejido debe usarse un Kv alto y un mAs bajo así se logra un buen contraste.

- El tejido blando (densidad agua): Tiene una densidad aproximadamente igual a la del agua y atenúa a los rayos X en menor grado. El tejido blando incluye en general todos los órganos glandulares, musculos, y el tejido conectivo. Para obtener este tipo de imágenes conviene utilizar kV bajos y mAs elevados.

- El tejido graso (densidad grasa): Posee una densidad menor al tejido blando y absorbe menor radiación que el agua, por tal motivo se muestra como una zona ligeramente oscura (gris suave) en una radiografía.

- Aire (densidad aire): Es el medio con la menor absorción de rayos X y es atravesado fácilmente. En una radiografía aparece como una zona demasiado oscura (negra) en comparación a la grasa. La regiones anatómicas que contienen aire como el pulmón se muestran de esta coloración.

Todos estos tipos de tejidos con sus densidades respectivas dan lugar a la imagen radiográfica.

3.7. Unidades Hounsfield

Una escala que permite medir el valor de la atenuación lineal de los materiales es la escala de unidades Hounsfield (HU). Contiene 2000 unidades, en la cual el valor mínimo, -1000, corresponde al aire, el valor cero al agua (a presión y temperatura calibrada en

el escanner) y el valor máximo, 1000, corresponde al hueso duro. Cada 10 unidades HU en esta escala representan un cambio en la absorción de radiación del 1% con respecto al agua y el signo indica el aumento o la disminución en la densidad.

Si bien las HU se utilizan en la tomografía, el hecho de incluirlas en esta tesis se explica en el siguiente capítulo.

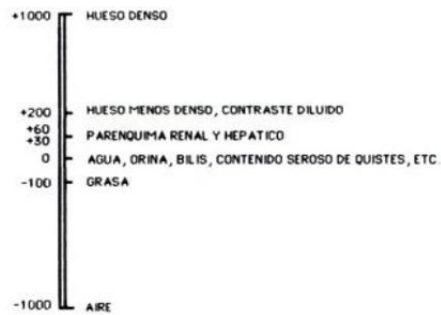


Figura 3.5: Algunas unidades Hounsfield de tejidos anatomicos[17].

Capítulo 4

Materiales y métodos

4.1. Materiales

4.1.1. Introducción

Este capítulo se centra en el proceso de elaboración del fantoma. En la primera parte se describen las características y los objetos de pruebas que contiene el fantoma. En la segunda parte se explica el procedimiento (protocolo) llevado a cabo y la metodología usada para el cálculo de los parámetros que caracterizan la calidad de una imagen. Mediante el uso del fantoma es posible establecer una referencia o un criterio que permita asegurar si un equipo de rayos X posee valores de SNR, CNR y de resolución espacial aceptables.

Como ya se ha mencionado, existen dos tipos de fantomas, los geométricos y los antropomorfos. Se optó por utilizar uno geométrico. Esta elección se argumentó en que se buscó tener un fantoma compacto, en el que se pudiesen simular todos los tipos de tejidos posibles y que además fuese barato de construir así como requerir de poco tiempo en su elaboración.

El fantoma desarrollado para este trabajo se basó tomando ciertas características de un

fantoma de rayos X de diagnóstico de la compañía Alara Consultants[20] y de un fantoma de densidad electrónica CBCT de la compañía CIRS[18] bajo las recomendaciones de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Report #60 y AAPM Report #31, hecho con un material denominado acrílico. Dada su densidad similar a la del agua, proporciona propiedades similares al cuerpo humano en lo referente a la atenuación e interacción de los rayos X [10]. Los objetos de prueba con los cuales contó el fantoma presentaron densidades equivalentes a las de estructuras anatómicas (pulmón, musculo, hueso y tejido adiposo) y para comprobar esta equivalencia se obtuvieron los valores de las unidades Hounsfield de cada material. A través de ellas se calcularon los parámetros que evalúan la calidad de una radiografía. Una rejilla de plástico con líneas separadas por intervalos que aumentaron en pasos de 0.5 mm, permitió una estimación aproximada del tamaño de la resolución espacial.

4.1.2. Diseño y construcción del fantoma

Previo a la construcción del fantoma se realizaron dos diseños de éste en los programas WORD y CATIA. Las características presentadas por este fantoma se muestran en la siguiente tabla:

CANTIDAD DE PLACAS	MATERIAL BASE	DENSIDAD	DIMENSIONES
10	Plástico Polimetilmetacrilato o Acrílico (PMMA)	1.19 gr/cm^3	Largo: 25 cm, Ancho: 25 cm, Altura (grosor): 1.5 cm
Especificaciones			
PLACA 1-10	Presentan perforaciones en sus 4 esquinas de 0.5 mm de diámetro para ser aseguradas mediante varillas de madera.		
PLACA N° 5	Contiene 8 agujeros de 2 cm de diámetro y 0.5 cm de profundidad sobre las cuales se insertan los materiales de prueba. Una ranura de 5 cm \times 10 cm y 0.5 cm de profundidad como base para la rejilla de plástico. Una hendidura de 17.5 \times 4 cm y 1.3 cm de profundidad donde se coloca un detector.		
PLACA N° 6	Es la cubierta para la anterior. Tiene la misma hendidura (17.5 \times 4 cm y 1.3 cm de profundidad) para el detector.		

Tabla 4.1: Descripción de las características geométricas de nuestro fantoma.

Con estas características establecidas se mandó a fabricar las 10 placas PMMA con la empresa DIMACRIL, para ser lijadas y cortadas con las dimensiones requeridas. La

cotización del fantoma fue de 5400 pesos.

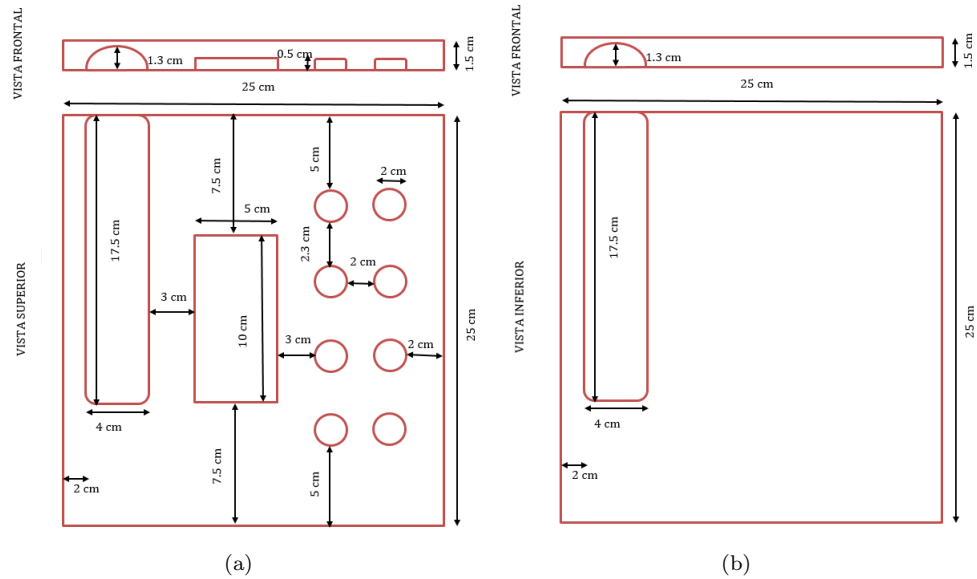


Figura 4.1: Diseño del fantoma geométrico para el equipo de rayos X, a) placa 5 y b) placa 6.

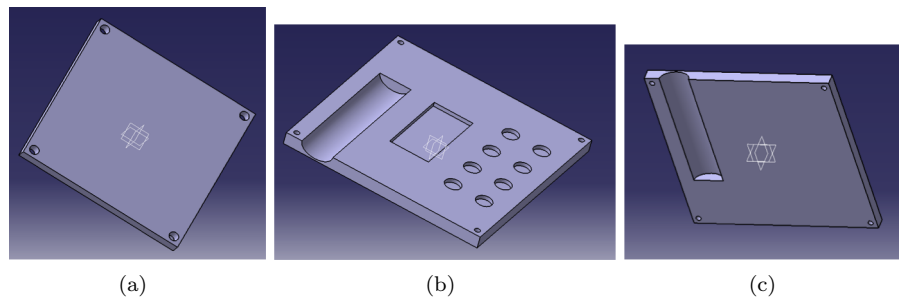


Figura 4.2: Diseño 3D del fantoma realizado en el software CATIA para a) las placas 1,2,3,4,7,8,9 y 10, b) para la placa 5 donde se insertan los objetos de prueba y c) la placa 6.

4.1.3. Objetos de prueba

Dentro del fantoma se introdujeron materiales de tejido equivalente y de prueba. Su descripción se presenta en la siguiente tabla:



Figura 4.3: Imagen con todas las placas del fantoma construido para el equipo de rayos X.

MATERIAL	DENSIDAD (gr/cm^3 a $20^\circ C$ y $1 atm$)	PARÁMETRO A EVALUAR	TEJIDO QUE IMITAN
Hule	1.52	SNR y CNR	Densidad cercana a la del hueso ($1.6-1.8 gr/cm^3$).
Corcho	0.24		Densidad cercana a la del pulmón ($0.30 gr/cm^3$).
Unicel (Poliestireno expandido)	0.025		Densidad equivalente al aire-pulmón
Aceite de olivo	0.93		Densidad equivalente al tejido adiposo-densidad grasa ($0.96 gr/cm^3$)
Aire	0.0125		Es el medio que representa la densidad aire y es referencia para el pulmón.
Agua	1		Densidad equivalente a la del tejido blando y musculo ($1.1 gr/cm^3$)
Rejilla de plástico		Resolución espacial	Está formado por pares de líneas espaciadas en incrementos de 0.5 mm. Separación mínima de 0.5 mm hasta llegar a una máxima de 5.5 mm.

Tabla 4.2: Descripción de los tejidos equivalentes (densidad, uso y tejido al que imitan) usados en nuestro fantoma.

Todos estos materiales fueron incrustados en la placa 5. Aunque dicha placa cuenta con 8 agujeros, 2 fueron ocupados por materiales dentales de silicona. Sin embargo, al no conocer sus densidades, su información no fue usada para los cálculos de esta tesis.



Figura 4.4: Imagen de la rejilla y los diferentes tipos de materiales de prueba utilizados en el fantoma.

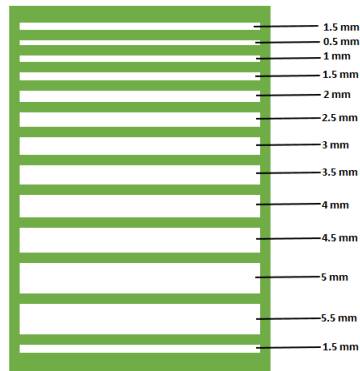


Figura 4.5: Imagen de la rejilla utilizada para el estudio de la resolución espacial.

4.1.4. Equipo de toma de imágenes (Equipo de rayos X)

La adquisición de las radiografías del fantoma se llevó a cabo gracias a la disposición del Laboratorio Medico LINFOLAB autorizado por el Dr. Raymundo Antonio Cadena Robles y bajo la supervisión del Profesional Técnico Radiólogo (PTR) Martha Alicia Castelán Gómez. El equipo de Rayos X utilizado en este experimento fue el modelo COMED MEDICAL EVA HF-525.



Figura 4.6: Equipo de rayos X COMED MEDICAL EVA HF-525 manejado en el laboratorio médico LINFOLAB, con el cual se realizaron las mediciones. Tiene un rango de 40-125 kV y 0.2-600 mAs.

4.2. Metodología

4.2.1. Introducción

Para realizar el control de calidad de imágenes radiográficas se emplearon los objetos de prueba para el SNR, CNR y la resolución espacial incorporados al fantoma. Se realizaron una serie de tomas radiográficas (19 en total) bajo condiciones específicas de kV, mAs y distancia fuente objeto de medida. Cada imagen se guardó digitalmente y posteriormente fue analizada por el software libre ImageJ [11]. Este programa permitió obtener el valor promedio de la intensidad (I) de cada objeto de prueba, dibujar las distintas regiones de interés (ROI) y calcular desviaciones estándar de señal o lo que es lo mismo el ruido (σ) en una región sin objeto de prueba (fondo). Se calcularon los mencionados parámetros (SNR y CNR) aplicando estos valores obtenidos en las imágenes a las ecuaciones 4.1 y 4.2, ya presentadas en el capítulo anterior. La presentación de estos a través de graficas realizadas con el programa ORIGIN PRO [12] permitió cuantificar estos parámetros y mostró las relaciones que guardan con la variación del kV y mAs.

Para verificar la equivalencia de los materiales a los tejidos, se realizó una TAC del fantoma para obtener las unidades Hounsfield. El escanner también permitió observar la homogeneidad en el fantoma.

4.2.2. Experimentos realizados con el equipo de rayos X (imágenes tomadas)

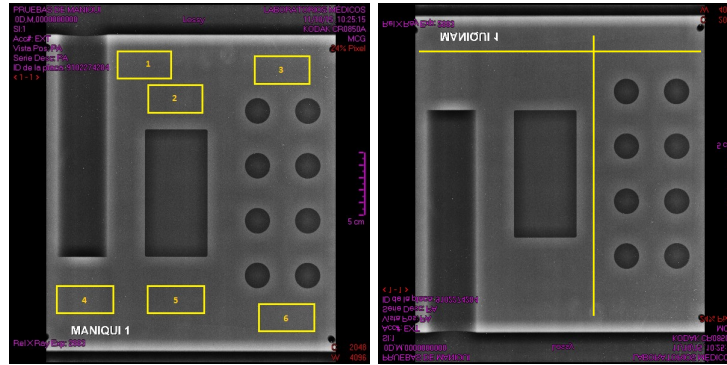
Cada toma se realizó con el fantoma colocado encima del chasis sobre la mesa del equipo de rayos X a una distancia de la fuente al receptor de la imagen (SID) de 1 m , colimando el haz a las dimensiones exactas del chasis. La toma de imágenes se desarrolló de la siguiente manera:



Figura 4.7: Diseño experimental para la toma de imágenes del fantoma.

a) Medidas de Intensidad de imagen.

Se realizó una única toma radiográfica de la placa 5 del fantoma sin incorporarle los objetos de prueba a 58 kV y 8 mAs. Esto representó la primera radiografía de 17 en total. La imagen obtenida fué analizada con el programa ImageJ y se obtuvieron dos perfiles de intensidad a lo largo de dos líneas marcadas en la imagen 4.6, una en dirección vertical y otra en horizontal. Para una estimación más precisa de la intensidad en estas imágenes, se hizo un histograma de las intensidades en escala de grises de esta primera imagen ocupando 6 regiones de igual tamaño y que pueden ser observadas en la imagen 4.8.



(a)

(b)

Figura 4.8: Las regiones de interés elegidas, a) sobre las cuales se obtuvo la distribución de la intensidad en el fantoma y b) intensidad y SNR en dirección horizontal y vertical.

b) Medidas del coeficiente de señal-ruido (SNR)

El SNR viene dado por la ecuación 4.1 de este texto que se repite aquí por simplicidad.

$$SNR = \frac{I_{rg}}{\sigma_f} \quad (4.1)$$

Donde I_{rg} es el promedio de la Intensidad de la señal en la región de interés y σ_f es el promedio del ruido en el PMMA o fondo de la imagen.

En particular, solo en esta radiografía las regiones de interés corresponden al fondo de la imagen porque se tomaron sobre el PMMA para medir la intensidad y el SNR a lo largo del fantoma en dirección vertical y horizontal. En las posteriores imágenes, las regiones de interés son los materiales de tejido equivalente y una región lo más uniforme posible en el fantoma, cuya intensidad se aproximara a la del agua, pues sus densidades son similares. Por cada región de interés se realizaron al menos 5 mediciones de la intensidad y el ruido para después tomar el valor promedio de cada una.

Una vez los materiales de prueba fueron incorporados a la placa 5 del fantoma se tomaron 5 radiografías variando el mA de exposición de la siguiente manera: 3, 6, 8, 12, y

16 mAs, pero con una energía fija del haz a 58 kV. Sobre estas placas se midió el SNR tal como ha sido descrito en la sección anterior. Esta serie de radiografías muestran como se vio afectado el SNR al variar los mAs.

Para analizar el efecto de los kV en el SNR, se tomaron 4 radiografías de la misma placa 5 utilizada anteriormente. Esta vez a un mAs fijo de 8 mAs y a diferentes voltajes: 58 (ya tomada en el paso 2), 70, 90, 110 y 130 KV.

Para analizar el efecto sobre el SNR al añadir grosor extra sobre una placa, se obtuvieron 7 radiografías más con 12 mAs y 70 KV como parámetros técnicos. La primera de estas radiografías se realizó con la placa 5 cubierta con la 6. En las siguientes tomas se fueron añadiendo una placa de acrílico más por cada imagen.

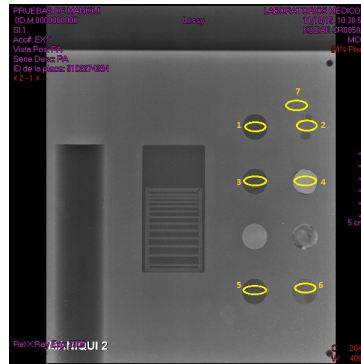


Figura 4.9: Regiones de interés seleccionadas para el análisis de los parámetros, 1-aire, 2-agua, 3-corcho, 4-hule, 5-unicel, 6-aceite de olivo y 7-placa PMMA. Obsérvese que en el agua y en el aceite se formaron burbujas, excluyéndolas de la región de interés.

c) Medidas del coeficiente de contraste entre tejidos (CNR_{ab})

Con las radiografías obtenidas en los pasos anteriores también se evaluó el coeficiente de contraste-ruido entre tejidos (CNR_{ab}) para el agua en relación con cada material y de igual forma para el hule con respecto a los materiales restantes. La estimación del CNR_{ab} de cada radiografía se hizo a partir de la diferencia absoluta del SNR calculado en cada objeto de prueba. Esto se expresa matemáticamente con la fórmula antes introducida 4.2

y repetida aquí por claridad:

$$CNR_{ab} = |SNR_a - SNR_b| \quad (4.2)$$

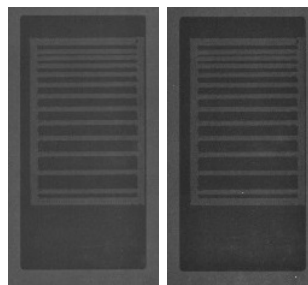
donde el SNR_a es el valor promedio medido en un material de referencia (agua o hule) y el SNR_b es el valor promedio medido en cada material restante.

d) Factores que afectaron la calidad de la imagen

Para caracterizar los factores radiográficos que influyen en la calidad de una imagen, se usó ORIGIN PRO para graficar los valores obtenidos del SNR y CNR en los pasos anteriores de acuerdo a la variación en el kV, mAs y grosor de fantoma frente a placa 5.

e) Medidas de resolución espacial en la imagen

La determinación de la resolución espacial se realizó ocupando la rejilla de plástico. Se adquirieron dos radiografías de la rejilla a 60 kV y 10 mAs y otra a 70 kV y 5 mAs respectivamente. La mínima distancia de separación entre las líneas de la rejilla que se logró distinguirse claramente en esas imágenes, fue el valor estimado para la resolución espacial manejada por este equipo de rayos X.



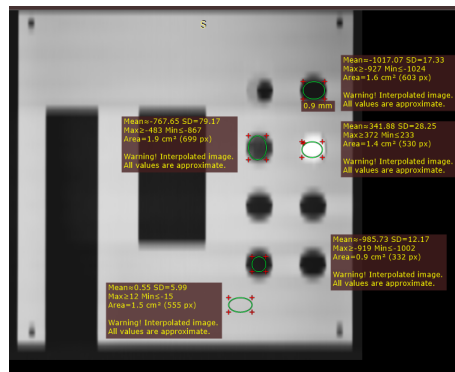
(a)

(b)

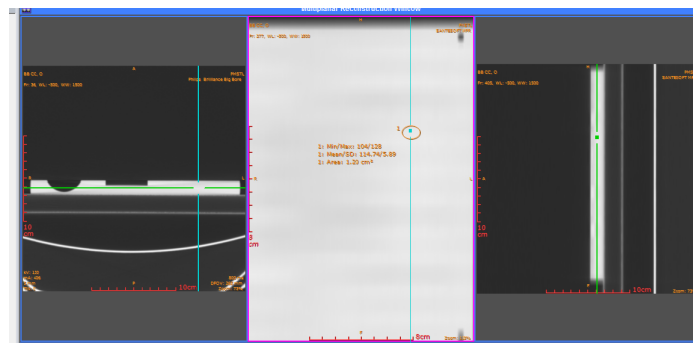
Figura 4.10: Imágenes de la rejilla de plástico para la evaluación de la resolución espacial. La imagen de la izquierda fue tomada a 60kV-10 mAs y a la derecha a 70kV-5 mAs.

4.2.3. TAC del fantoma

A fin de comprobar que los materiales usados en el fantoma son equivalentes a los tejidos propuestos, se realizó una tomografía del fantoma con el escáner CT Brilliance Diámetro amplio PHILIPS. Mediante los softwares Sante DICOM Viewer y RadiAnt DICOM Viewer se hallaron las unidades Hounsfield al seleccionar regiones de interés lo más homogéneas posible sobre los materiales.



(a)



(b)

Figura 4.11: Imagen TAC del fantoma, la figura a) muestra las regiones de interés de algunos materiales para el cálculo de las unidades Hounsfield y b) para el acrílico.

Para saber como es el comportamiento de la absorción de radiación en los materiales, se realizó una gráfica de la curva DER (densidad electrónica relativa). La DER correspondiente a cada material se halló comparando primeramente las densidades físicas de estos materiales con las de otros materiales mostradas en las tablas del manual de un fantoma de densidad electrónica CBCT de la compañía CIRS [18] y después asociando las DER de

dichos materiales como las correspondientes a los materiales utilizados en esta fantoma.

Capítulo 5

Resultados

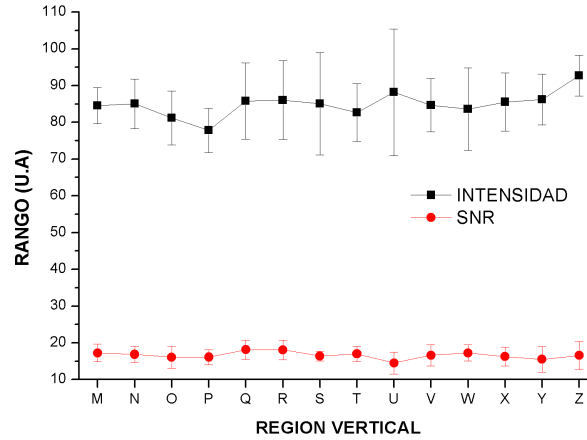
En este capítulo se exponen los resultados obtenidos de los parámetros utilizados para describir la calidad de las imágenes radiográficas en base a la metodología empleada y descrita en el capítulo anterior. Se empieza primero con las gráficas de la intensidad y SNR en la imagen del fantoma para observar si posee una distribución homogénea de estos parámetros. Después se presenta una comparación de los valores del SNR y CNR de los materiales de tejido equivalente tomados en la segunda radiografía. Se continúa indicando el valor obtenido para la resolución espacial del equipo de rayos X. Luego, se muestra el efecto que producen las variaciones del kV, mAs y grosor frente a la placa 5 en los parámetros del SNR y CNR en los distintos objetos de prueba. Por último, se presenta la curva DER obtenida de los materiales utilizados en este fantoma.

5.1. Resultados de la uniformidad del fantoma

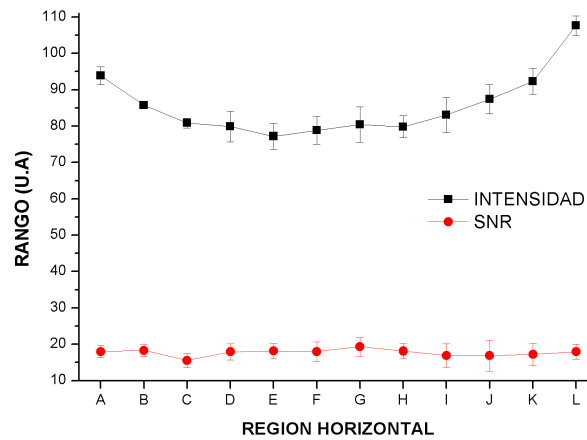
Esta sección incluye los resultados realizados sobre el fantoma referente a la intensidad y la relación señal-ruido con valores de técnica radiográfica de 58 kV y 8 mAs.

En la figura 5.1 se muestran los resultados de la intensidad sobre el fantoma y la relación señal-ruido medida tanto en dirección vertical (5.1.a) como horizontal (5.1.b). Esta medida se realizó con la idea de comprobar que estos valores se mantienen uniformes

a lo largo de la imagen del fantoma.



(a)

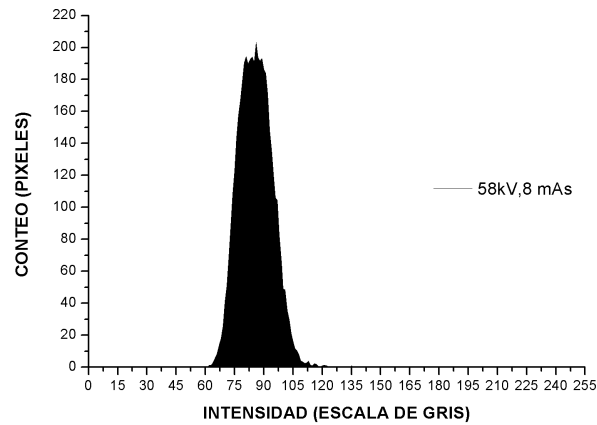


(b)

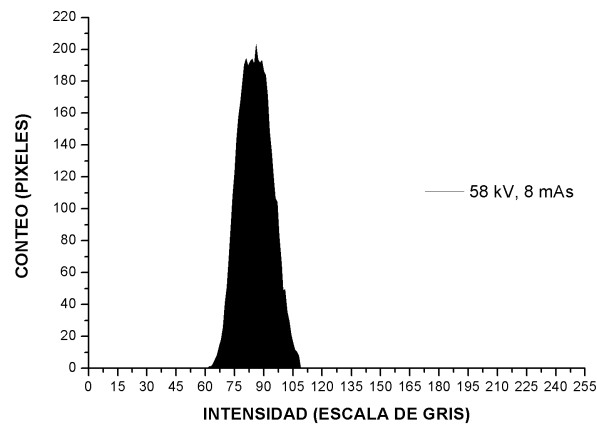
Figura 5.1: Representación de la intensidad y el SNR en una imagen radiográfica, a) a lo largo de la línea vertical la radiografía del fantoma (como se ve en la imagen 4.8.b) y b) lo mismo pero en dirección horizontal.

La figura 5.2 muestra una distribución de los valores de grises de la radiografía del fantoma (figura 4.8.a) en 6 regiones desde oscuras hasta claras con igual área. La figura 5.2 (a) es un histograma de esta intensidad, en el cual, los valores de grises más altos (zonas brillantes) fueron multiplicados por un factor de corrección de 0.754 para obtener un perfil de intensidad más homogénea en la imagen. El valor de gris promedio en la intensidad fue de 85.76 y la distribución tuvo un claro aspecto gaussiano.

5.2. RESULTADOS DE LOS PARÁMETROS QUE DESCRIBEN LA CALIDAD DE UNA IMAGEN RADIOGRÁFICA



(a)



(b)

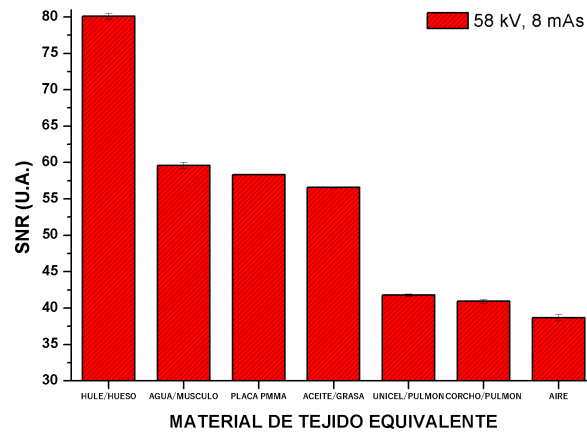
Figura 5.2: Histograma de la intensidad en escala de grises en el fantoma de las 6 regiones de interés, a) abarca los diferentes tonos de grises hallados en la radiografía del fantoma y b) presenta una intensidad más homogénea debido a un factor de corrección de 0.754.

5.2. Resultados de los parámetros que describen la calidad de una imagen radiográfica

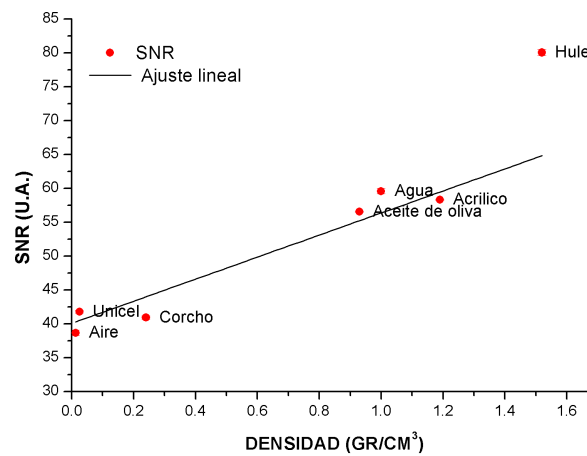
En esta sección se comparan los resultados del SNR entre los objetos de prueba así como el CNR agua-medio y también el CNR hule-medio, obtenidos específicamente a 58 kV y 8 mAs. Además, se estima un posible valor de la resolución espacial con la que cuenta el equipo de rayos X COMED MEDICAL EVA HF-525.

5.2.1. Medición del SNR en los objetos de prueba

La figura 5.3 (a) es una gráfica comparativa de los diferentes valores del SNR presente en los materiales de tejido equivalente, en la cual, el hule/hueso obtiene el valor más alto y el aire el valor más bajo. El rango de valores oscila entre los 79 y 37 u.a. de SNR. La figura 5.13 (b) muestra la relación lineal entre el SNR y la densidad de cada material.



(a)

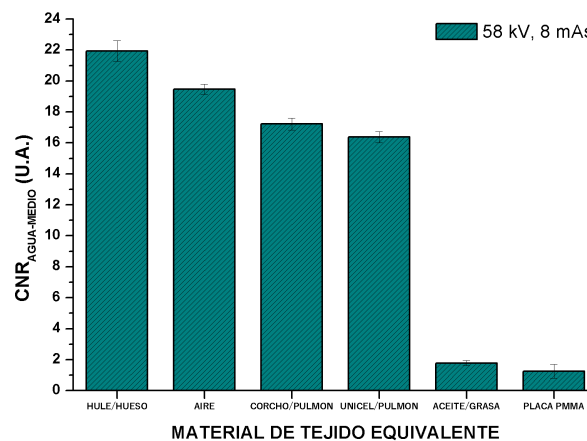


(b)

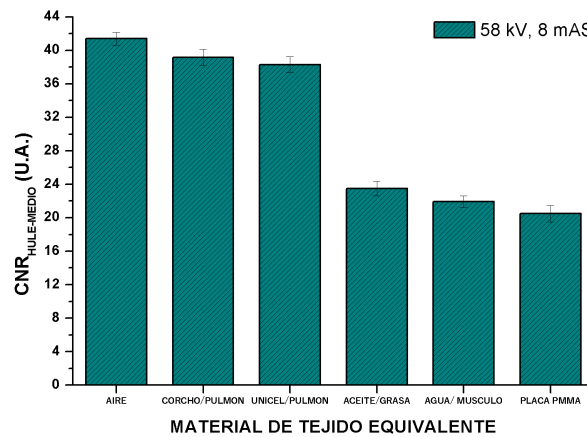
Figura 5.3: Gráfica del SNR, a) en los diferentes objetos de prueba, las barras de error corresponden a la desviación estándar de esta medida y b) en relación a su densidad.

5.2.2. Medición del CNR entre objetos de prueba

La figura 5.4 a) muestra una comparación del coeficiente de contraste entre el agua y cada material; el máximo contraste se halló entre el agua y hule, y el mínimo entre el agua y la placa PMMA. La comparación del coeficiente de contraste entre el hule/hueso y los otros materiales se puede observar en la gráfica 5.4 (b), siendo más alto, para este caso, el contraste entre el hule y aire. Por otro lado y en ambos casos el contraste más bajo se encuentra entre los dos materiales (agua y hule) y la placa PMMA.



(a)



(b)

Figura 5.4: Grafica comparativa del CNR entre, a) el agua-material y b) el hule/hueso-material. Las barras de error corresponden a la desviación estándar de esta medida.

5.2.3. Evaluación de las medidas de resolución espacial

En la tabla 5.1 se indica una estimación aproximada de la resolución espacial de acuerdo a la rejilla de plástico utilizada. La mínima distancia de separación entre las barras de la rejilla distinguida en las radiografías, arrojó una resolución espacial de al menos 1 lp/mm.

Imagen	Distancia de separación (mm)	Resolución Espacial (lp/mm)
60 kV-10 mAs	0.5	1
70 kV-5 mAs	0.5	1

Tabla 5.1: Resultados de cálculos de la resolución espacial en mm.

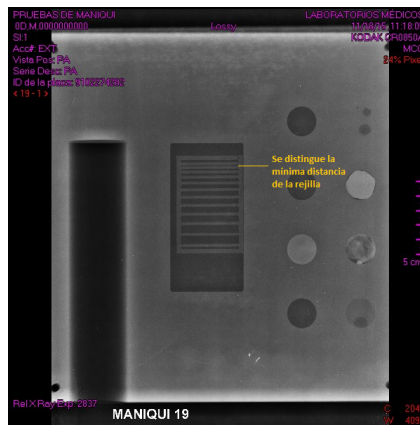


Figura 5.5: Evaluación de la resolución espacial mediante la rejilla.

5.3. Resultados de los factores que afectan a la calidad de imagen

Esta última sección de este capítulo contiene las gráficas del SNR y CNR frente a la variación de los parámetros del kilovoltaje, miliamperaje por segundo y número de placas de acrílico añadidas. Sobreimpuesto en las gráficas se muestran una serie de ajustes a las curvas realizado para determinar la relación que mantienen el SNR y CNR con estos parámetros de técnica radiológica.

5.3.1. Variación de SNR y CNR con el mAs

La figura 5.6 muestra la variación de SNR en función del mAs para los materiales de tejido equivalente del fantoma. Se observa que la dosis incrementa el SNR en todas las regiones. El ajuste que más se apegó al comportamiento de estas curvas corresponde a una ecuación potencial de la forma $y = aX^b$ (los datos de otros ajustes no están presentados aquí).

La figura 5.7 (a) representa el CNR entre el agua y las otras regiones todo en función de los mAs. Se observa que el mAs incrementa el contraste entre estos tejidos, aunque para la placa PMMA la diferencia de contraste permanece aproximadamente constante. La figura 5.7 (b) muestra la diferencia de contraste entre el hule y las regiones en función de los mAs. Esta diferencia en el contraste va en aumento con el mAs, aunque se observa una ligera disminución a 8 mAs. La relación entre estos parámetros corresponde a una función potencial.

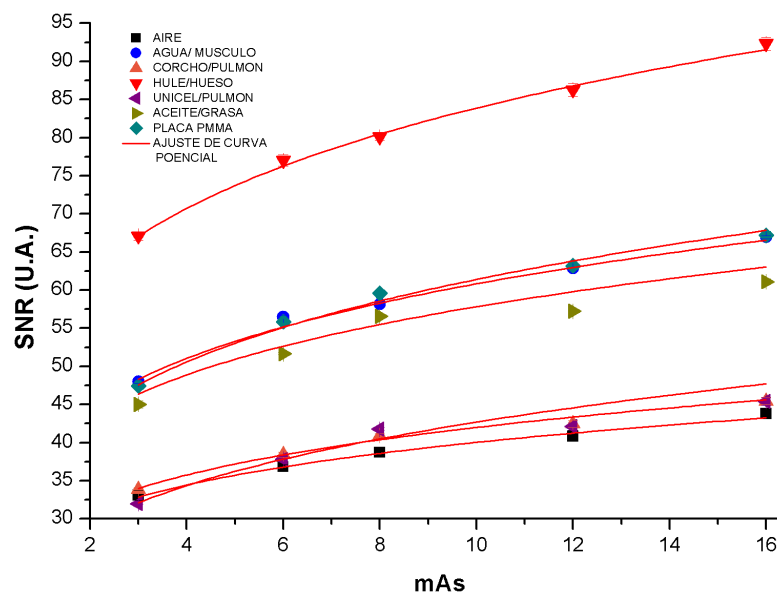
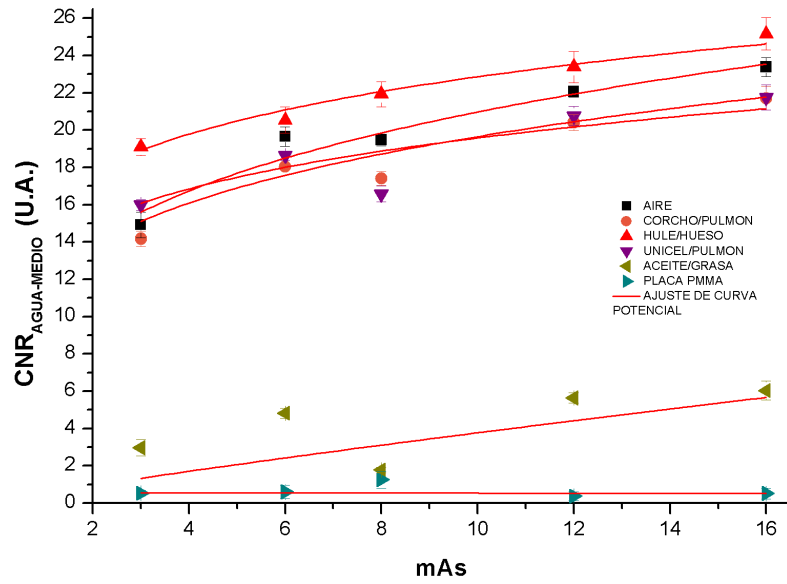
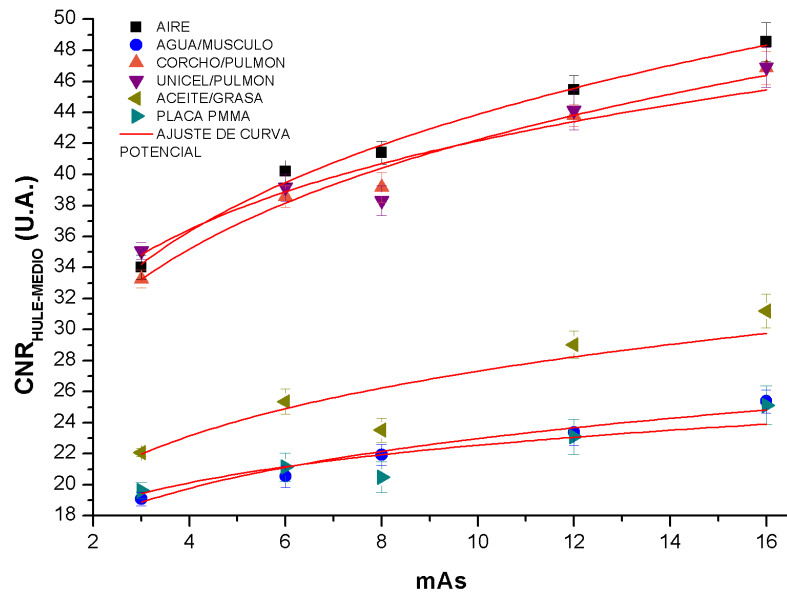


Figura 5.6: La variación del SNR en relación con el aumento de mAs a 58 kV.



(a)



(b)

Figura 5.7: Variação do CNR entre tecidos em relação com o aumento de mAs a 58 kV, a) CNR água-medio e b) CNR hule-medio.

5.3. RESULTADOS DE LOS FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN

Ecuación $y = a \times b$				
Curva	Parámetro	valor	Error	R-Cuadrado
Aire	a	27.449	0.646	0.984
	b	0.163	0.010	
Agua/Musculo	a	39.170	0.997	0.987
	b	0.191	0.011	
Corcho/Pulmón	a	28.050	0.604	0.985
	b	0.175	0.010	
Hule/Hueso	a	54.645	0.737	0.995
	b	0.186	0.006	
Unicel/Pulmón	a	24.754	0.848	0.960
	b	0.246	0.022	
Aceite/Grasa	a	37.916	3.563	0.794
	b	0.183	0.045	
Placa PMMA	a	37.725	0.554	0.992
	b	0.211	0.008	

Tabla 5.2: Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del SNR.

Ecuación $y = a \times b$				
Curva	Parámetro	valor	Error	R-Cuadrado
Aire	a	11.899	1.013	0.924
	b	0.246	0.036	
Corcho/Pulmón	a	11.892	1.283	0.789
	b	0.218	0.054	
Hule/Hueso	a	15.88	0.451	0.966
	b	0.158	0.014	
Unicel/Pulmón	a	13.418	1.584	0.596
	b	0.164	0.061	
Aceite/Grasa	a	0.514	0.982	-0.088
	b	0.865	0.835	
Placa PMMA	a	0.584	0.305	-0.324
	b	-0.038	0.289	

Tabla 5.3: Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del CNR entre agua y tejidos.

5.3.2. Variación del SNR y el CNR con el kV

La figura 5.8 muestra el SNR de los materiales de tejido equivalente en función del kV. Se observa que un incremento en el kV aumenta ligeramente el valor del SNR en todas las regiones, aunque solo se cumple en el rango de 60-90 Kv. De acuerdo a la gráfica, la curva del SNR corresponde a una función cuadrática creciente-decreciente.

La figura 5.9 a) muestra que la relación entre el aumento del kV y la diferencia de contraste entre el agua y los tejidos no incrementa tiende a ser casi lineal, aunque para el hueso decrece considerablemente. La figura 5.9 b) muestra una tendencia lineal decreciente entre el contraste del hueso y los demás tejido al aumentar el kilovoltaje del tubo.

5.3. RESULTADOS DE LOS FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN

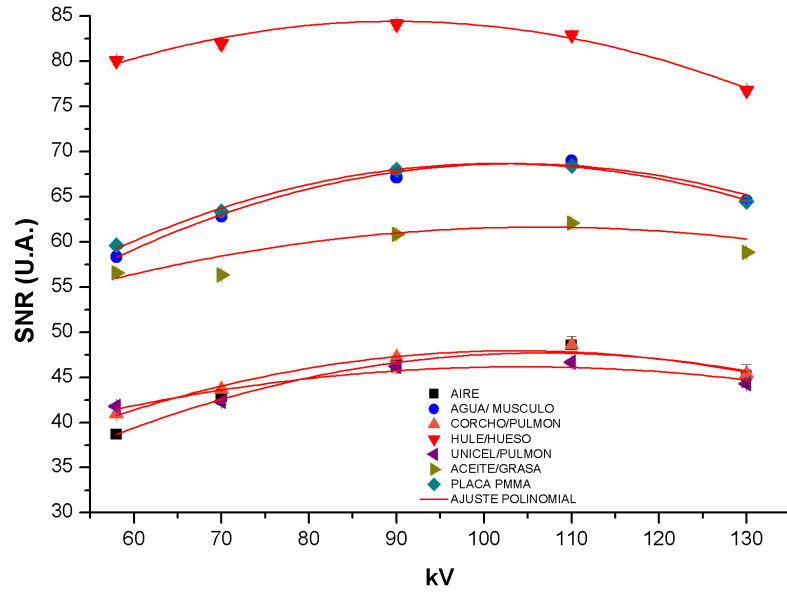
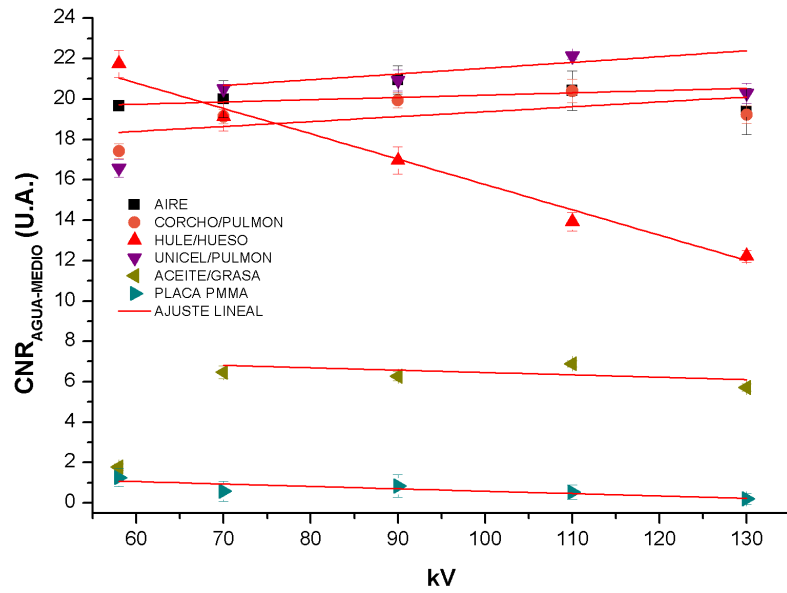
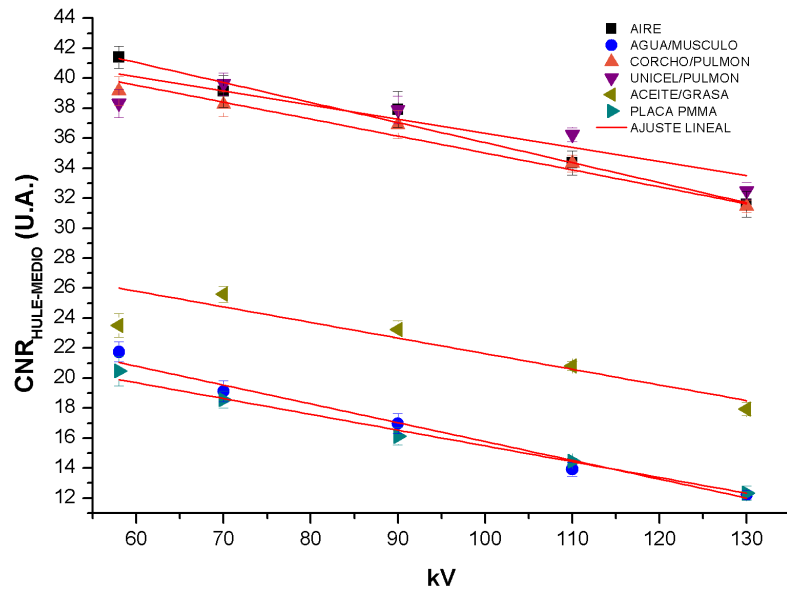


Figura 5.8: El comportamiento del SNR en relación al aumento en el kilovoltaje del tubo a 8 mAs.



(a)



(b)

Figura 5.9: El comportamiento del CNR en relación al aumento en el kilovoltaje del tubo a 8 mAs para a) CNR agua-medio y b) CNR hueso-medio.

5.3. RESULTADOS DE LOS FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN

Ecuación $y = a + b \times x + c \times x^2$				
Curva	Parámetro	valor	Error	R-Cuadrado
Aire	a	4.548	4.710	0.980
	b	0.807	0.115	
	c	-0.003	6.599E-4	
Agua/Musculo	a	15.116	0.991	0.988
	b	1.033	0.024	
	c	-0.004	1.410E-4	
Corcho/Pulmón	a	11.015	2.755	0.970
	b	0.712	0.065	
	c	-0.003	3.512E-4	
Hule/Hueso	a	47.209	3.197	0.955
	b	0.828	0.073	
	c	-0.004	3.915E-4	
Unicel/Pulmón	a	22.403	2.157	0.793
	b	0.455	0.052	
	c	0.002	2.873E-4	
Aceite/Grasa	a	34.363	0.757	0.778
	b	0.512	0.017	
	c	0.002	9.812E-5	
Placa PMMA	a	17.381	2.678	0.989
	b	1.010	0.060	
	c	-0.004	3.283E-4	

Tabla 5.4: Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del SNR.

Ecuación $y = a + b \times$				
Curva	Parámetro	valor	Error	R-Cuadrado
Aire	a	4.548	4.710	0.023
	b	0.011	0.011	
Corcho/Pulmón	a	19.065	0.795	0.184
	b	0.024	0.007	
Hule/Hueso	a	28.326	0.929	0.979
	b	-0.125	0.008	
Unicel/Pulmón	a	18.668	0.612	0.228
	b	0.028	0.006	
Aceite/Grasa	a	7.628	0.576	-0.202
	b	-0.011	0.005	
Placa PMMA	a	1.76	0.664	0.757
	b	-0.011	0.006	

Tabla 5.5: Valores estimados de los parámetros al ajuste de curvas del CNR entre el agua y tejidos.

5.3.3. Variaciones del SNR y CNR al añadir placas extras de acrílico

La figura 5.10 muestra que el SNR de los materiales de tejido equivalente disminuye linealmente al aumentar el número de las placas añadidas. Las figuras 5.11 a) y 5.11 b) muestran el efecto de añadir placas al CNR entre tejidos para el agua y el hule respectivamente, el cual disminuye también en forma lineal. Para hacer el ajuste de estas gráficas se eliminaron los valores obtenidos al añadir la sexta y séptima placa puesto que mostraron un comportamiento anómalo que se discutirá en el siguiente capítulo. Sin embargo, en las figuras 5.12 (a) y 5.12 (b) se incluyen estos valores para que el lector pueda observar como el SNR y CNR se incrementan a partir de la 6ta y 7ta placa añadida.

5.3. RESULTADOS DE LOS FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN

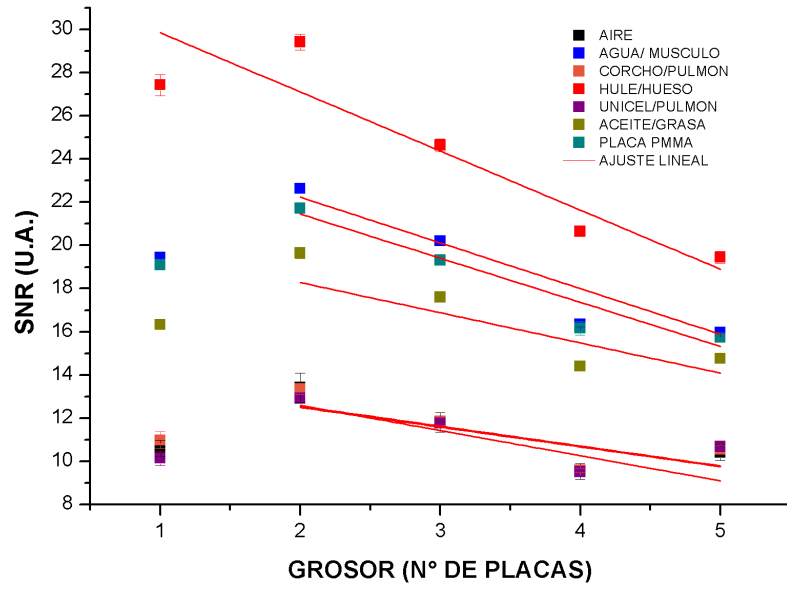
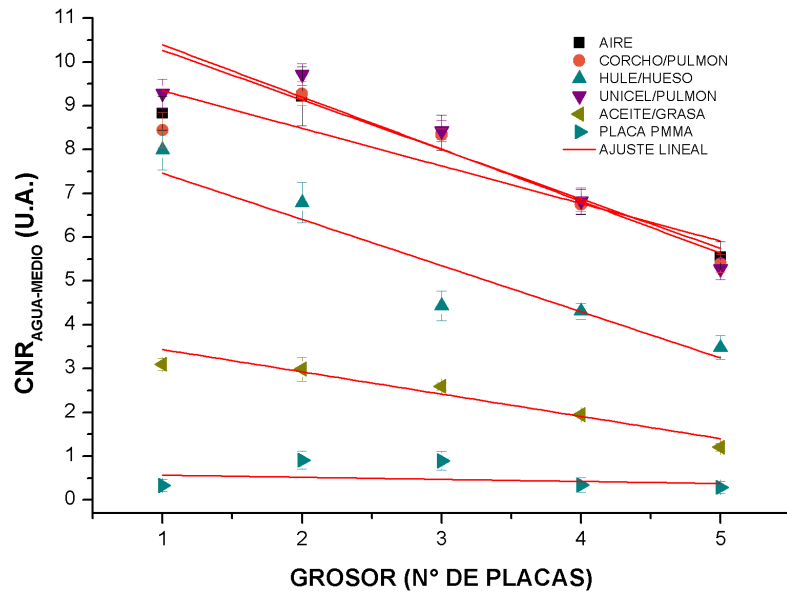
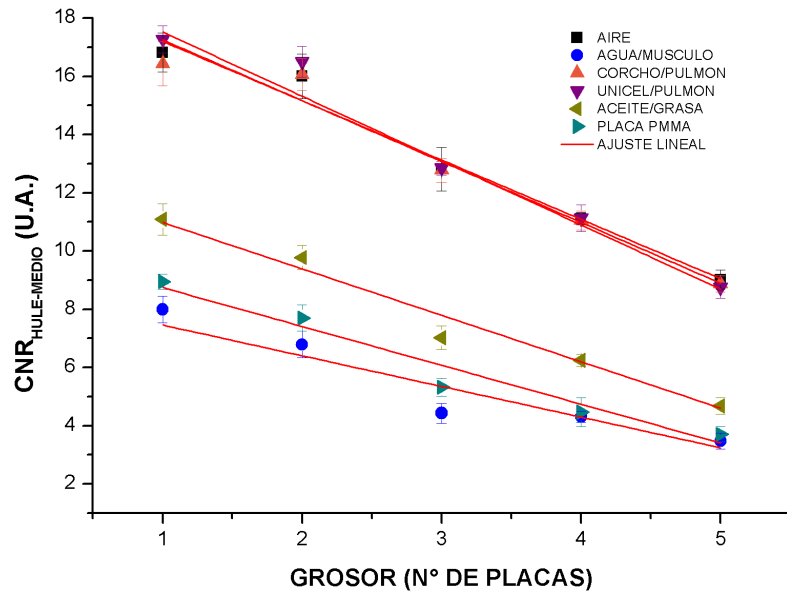


Figura 5.10: El efecto de añadir placas de acrílico en el SNR a 70 kV y 12.5 mAs.



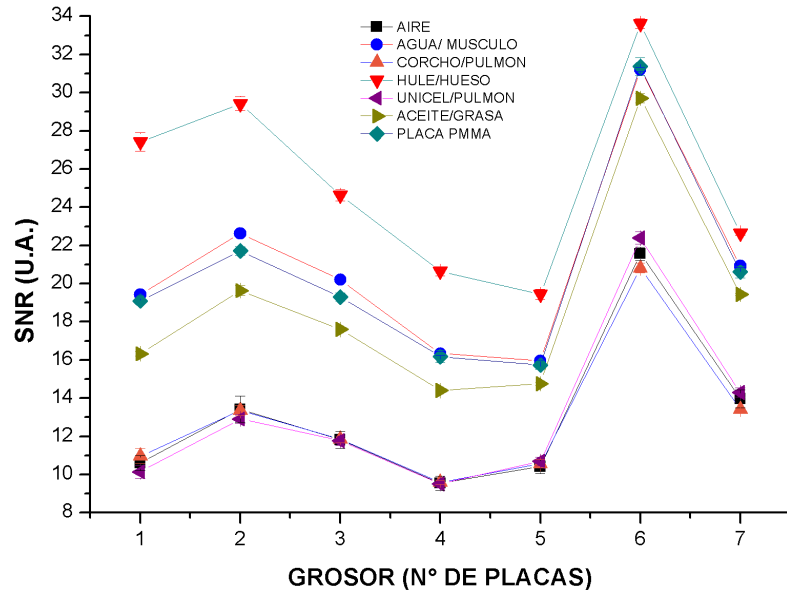
(a)



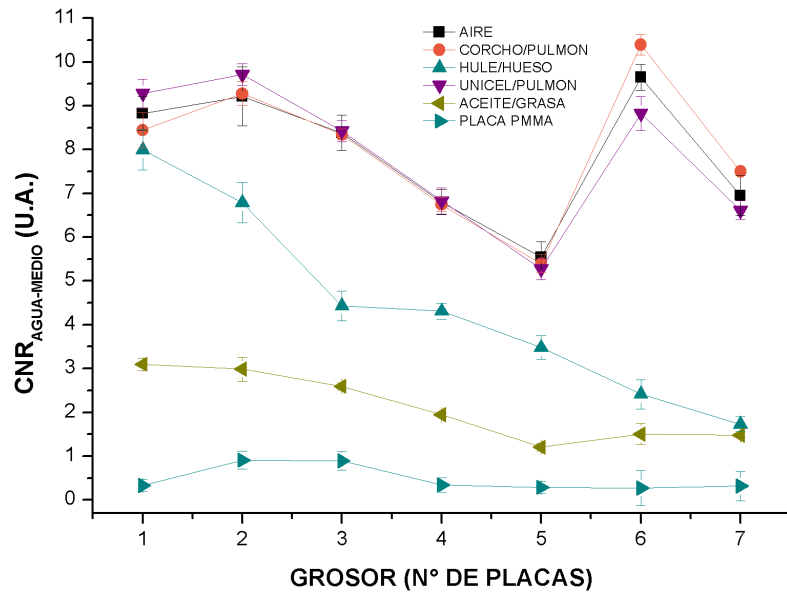
(b)

Figura 5.11: El efecto de añadir placas de acrílico en el CNR entre tejidos a 70 kV y 12.5 mAs, a) CNR agua-medio y b) CNR hule-medio.

5.3. RESULTADOS DE LOS FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN



(a)

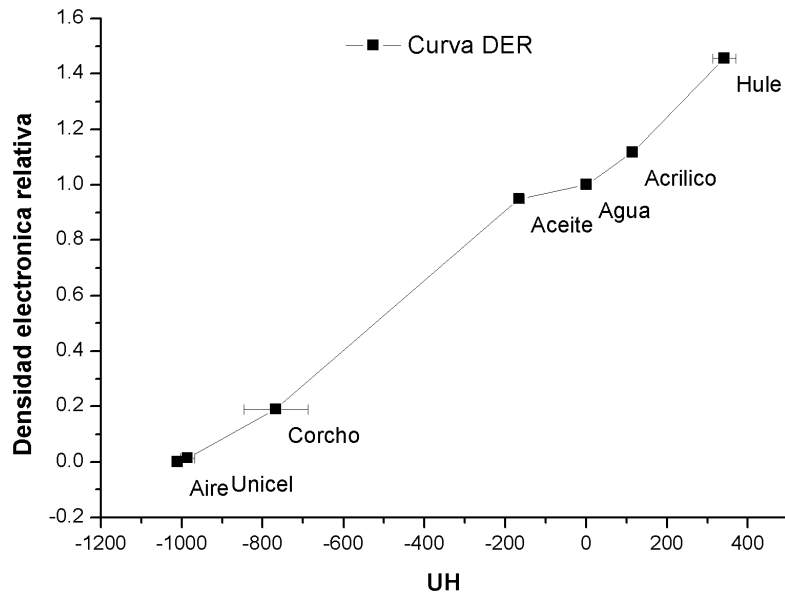


(b)

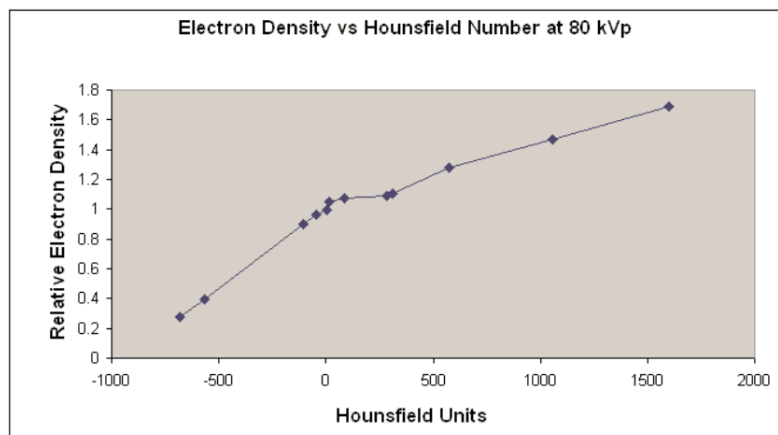
Figura 5.12: El efecto de aumentar el número de capas de acrílico en el a) SNR y b) CNR considerando todos los valores medidos a 70 kV y 12.5 mAs.

5.4. Curva DER

En la Figura 5.13 (a) se presenta la curva DER obtenida a 80 kV de los materiales de tejido equivalente para este fantoma. Por otro lado, en la figura 5.13 (b) se muestra otra curva DER perteneciente a un manual de un fantoma CT reportado en la bibliografía[19] para mostrar una comparación entre ambas.



(a)



(b)

Figura 5.13: Relación entre la densidad electrónica relativa y las unidades Hounsfield de los materiales a) propuestos para el fantoma de rayos X y b) de un fantoma para CT medido a 80 kV.

Capítulo 6

Discusión

6.1. SNR en el fantoma

Las figuras 5.1 a) y b) mostraron que la intensidad es variable a lo largo del fantoma, sobre todo en la dirección horizontal. Esto probablemente es debido a una densidad del acrílico en el fantoma. Es decir, la atenuación de los rayos X a través de él no es homogéneo. En todo caso este efecto observado no podría ser debido al efecto talón puesto que este produciría un aumento regular de señal de izquierda a derecha del fantoma sobre la línea horizontal. Nosotros encontramos máximos en ambos extremos del fantoma (derecha e izquierda). Cabe la pena destacar que hay hiper-intensidades en casi todos los bordes de estructuras sobre todo en los bordes horizontales. El origen de esta super-intensidad es desconocido por nosotros pero indica una mayor absorción de la radiación.

Por esta razón, encontramos zonas brillantes y oscuras en la imagen que corresponden a valores altos y bajos en la escala de grises. Para corregir esta variación se pudo encontrar un factor de corrección (0.73) que permitió tener zonas de la imagen con intensidades cercanas al valor de gris promedio de 85.76. Este valor se toma como una referencia, pues aquellos materiales con densidades ligeras deberán tener una intensidad más hacia la izquierda respecto a la curva de la gráfica 5.2 (b) y las estructuras más densas, una intensidad más hacia la derecha.

A pesar de todo lo anterior, el SNR se mantiene muy constante y normalmente distribuido (figura 5.1) en el fantoma, esto favorece la extracción de información de la imagen, pues no se ve afectada por la presencia del ruido, cuya contribución es mínima.

6.2. Gráficas de SNR

De acuerdo a los resultados que se presentan en la figura 5.3, el comparativo entre el SNR de los materiales se relaciona con su respectiva densidad, es decir, para un material de densidad mayor como el hueso el valor del SNR resulta ser más alto porque absorbe mayor cantidad de rayos. Dicho de otra forma, por su alto grado de atenuación radiológica. Por esta razón se obtiene buena información de los huesos en las radiografías. En los materiales con densidad media como el agua y la placa PMMA se obtuvo una similitud en el SNR debido a su densidad también similar, el cual es semejante al tejido blando. Esto indica que el acrílico es un buen equivalente del tejido humano. En el caso del aceite cuya densidad es menor al agua, su SNR también debe serlo, y tal comportamiento se cumple en la gráfica. En último lugar se encuentran los materiales con densidades bajas como el corcho, unigel y aire. De estos tres materiales el aire es el de menor densidad y posee también el SNR más bajo al ser travesado fácilmente por los rayos X y los absorbe en menor cantidad. Por otro lado, el SNR del corcho y el unigel fue muy similar. Ambos materiales por su densidad resultaron ser buenos para simular el pulmón. Evidentemente, como el pulmón contiene aire, la SNR de estos materiales es muy parecido a éste, aunque ligeramente mayor. Estos materiales tienen una tonalidad oscura como el aire en las radiografías.

Como se observa en la gráfica 5.6, el mAs es el factor que efectivamente mejora el SNR de los materiales. Un aumento en la cantidad de rayos X da como resultado un aumento de la absorción de forma lineal comparado con un aumento del ruido proporcional a la raíz del aumento de número de rayos. Por ello, se esperaba un aumento de SNR que se encontró. Como se ha mencionado, se espera un aumento del SNR en forma potencial (específicamente proporcionalmente a la raíz cuadrada de la cantidad de fotones de rayos X), sin embargo, por lo obtenido este comportamiento fue proporcional a la raíz quinta.

Este comportamiento por debajo de lo esperado se puede deber a imperfecciones en el equipo de rayos X , en el cual el operador cree que está mandando un mayor mAs y en realidad el equipo no lo está haciendo (agotamiento del filamento de emisión termo-iónico). Otra opción es que se hayan alcanzado corrientes de saturación de emisión y aunque se le obligue al aparato a funcionar de más, éste no responde.

En la gráfica 5.8, el SNR se eleva en el rango de 60 a 90 kV, Esto se debe a que hay más fotones por aumentar el kV (relación cuadrática) pero estos aun tienen una energía bastante baja como para no atravesar todas las estructuras y para que haya una prevalencia del efecto fotoeléctrico que es igual al inverso de la energía al cubo. A partir de los 90 kV el SNR tiende a disminuir, porque los fotones de rayos X aumentan su energía y su poder de penetración y se comienzan a velar las películas radiográficas. En este caso también disminuye la posibilidad de efecto fotoeléctrico y aumenta el efecto Compton que aumenta el ruido en las placas (inversamente proporcional con la energía).

En cuanto a la gráfica 5.10 el añadir placas de acrílico fue el factor que disminuyó linealmente el SNR de las regiones. La explicación a este comportamiento es porque los rayos X al atravesar un mayor número de placas son atenuados en mayor cantidad. Esto provoca que lleguen en menor cantidad hasta las estructuras y sean menormente absorbidos en ellas, por lo cual la intensidad se ve afectada linealmente.

Ahora bien, según el criterio de Rose si el SNR es mayor a 3-5, se logran distinguir características o información de la región que se está examinando o dicho de otra manera la señal en esa región es aceptable o buena. Para estas gráficas el SNR de los materiales excede ese rango, lo cual indica que en dichas regiones existe una buena señal y la presencia de ruido es mínima, además, por su valor corresponden a diferentes materiales y una persona es capaz de detectarlas.

6.3. Gráficas de CNR entre tejidos

En relación a las figuras 5.9 (a) y (b) se observa que el kV es el principal factor que influye el contraste de una radiografía. Como se aprecia en tal figura, el contraste disminuye cuando se incrementa el kV, ya que el poder de penetración de los rayos X aumenta al igual que la radiación dispersa (efecto Compton), con lo cual la absorción en los materiales disminuye. Esto produce diferentes tonalidades de grises en la imagen y la diferencia entre estas tonalidad (intensidades) es muy pequeña,. Por otro lado, utilizando un bajo kV permite una mayor absorción en los materiales produciendo zonas más oscuras y blancas que grises, las cuales son más fáciles distinguir (por efecto fotoeléctrico), por eso el contraste aumenta. Esta diferencia en el contraste permite reconocer estructuras en una radiografía y se denomina absorción diferencial entre tejidos. En cuanto al aumento de los mAs, de los resultados de las figuras 5.7 (a) y (b) el contraste entre los materiales mejora con el aumento de los mAs, por la mayor absorción que aumenta la diferencia en las intensidades de los materiales, pero esto solo se cumple a un kV adecuado. En el caso del grosor de acuerdo a las figura 5.11 (a) y (b) el contraste disminuye por lo explicado anteriormente en las gráficas de SNR. Por otro lado, para poder distinguir mejor una estructura de otra, el CNR debe ser mayor a 3-5 tal como lo afirma el criterio de Rose. En estas gráficas cuando el CNR es menor a 3 difícilmente se podían distinguir dos estructuras, como lo fue para el agua-acrílico y en algunos casos agua-aceite y cuando el CNR es mayor a 3 se lograban distinguir claramente una estructura de otra.

En las gráficas 5.12 se presentó un cambio contrario a los fenómenos físicos que han sido explicados anteriormente. Los autores de este texto hipotetizamos que el aumento del SNR y CNR en el punto 6 se le pude atribuir a un posible sobre-calentamiento en el tubo de rayos X, el cual produce un fallo momentáneo en el que se emiten más corriente de tubo. De ser cierto este fantoma habría indicado un posible fallo en este equipo cumpliendo por tanto su función como equipo para estudios de calidad.

6.4. La Resolución espacial del Equipo

De acuerdo a la tabla 5.1 y a la figura 5.5 se pudo asegurar que el valor real de la resolución espacial manejado por el equipo de rayos X es de al menos 1 lp/mm. Para determinar el valor exacto y más preciso de la resolución espacial habría sido necesario utilizar otra rejilla cuyo espacio entre líneas hubiese sido menor a 0.5 mm, En cambio, se puede afirmar que el equipo cuenta con una resolución espacial arriba de 1 lp/ mm y además es capaz de reconocer estructuras muy pequeñas de hasta 0.5 mm, el cual representa el tamaño más pequeño de un pixel en la radiografía. Además demostramos que las rejillas construidas con plástico de una impresora 3D son lo suficientemente radio-opacas como para servir para este objetivo.

6.5. Curva DER

Respecto a la curva DER construida, se observó que es similar a la publicada en el manual mencionado. Esta curva DER mostró que los materiales empleados para sustituir los tejidos se comportan de la siguiente manera:

El hule es mas parecido al hueso esponjoso; el corcho simula al pulmón; el acrílico y el agua simulan al tejido blando (músculo) y son casi parecidos; el aceite de oliva es equivalente al tejido adiposo, mientras que el unicel no simula al pulmón es más parecido al aire, contrario a lo obtenido en el equipo de rayos X. Esto es debido a que en tomografía se distinguen mejor las estructuras blandas y duras porque la imagen resultante es obtenida a través de diferentes cortes y se superponen para formar una imagen en 3D con lo cuál se extrae mejor información.

6.6. Valoración del Fantoma

A partir de los resultados de las gráficas anteriores, los objetos de prueba en el fantoma permitieron el análisis del SNR, CNR y la resolución espacial, mostrando diferencias significativas y un comportamiento de acuerdo a lo predicho por la teoría. Uno de los problemas que se enfrentó fue la densidad no homogénea del fantoma, por lo cual se tomó como refe-

rencia una zona homogénea cercana al agua para realizar los cálculos correspondientes. Por otro lado, es necesario construir una rejilla que permita asignar más valores de la resolución espacial. Considerando lo anterior, el fantoma propuesto en este trabajo puede ser aplicado para el control de calidad en imágenes de equipos de rayos x, bajo el protocolo establecido.

Todos los materiales de tejidos equivalentes parecieron funcionar de forma adecuada dando relaciones de CNR y SNR tal como esperaríamos de la teoría. El peor de estos materiales fue el unicel que se quiso inicialmente usar como equivalente al músculo pero funcionó mucho mejor como equivalente a tejido pulmonar. Esto último por su estructura llena de aire, aunque en el TAC reveló su parecido al aire y no al pulmón. El acrílico mostro un comportamiento muy parecido al del agua. Esto apoya su uso en futuros fantomas como equivalente a tejidos blandos humanos.

Capítulo 7

Conclusión

Un equipo de rayos X está diseñado para obtener imágenes radiográficas que contribuya a un diagnóstico útil y preciso. Esto es posible si existe una cantidad mínima de ruido en el sistema y la intensidad de la señal es lo suficientemente grande así como los parámetros SNR y CNR.

Con este fantoma se pudo comprobar que el SNR se mantuvo casi constante sobre la superficie de la placa PMMA y para los materiales de tejido equivalente el valor del SNR fue variable. Se observó que el SNR estuvo relacionado con la densidad del material. Evidentemente por su densidad el hule (hueso) representó el valor más alto de SNR comparado con el aire que obtuvo el valor más bajo. Por otro lado se comprobó el efecto del mAs, el kV y grosor sobre el SNR y CNR. En el caso de los mAs, tal como la teoría afirma, el SNR aumentó de manera potencial a la dosis y de igual manera ocurrió para el CNR. Este efecto tiene como consecuencia distinguir mucho mejor el contraste de los materiales y del fondo, pero en la práctica deposita al paciente una mayor radiación.

Finalmente, el fantoma fue fácil de construir y a un bajo costo (cerca a los 6000 pesos), además los objetos de prueba cumplieron con el objetivo de evaluar los parámetros de la calidad en la imagen. El unigel resultó ser un buen material para simular al pulmón en radiodiagnóstico. En el caso del TAC se obtuvo que es equivalente al aire. Por otro

lado, el hule sustituye al hueso. Existen características que deben mejorarse en el fantoma como la homogeneidad del acrílico y la precisión de la rejilla. Sin embargo, el sistema fue capaz de detectar ciertas inestabilidades en el equipo radiológico que se usó para los experimentos, indicando que prevalece su funcionalidad para pruebas de calidad. Por todos estos motivos, se puede considerar este fantoma como un buen prototipo para el control de calidad en imágenes de radiodiagnóstico.

Bibliografía

- [1] Bordini N., Alfonso E.,Castillo M.R. *Odontología Pediátrica: La salud bucal del niño y el adolescente en el mundo actual*. Primera edición. Medica Panamericana. Buenos Aires. 2010.
- [2] Andrés Cabrerizo D.M., Antón Bozal J.L.,Barrio Perez J. *Física y Química 4 ESO*. Editex. 2008
- [3] Huda W., Slone R. *Review of Radiologic Physics*. Segunda Edición. Lippincott Williams & Wilkins. 2003.
- [4] C. Bushong S. *Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica*. Novena Edición. Elsevier. España. 2010.
- [5] Barrie Smith N., Webb A. *Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications*. Primera Edición. Cambridge University Press. 2011
- [6] S. Curry T., E. Dowdey J., C. Murry R. *Christensen´s Physics of Diagnostic Radiology*. Cuarta Edición. Lippincott Williams & Wilkins. 1990.
- [7] M. Khan F. *The Physics of Radiation Therapy* Cuarta Edición. Lippincott Williams & Wilkins. 2010.
- [8] Philippe Dillenseger J. , Moerschel E. *Manual para técnicos radiólogos cuando la teoría enriquece la práctica*. 1a ed. Buenos Aires. Journal. 2012.
- [9] W. Long B., D. Frank E., Ann Ehrlich R. *Radiography Essentials for Limited Practice* Cuarta Edición. ELSEVIER. 2013.

- [10] *Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients. IAEA human health series. (24). 2075-3772. 2013. Recuperado de <http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1609web.pdf>.*
- [11] <http://imagej.net/Welcome>.
- [12] <http://www.originlab.com/origin>.
- [13] Penchev P., Klingmüller V., Alzen G., Fiebich M. *Optimization of image quality and patient dose in paediatric radiology using Monte Carlo modeling*. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering Vol. 22 . 2528-2531. 2008.
- [14] Chang KP1, Hung SH, Chie YH, Shiau AC, Huang RJ. *A Comparison of physical and dosimetric properties of lung substitute*. Medical Physics, 39(4). 2013-2020. 2012.
- [15] Amador Kane S. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. Segunda Edición. CRC PRESS. 2009
- [16] T. Bushberg J. *The essential physics of medical imaging*. Tercera Edición. Lippincott Williams & Wilkins. 2012.
- [17] Mayayo D. T., Boronat T. F., Jiménez C. J.F. *Atlas de ecografía y TAC en urología*. Primera Edición. Capitel Editores. España. 1989.
- [18] <http://www.imagingequipment.co.uk/downloadfile/1087>.
- [19] http://cspmedical.com/content/102-1492_tissue_phantom_userguide.pdf.
- [20] <http://www.alaraconsultants.com/alara-products/nuclear-medicine-equipment/qc-phantoms/item/521-diagnostic-x-ray-phantoms>.