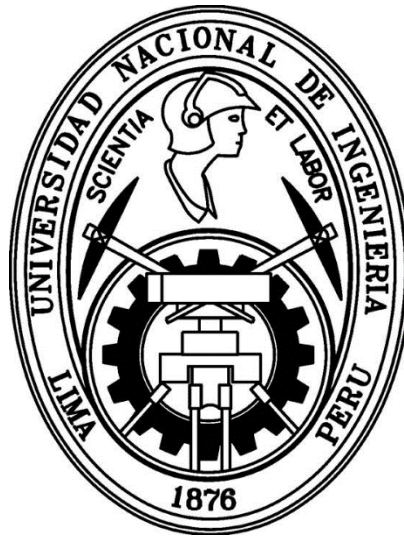


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**“ESTIMACIÓN DE LA INFLUENCIA DE LA DENSIDAD
ELECTRÓNICA RELATIVA EN LOS CÁLCULOS DE
DOSIS EN RADIOTERAPIA”**

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN
CIENCIAS CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADA POR:

GUADALUPE URBINA LAIME

ASESOR:

Dr. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVAleta

CO ASESOR:

MSc. BERTHA MILAGROS GARCÍA GUTIÉRREZ

Lima – Perú
2018

A Dios, mi esposo, padres y hermano.

AGRADECIMIENTOS:

MSc. Bertha Milagros García Gutiérrez

Dr. Modesto Edilberto Montoya.

Clínica Delgado de Red AUNA

Departamento de Radiodiagnóstico

Departamento de Radioterapia

Universidad Nacional de Ingeniería. UNI

Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN)

Centro Superior de Estudios Nucleares (CSEN) del IPEN

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	8
INTRODUCCIÓN	9
Capítulo I	12
MARCO TEORICO	12
1.1. Algunos principios de la imagen de tomografía	14
1.1.1 El coeficiente de atenuación lineal	14
1.1.2 Unidades Hounsfield	16
1.1.3 Densidad electrónica.....	18
1.1.4 Relación entre pixel y unidades Hounsfield	18
1.1.5 Diferentes ventanas de imagen tomografía	21
1.1.6 Relación entre unidades Hounsfield y densidad electrónica	22
1.2. El tomógrafo computarizado.....	23
1.2.1 Partes del tomógrafo	24
1.2.2 Algunos principios físicos del tomógrafo.....	29
1.2.3 Criterios de control de calidad del tomógrafo	31
1.3. Introducción al sistema de planificador en radioterapia	34
1.3.1 Introducción al método Monte Carlo.....	34
1.3.2 Consideraciones de histograma.	36
1.3.3 Introducción a la técnica de terapia de intensidad modulada con arcos volumétricos	36
1.3.4 Algunas funciones de planificador Mónaco	38
Capítulo II.....	40
MATERIALES Y PROCEDIMIENTOS	40
2.1 Materiales	40
2.1.1 Características tomógrafo	40
2.1.2 Especificaciones del tomógrafo.....	41
2.1.3 Descripción del fantoma.....	41
2.1.4 Insertos del fantoma.....	43
2.1.5 DER y Rangos de UH de los insertos	43
2.2 Procedimientos	44
2.2.1 Colocación del fantoma en el tomógrafo.....	44
2.2.2 Alineación del láser con el fantoma	45
2.2.3 Parámetros usados en la adquisición de las imágenes	46
2.2.4 Consideraciones para la construcción de ROI.	46
2.2.5 Arreglo geométrico de ROI	48
2.2.6 Construcción de curvas DER en función de UH	49
2.2.7 Prescripción de la dosis	50
2.2.8 Análisis estadístico	51
Capítulo III	52
RESULTADOS	52
3.1 Valores medidos promedios de UH para la construcción de la curvas DER con 100 kV.....	52

3.2	Valores medidos promedios de UH para la construcción de la curvas DER con 120 kV.....	52
3.3	Gráfica para 100 kV y (150, 200, 250, 350) mA.	53
3.4	Gráfica para 120 kV y (150, 200, 250, 300, 350) mA.	53
3.5	Regresión lineal.....	54
3.6	Rango de variaciones de UH con 100 kV y 120 kV.	54
3.7	Medidas calculados en el planificador Mónaco v.5.0.....	55
3.8	Medidas de unidades Hounsfield	56
3.9	Medidas de densidad electrónica	58
3.10	Medidas de dosis.....	60
3.11	Medidas de unidades monitor UM.....	62
3.12	Comparaciones de UH y sus respectivas desviaciones estándar con estadística t-Student, para cada inserto.	64
3.13	Comparaciones de la densidad electrónica y sus respectivas desviaciones estándar con estadística t de Student, para cada inserto.....	69
3.14	Comparaciones de la dosis y sus respectivas desviaciones estándar con estadística t-Student, para cada inserto.	73
3.15	Diferencia en porcentaje entre la dosis calculada y dosis de prescripción para diferentes parámetros.	78
CAPITULO IV		80
DISCUSIONES		80
CAPITULO V.....		82
CONCLUSIONES.....		82
Referencias Bibliográficas.....		83
Anexo A: Siglas mencionadas.....		86
Anexo B: Cortes de adquisicion de imágenes TC.		87
Anexo C: Curvas DER en funcion de UH o CT.....		102
Anexo D:Valor medio e incertidumbre		106
Anexo E: Control de calidad del escáner del tomógrafo marca Optima 660 de fabricación 2014.....		107

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Relación entre algunos tejidos biológicos, materiales y las unidades Hounsfield (UH). Ref. [18].	17
Tabla 2: Especificaciones del tomógrafo Optima 660. Ref. [28].	41
Tabla 3: Características del fantoma Catphan 503. Ref. [25].	42
Tabla 4: Fórmula química de los insertos y rango de unidades Hounsfield UH. Ref. [25].	44
Tabla 5: Los insertos son sus correspondientes densidades electrónicas relativas DER. Ref. [25].	44
Tabla 6: Parámetros voltaje, corriente en un tiempo de 1s utilizados en la adquisición de imágenes.	46
Tabla 7: Valores promedios de UH medidos para cada inserto con 100 kV y (150, 200, 250, 350) mA.	52
Tabla 8: Valores promedios de UH medidos para cada inserto con 120 kV y (150, 200, 250, 350) mA.	52
Tabla 9: El modelo matemático es lineal y su coeficiente de determinación (%) de las curvas de densidad electrónica relativa DER.	54
Tabla 10: Rango de variación de las unidades Hounsfield UH, obtenidos con 100 kV y 120 kV para diferentes intensidades de corriente (mAs).	55
Tabla 11: Mediciones de UH con dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. Polietileno de baja densidad LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la primera lectura.	56
Tabla 12: Mediciones de UH con dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la segunda lectura.	57
Tabla 13: Mediciones de UH con dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la tercera lectura.	57
Tabla 14: Mediciones para DER con una dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la primera lectura.	58
Tabla 15: Mediciones para DER con una dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la segunda lectura.	59
Tabla 16: Mediciones para DER con una dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la tercera lectura.	59
Tabla 17. Mediciones de dosis en los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco a una dosis de prescripción 1000 cGy, para la primera lectura.	60
Tabla 18: Mediciones de dosis en los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco a una dosis de prescripción 1000 cGy, para segunda lectura.	61
Tabla 19: Mediciones de dosis en los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco a una dosis de prescripción 1000 cGy, para tercera lectura.	61
Tabla 20: Cálculos de UM con dosis de prescripción 1000 cGy, simulados en el planificador Mónaco, para primera lectura.	62

Tabla 21: Cálculos de UM con dosis de prescripción 1000 cGy, simulados en el planificador Mónaco, para segunda lectura.	63
Tabla 22: Cálculos de UM con dosis de prescripción 1000 cGy, simulados en el planificador Mónaco, para tercera lectura.	63
Tabla 23: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto de aire con dosis de prescripción de 1000 cGy.	64
Tabla 24: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto PMP con dosis de prescripción de 1000 cGy.	65
Tabla 25: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto LDPE con dosis de prescripción de 1000 cGy.	66
Tabla 26: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto polietileno con dosis de prescripción de 1000 cGy.	66
Tabla 27: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto acrílico con dosis de prescripción de 1000 cGy.	67
Tabla 28: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto delrin con dosis de prescripción de 1000 cGy.	68
Tabla 29: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto de teflón con dosis de prescripción de 1000 cGy.	68
Tabla 30: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de aire con una dosis de prescripción de 1000 cGy.	69
Tabla 31: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de PMP con una dosis de prescripción de 1000 cGy.	70
Tabla 32: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de polietileno con una dosis de prescripción de 1000 cGy.	71
Tabla 33: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de acrílico con una dosis de prescripción de 1000 cGy.	71
Tabla 34: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de delrin con una dosis de prescripción de 1000 cGy.	72
Tabla 35: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de teflón con una dosis de prescripción de 1000 cGy.	73
Tabla 36: Comparación de la dosis calculada en el inserto aire con dosis de prescripción de 1000 cGy.	74
Tabla 37: Comparación de la dosis calculada en el inserto PMP con dosis de prescripción de 1000 cGy.	74
Tabla 38: Comparación de la dosis calculada en el inserto LDPE con dosis de prescripción de 1000 cGy.	75
Tabla 39: Comparación de la dosis calculada en el inserto polietileno con dosis de prescripción de 1000 cGy.	76
Tabla 40: Comparación de la dosis calculada en el inserto acrílico con dosis de prescripción de 1000 cGy.	76
Tabla 41: Comparación de la dosis calculada en el inserto delrin con dosis de prescripción de 1000 cGy.	77
Tabla 42: Comparación de la dosis calculada en el inserto teflón con dosis de prescripción de 1000 cGy.	78
Tabla 43: Diferencia en porcentaje de dosis calculada y dosis de prescripción.	79

RESUMEN

En la presente investigación se muestra la relación dependiente entre las Densidades Electrónicas Relativas (DER) y las Unidades Hounsfield (UH), para construir diferentes curvas de DER e introducirlas en la planificación física en radioterapia; por lo que el cálculo de dosis de prescripción será influenciado por DER. Las mediciones de las UH, se realizan en el software del tomógrafo. Las mediciones experimentales se realizaron en la clínica Delgado de la Red AUNA.

Estas medidas constan de 3 partes. La primera parte son las adquisiciones de las imágenes de tomografía computarizada TC al fantoma Catphan 503, con diferentes voltajes y corrientes. La segunda parte consiste en la determinación de la UH en los diferentes insertos del fantoma Catphan 503, en cada inserto se midieron 5 regiones de interés ROI equidistantes entre sí, construidos a través de un arreglo geométrico.

La tercera parte, se ha realizado una planificación física con técnica de terapia volumétrica modulada por arcos (VMAT) con una dosis de prescripción de 1000 cGy, 6MV de energía y un arco de 360°.

De los 7 insertos del fantoma estudiados, 3 de ellos no mostraron diferencias significativas, estos fueron el acrílico con los parámetros de 100 kV con 150 mA; 100 kV con 350 mA variando porcentualmente en 2.67 % y 2.84 % respecto a la dosis de prescripción; el inserto Delrin con los parámetros 100 kV, 150 mA; 100 kV, 350 mA variando en 3.81 % y 4.26 % respecto a la dosis de prescripción y el inserto del teflón con 120 kV, 250 mA varia porcentualmente en 4.78 % con la dosis de prescripción, todos estos parámetros no mostraron diferencias significativas, por lo tanto se concluye que la dosis calculada sufre una menor variación alrededor del 2% entre la dosis de prescripción, indicando una mayor optimización con la curva DER de 100 kV con 150 mA.

Palabras clave: Inserto, dosis, unidades Hounsfield.

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC), en 1971 fue introducida clínicamente, en forma de rayos X que permitía obtener únicamente imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología. [1, 2] A través del tiempo la TC se ha convertido en una técnica de imagen muy versátil de manejar, con la que se obtienen imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica del cuerpo humano, y cuentan con una amplia gama de aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología, o en radiología intervencionista, entre otras. La TC se utiliza en el diagnóstico y en los estudios de seguimiento de pacientes, en la planificación de tratamientos de radioterapia, e incluso para el cribado de subpoblaciones asintomáticas con factores de riesgo específicos [1]. Poco tiempo después se construyeron escáneres con la tecnología aplicable a cualquier parte del cuerpo; los escáneres axiales, fueron los primeros construidos de una única fila de detectores (1976), hasta llegar a los escáneres helicoidales o espirales, permitiéndonos aplicar la tecnología de estos equipos con múltiples filas de detectores, en el uso clínico alcanzando amplia difusión en la actualidad [1, 3, 4].

La TC, nos incorporó a la simulación virtual como una herramienta para recrear los escenarios de tratamiento en radioterapia RT por medio de reconstrucciones tridimensionales bastantes reales, mediante la simulación convencional nos permiten reducir de manera importante la desviación entre las dosis planificadas y las dosis administradas a los pacientes.

La TC, nos proporciona datos que son utilizados comúnmente en las imágenes del paciente para construir un plan de tratamiento en radioterapia. Entre estos datos se encuentran los números de TC, también conocido como los números o unidades Hounsfield (UH), Estas UH en relación a la conversión de en densidad electrónica (ρ_e) para su uso en el cálculo de la dosis. Por lo tanto, la medición rutinaria de la constancia del número TC es una parte recomendada del programa de garantía de calidad en radioterapia [5, 6, 7].

Los números de TC varían entre diferentes escáneres de TC, dependiendo de los parámetros de escaneo (por ejemplo, voltaje del tubo, intensidad de corriente y tamaño del campo de visión) [8, 9], la distribución geométrica de los materiales insertados en el

maniquí o fantoma de calibración dentro del TC, la densidad de electrones relativa [10] y los algoritmos de reconstrucción empleado por el escáner CT [11, 12].

La corrección de las variaciones de la homogeneidad basada en TC de kilovoltaje (kV) primero se basa en la calibración precisa de los números TC, conocido también como unidades Hounsfield UH. En las tomografías computarizadas, la variación del parámetro de kV afecta principalmente a la precisión de UH, debido a que determina la calidad del haz incidente, a su vez al coeficiente de atenuación. Los demás parámetros como la intensidad de corriente en miliamperios (mAs), grosor de corte (mm), factor de paso, etc., en principio no deberían tener ningún efecto [13].

El impacto dosimétrico resultado de las incertidumbres en los números de TC ha sido informado [9, 14]. En el estudio de la influencia de la densidad de electrones se evaluó el impacto dosimétrico de diferentes disposiciones geométricas de inserciones dentro de un fantoma de heterogeneidad. Los insertos se organizaron en tres orientaciones diferentes dentro de un disco de plástico equivalente a 30 cm de agua. Cada orientación fue escaneada usando tres configuraciones de kVp. El kVp adecuado y la disposición geométrica conducen a diferencias significativas en valores UH, con la desviación más grande que ocurre para materiales de Z alta para la configuración de kVp más baja. Obteniendo como resultado en los cálculos de dosis resultó ser inferior al 2 % [9].

Los Sistemas de planificación en radioterapia (SPRT), es una herramienta en el cálculo de dosis implementado con algoritmos de corrección, basados en la densidad electrónica (ρ_e), para las regiones con variaciones homogéneas de los diversos tejidos biológicos. La bibliografía nos indica la posibilidad de obtener la densidad electrónica a partir de los UH, y las UH se obtienen una relación dependiente a la curva de densidad electrónica relativa (DER) [7].

En la presente investigación se ha determinado como influye la DER con diferentes parámetros de kilovoltaje (kV) e intensidad de corriente (mAs) para el cálculo de dosis para tratamientos en radioterapia mediante la técnica de volumétrica modulada por arcos (VMAT). Por lo expuesto anteriormente, nuestros objetivos propuestos son los siguientes:

Objetivo General.

- Determinar la influencia de densidad electrónica relativa (DER) en los cálculos de dosis en Radioterapia.

Objetivo Específicos.

- Determinar los valores de las unidades Hounsfield (UH) en cada ROI para los diferentes insertos del fantoma Catphan 503.
- Construir las curvas de calibración de DER en función de las unidades Hounsfield con diferentes parámetros de adquisición de imágenes, como son: voltaje V , en kilovoltios (kV) y corriente I , su unidad en amperios (A).
- Comparar la dosis calculada de cada inserto con la dosis de prescripción de 1000 cGy.

Hipótesis

Al planificar un tratamiento de radioterapia al paciente, es necesario que el paciente se someta a una tomografía de la parte a tratarse, estas imágenes de TC son una parte importante en el cálculo de la dosis, ya que en ella contiene datos como la densidad de los tejidos biológicos, y están relacionados directamente con las unidades Hounsfield UH designado por el equipo de tomografía, es probable que la variación de los parámetros de voltaje y corriente se obtenga una adecuada estimación de dosis en radioterapia.

Capítulo I.

MARCO TEORICO

Las imágenes de la tomografía computarizada (TC) es uno de los métodos de diagnóstico más utilizadas en el ámbito científico, debido a que proporcionan un gran número de información a un costo relativamente accesible [15, 16].

Una tomografía computarizada, es una técnica que requiere medir la intensidad de los rayos X que atraviesan diferentes secciones del cuerpo humano a su vez se dan en un gran número de secciones angulares, se logra conseguir mediante un conjunto compuesto por un tubo emisor de rayos X y una serie de detectores enfrentados al tubo, que rotan de forma permanente alrededor del paciente [17].

La rotación continúa del conjunto (tubo-detectores), permite la adquisición de imágenes más rápida, de forma continua a lo largo de todo el volumen analizado llamado técnica helicoidal o espiral, se ve Fig. 1. Considerando dos aspectos: la velocidad de desplazamiento de la camilla y el paso de la hélice (pitch), el pitch es la relación entre la longitud de desplazamiento de la camilla en una revolución completa y el espesor de corte [19, 20].

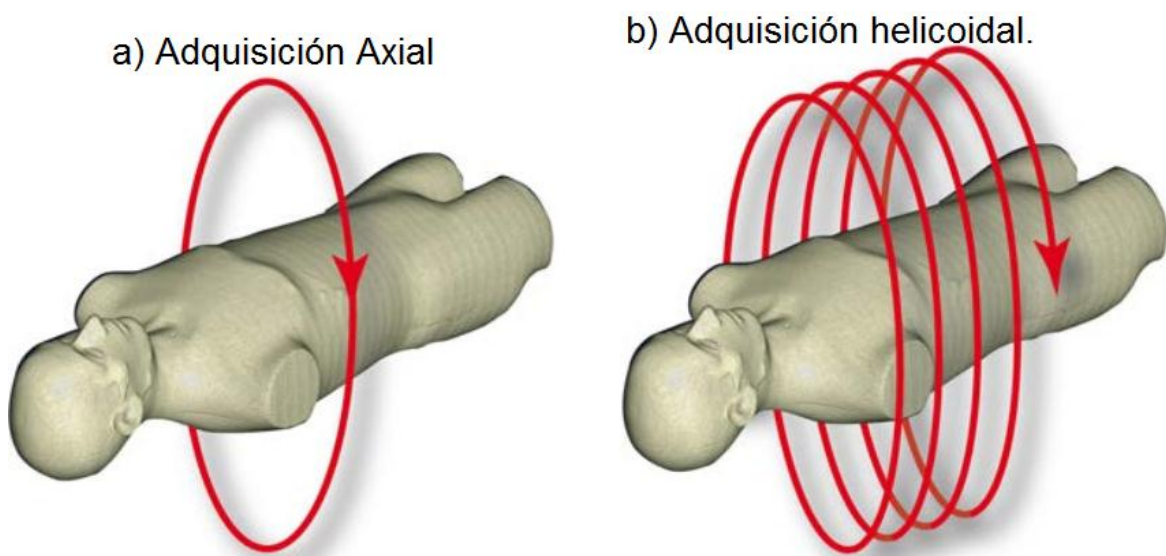


Figura 1: Se ve en a) Geometría de una adquisición axial de TC y b) una adquisición helicoidal de TC. Ref. [18]

La reconstrucción de las imágenes tridimensionales en la TC, son soluciones matemáticas desarrolladas inicialmente al caso bidimensional través de integrales de funciones sobre un conjunto de rectas, conocido como la transformada de Radón [20]. Posteriormente el algoritmo computacional aplicado al inverso de la transformada de Radón es llamado retroproyección filtrada, basado en el teorema de cortes de Fourier

Entonces, una imagen es posible determinar cuál es esa imagen calculando la suma de los perfiles de las proyecciones de transmisión de los rayos X adquiridas a través de la transformada bidimensional inversa de Fourier [19]. La retroproyección es una acumulación de valores en los píxeles de la imagen.

Los sistemas de adquisición de procesamiento y visualización de imágenes vienen implementados con algoritmos altamente estudiados, en la Fig. 2, se muestra el funcionamiento de un tomógrafo, vemos el tubo de rayos X y el arreglo de detectores rotan simultáneamente alrededor del paciente. Generándose una señal emitida por los detectores, para luego ser procesada y visualizada en la pantalla de un computador, con sistemas altamente especializados que permiten su exploración en múltiples aplicaciones clínicas [20].

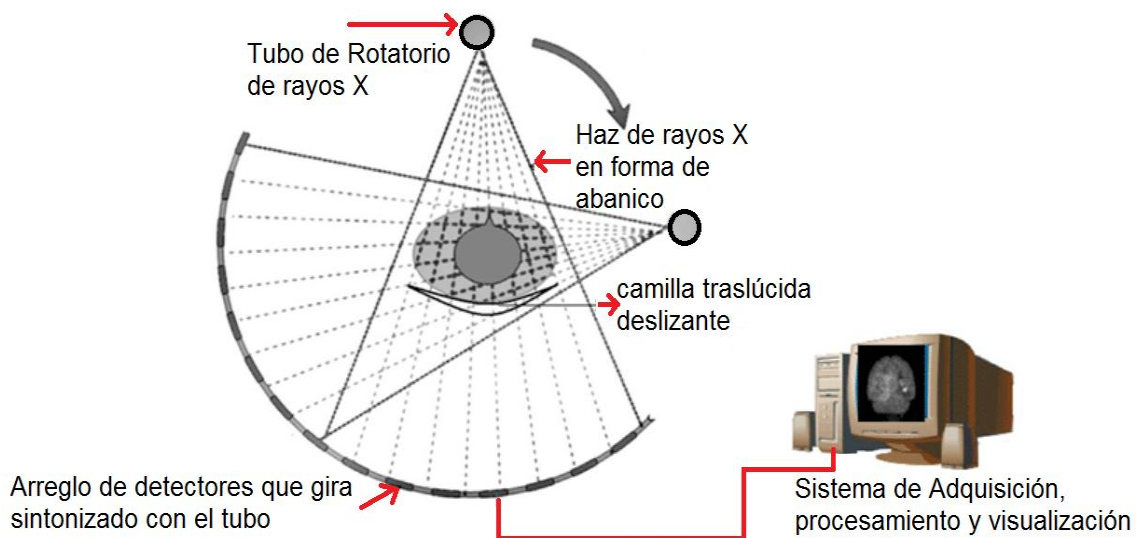


Figura 2: Esquema que representa el funcionamiento de un tomógrafo de tercera generación, donde el tubo de rayos X y el arreglo de detectores rotan alrededor del paciente. La señal generada por estos detectores se procesa y visualiza en la pantalla de un computador. Ref. [20]

1.1. Algunos principios de la imagen de tomografía

El principio de la TC, se basa en la atenuación lineal, originada por el haz de rayos X, conocido como la pérdida de la intensidad del haz de rayos X que atraviesa la materia, dada por unidad de longitud (L) [18], dada por la ley de Beer Lambert, se expresa en la ecuación (1).

$$I(L) = I_0 e^{\mu(L)} \quad (1)$$

1.1.1 El coeficiente de atenuación lineal

El coeficiente de atenuación lineal $\mu(x)$, tiene como unidad [cm^{-1}], es representado como la transformación lineal de $\mu(x)$ en diferentes tonalidades de grises que dan lugar a la escala UH [19].

La probabilidad que un fotón interacción con la materia durante su recorrido y el conjunto de datos obtenidos debido a este proceso son relacionados, con la atenuación, por medio de mapas de tomografía de los coeficientes de atenuación lineal que depende de la distancia x recorrida que va de 0 a L , propiedades del material, densidad, número atómico Z , espesor y energía de los rayos X incidente [18, 19]. Descrita en la ecuación (2) se encuentra en referencia bibliográfica [18], y se expresa:

$$I(L) = I_0 e^{-\int_0^L \mu(x) dx} \quad (2)$$

La integral de la atenuación lineal está dada por la ecuación (3) se encuentra en referencia bibliográfica [18], se expresa:

$$\int_0^L \mu(x) dx = -\frac{1}{L} \text{Ln} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (3)$$

Donde

I_0 es la intensidad incidente.

I es la intensidad transmitida.

L es la longitud del recorrido del haz de radiación.

$\mu(x)$ es el coeficiente de atenuación lineal.

En la Fig. 3 se muestra una imagen tomografía de tórax, inicialmente la intensidad del haz de rayos X es atenuada por las diferentes densidades biológicas a través de su recorrido de distancia de 0 a L , es transmitida [18].

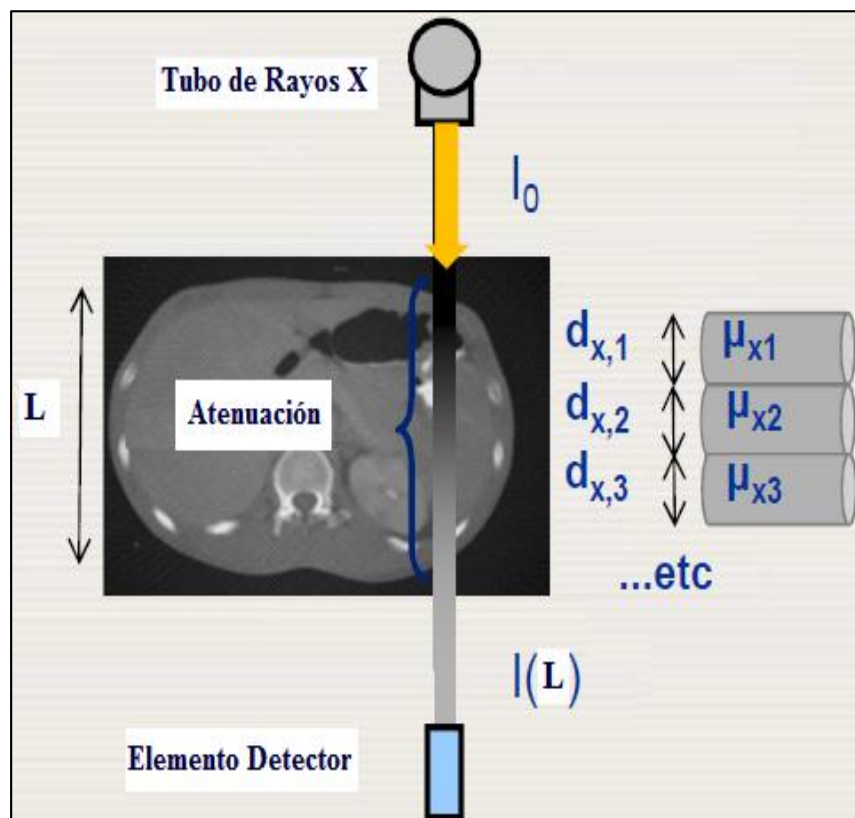


Figura 3: Rayos X atenuado en el abdomen y elemento detector, donde L es el espesor del abdomen, representa el material que los rayos X atraviesa a diferentes coeficientes de atenuación lineal, $d_{x,1}$ es el elemento correspondiente a μ_{x1} así sucesivamente. Ref. [18]

Se relaciona el algoritmo de reconstrucción de imágenes en el tomógrafo, para ello requiere medidas de esta integral a lo largo de varios recorridos del haz de radiación y en cada uno de los ángulos alrededor del isocentro, el valor de L es conocido e I_0 es determinado por el sistema de calibración. [18] La discretización se expresa en la ecuación (4).

$$I(L) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{i=4} \mu_i \Delta x} \quad (4)$$

1.1.2 Unidades Hounsfield

Las unidades Hounsfield, están directamente relacionados con los coeficientes de atenuación lineal. [18] Se expresa en la en la ecuación (5).

$$UH_{\text{material}} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000 \quad (5)$$

Donde

UH_{material} es la unidad Hounsfield del medio o material.

μ_{material} es el coeficiente de atenuación del material.

μ_{agua} es el coeficiente de atenuación lineal del agua a medio ambiente.

En la ecuación (5), hacemos las siguientes consideraciones, que:

- $\mu_{\text{material}} = \mu_{\text{agua}}$, entonces $UH_{\text{agua}} = 0$.
- $\mu_{\text{material}} = 0$, entonces $UH_{\text{aire}} = -1000$.
- μ_{agua} asociado a 0.1ρ , entonces $UH = 1$.

Los coeficientes de atenuación lineal tienen tres dependencias principales: la densidad electrónica (ρ_e) del material o medio, el número atómico Z, y la calidad del haz dado por (kVp) [21].

Tabla 1: Relación entre algunos tejidos biológicos, materiales y las unidades Hounsfield (UH). Ref. [18].

Tejido biológico	Rango de las unidades Hounsfield
hueso compacto	+1000 (+300 a +2500)
hígado	+ 60 (+50 a +70)
sangre	+55 (+50 a +60)
riñones	+30 (+20 a +40)
musculo	+25 (+10 a +40)
cerebro, materia gris	+35 (+30 a +40)
cerebro, materia blanca	+25 (+20 a +30)
agua	0
grasa	-90 (-100 a -80)
pulmón	-750 (-950 a -600)
aire	-1000

En la Fig. 8 se muestra la relación entre los rangos de UH y la información proporcionada por las propiedades de los materiales o tejido biológico, descritas en la tabla 1 [22].

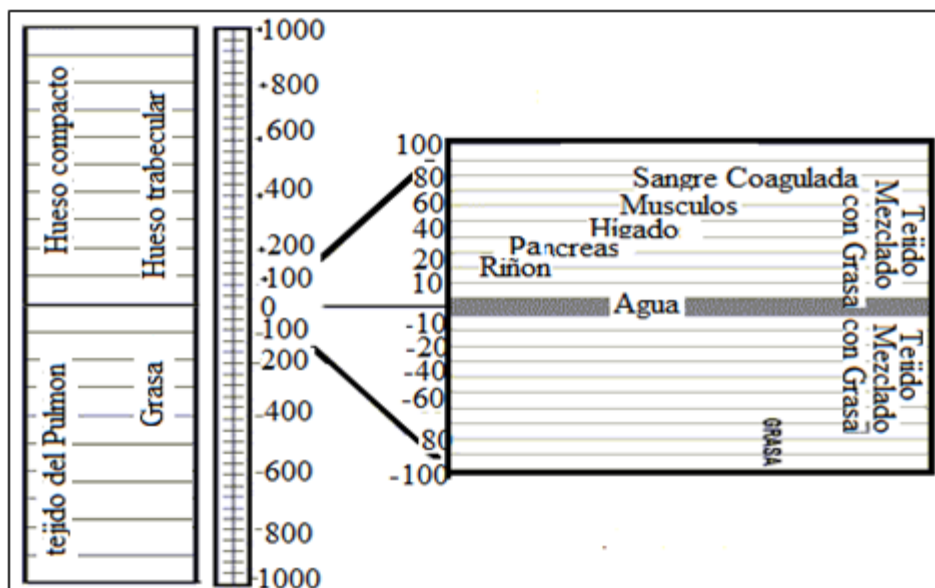


Figura 8: Muestra relación de los tejidos biológicos y la escala UH. Ref. [23]

1.1.3 Densidad electrónica.

La determinación de la densidad electrónica (ρ_e), depende del número atómico Z efectivo, el coeficiente de atenuación lineal está relacionado intrínsecamente con la densidad electrónica (ρ_e).

Se emplean dos expresiones para el cálculo de ρ_e , la ecuación es la recta que representa el resultado de un grupo de mediciones de la ρ_e , contra UH obtenidas para un estudio multicéntrico que incluía diferentes tomógrafos de medición y diferentes valores de kVp. La literatura nos indica que los materiales de bajo Z (agua, tejido adiposo, músculos, etc.); y otra para el hueso [21].

- La ρ_e esta directamente proporcional a UH , para un bajo Z , se expresa en la ecuación (6) se encuentran en referencia bibliográfica [19].

$$\rho_e = \frac{UH}{1000} + 1 \quad (6)$$

- La ρ_e esta directamente proporcional a UH , para un alto Z , como ejemplo el hueso se expresa en la ecuación (7) se encuentran en referencia bibliográfica [19].

$$\rho_e = \frac{UH}{1950} + 1 \quad (7)$$

1.1.4 Relación entre pixel y unidades Hounsfield

Para determinar la relación del pixel con la UH , definimos el término pixel, es reducido de un elemento de imagen, la imagen TC, está compuesta por una matriz de píxeles, el paciente escaneado se puede considerar que está compuesto por una matriz de diferentes elementos, estos elementos son coeficientes de atenuación lineal en un volumen llamado vóxel [18].

El valor de UH para cada píxel puede variar desde -1000 para el aire hasta 3000, el hueso tiene un número Z más alto por ser más denso y el agua es 0. Por ejemplo un corte de la región anatómica del plano reformateado, considera la razón de 500 mm / 512 mm, obteniendo como resultado 0,9766 mm, aproximadamente es un milímetro de espesor.

La escala de tonos de grises va desde 4000 distintos tonos, partiendo desde la tonalidad del negro hasta el blanco, de estos solo 30 son reconocidos por el ojo humano, a ello cada píxel tiene coordenadas que describen su posición, se ve la Fig. 9, a) cada cuadrado se asigna un tono de la escala de grises, estos conjuntos de tonos es llevado a la pantalla de un monitor y en b) muestra una matriz simplificada que representa la medición de la transmisión de intensidad de los rayos X a lo largo de una línea [18].

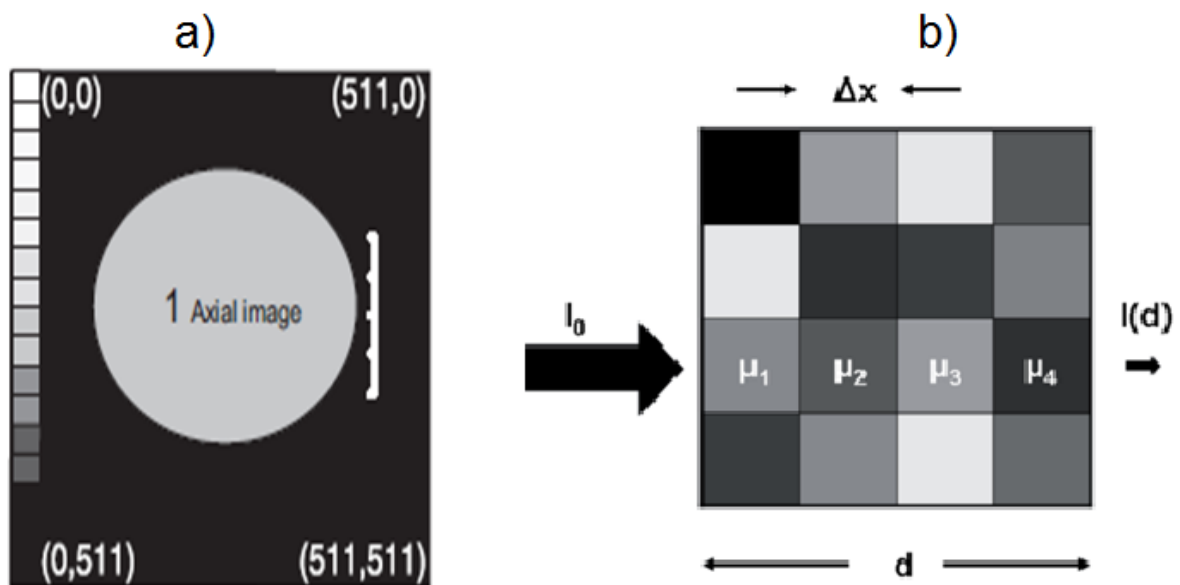


Figura 9: Se observa en a) una escala de grises en la parte izquierda, seleccionando un determinado gris en el centro de forma circular, esta cuenta con las coordenadas de matriz: es el píxel superior izquierdo = $(0,0)$; píxel superior derecho = $(511,0)$; el píxel inferior derecho = $(511,511)$; el píxel en el centro de la matriz = $(255,255)$; y el píxel inferior izquierdo $(0,511)$. Y en b) se muestra el principio de atenuación de un haz de rayos X en una matriz simplificada de 4×4 . En cada elemento en la matriz, tiene un valor diferente del coeficiente de atenuación lineal asociado. Ref. [18].

En la obtención de la imagen de tomografía, se procede a la reconstrucción de imagen, mediante la comparación de datos recopilados con los datos de calibración y el sistema convierte cada elemento de matriz píxel en UH. En la Fig. 10, se muestra un ejemplo de matriz de 2 x 2, está basada en las proyecciones de cada cuadrado (a, b, c y d), son 2 en dirección horizontal, 2 en dirección vertical y 2 en dirección diagonal estas producen 6 valores de proyección.

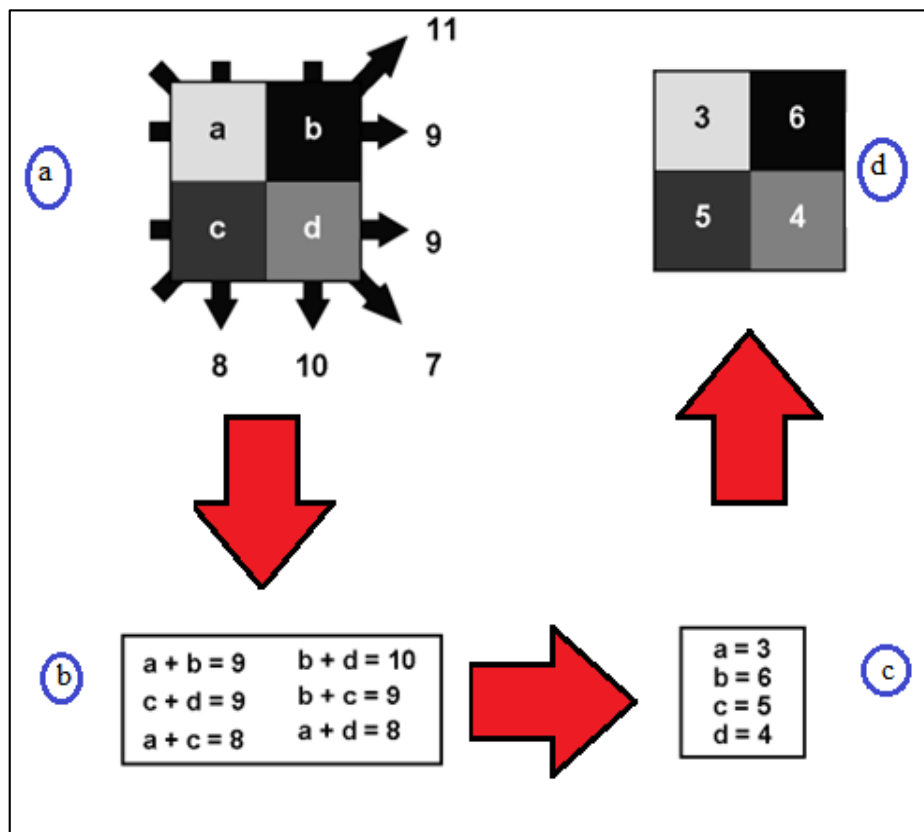


Figura 10: Se muestra la reconstrucción algebraica de una matriz de 2 x 2. En a) los 6 valores de las proyecciones, se considera dos horizontales, dos vertical y dos direcciones diagonales, b) se obtiene 6 ecuaciones construidos de la parte a), y en c) se resuelve las ecuaciones para obtener resultados de a, b, c y d, en d) se reemplaza los valores en la matriz de 2 x 2, estos corresponden a diferentes tonalidades. Ref. [28]

La representación de los valores de reconstrucción de imagen de tomografía, son las UH, por ejemplo en la imagen de tórax, Fig. 11, vemos un pixel luminoso: este UH es de mayor valor [22].

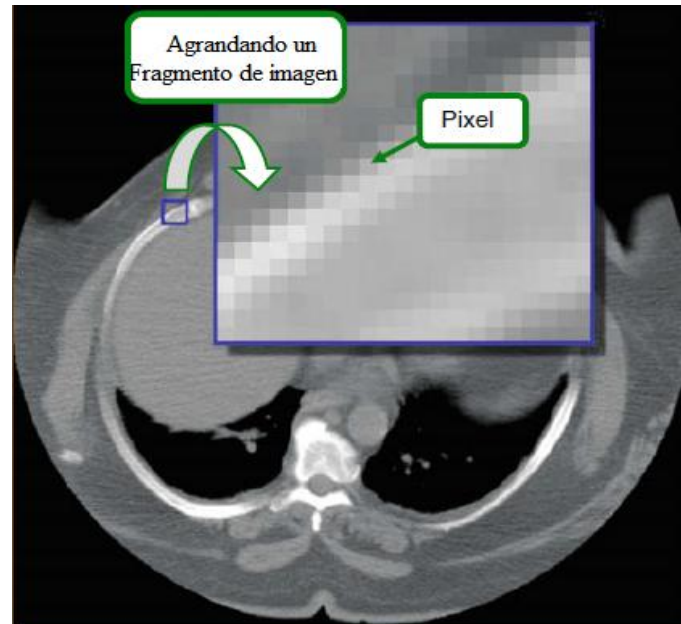


Figura 11: Se muestra una distribución ordenada de pixel apreciada en escala de grises de un corte axial de tórax, se escoge un pixel más luminoso (blanco). Ref. [22]

1.1.5 Diferentes ventanas de imagen tomografía

Las ventanas de imagen tomografía, son importantes para una visualización óptima de la escala de grises en los tejidos de interés de la imagen de tomografía apreciados en la pantalla del monitor, se consigue ajustando el nivel de ventana (NV) se sitúa en el valor de UH medio de la estructura a estudiar y el ancho de ventana (AV) nos permite discriminar otras estructuras, evitando el endurecimiento del haz llamado artefacto, sucede cuando atraviesa objetos metálicos o huesos compactos. En la Fig. 12, se visualizan en escala de grises, para una imagen del tejido de partes blandas, pulmonar y hueso [18].

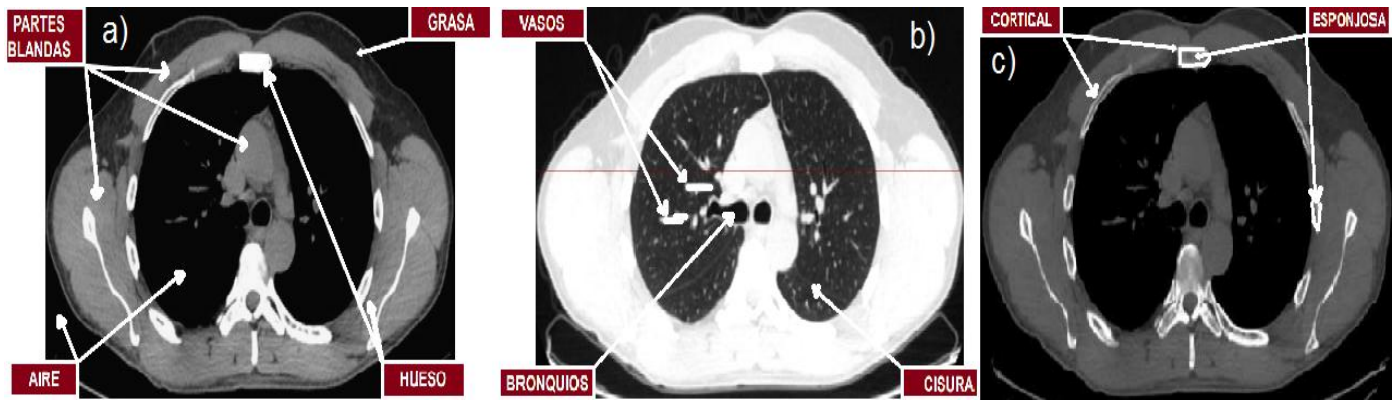


Figura 12: Se muestra en una imagen de tomografía de tórax, de diferente tonalidad de grises, en a) ventana para ver partes blandas b) ventana para ver pulmón y evaluar estructuras dentro de los pulmones y c) ventana para ver hueso y permite diferenciar el hueso cortical de la esponjosa [18].

1.1.6 Relación entre unidades Hounsfield y densidad electrónica

Diverso protocolos y programas de calidad de tomógrafos de uso en radioterapia, obtienen la relación entre las UH y densidad electrónica, para para garantizar un tratamiento preciso mediante la exploración de región de interés ROI que consideran heterogeneidades tisulares [30].

Los UH son valores de un fantoma o maniquí, utilizados en la construcción de un material o un arreglo matemático, para evaluar la respuesta del comportamiento de la interacción de la radiación con la materia, se ve Fig. 13, a) un modelo de fantoma Catphan 503 de Elekta de calibración contiene en su interior diferentes insertos de materiales equivalente a tejidos biológicos certificados [25, 30].

Los estudios para diferentes materiales se hacen utilizando fantoma. [19, 24, 26] Diversos autores han señalado la posibilidad de obtener la densidad electrónica a partir de los UH empleando una dependencia funcional que denominaremos curva de densidad electrónica relativa (DER). En la construcción de la curva de densidad electrónica relativa DER normalizada a la densidad electrónica relativa del agua $\rho_{e,a}$ certificada en función de UH . [19]

El control de calidad del tomógrafo se encuentra detallada en el anexo D, consistió en inspección física, tensión del tubo, tiempo de exposición, determinación de la filtración total, respetabilidad de la exposición y rendimiento del tubo, sistema de colimación, alineamiento de la mesa en relación al gantry, movimiento longitudinal de la mesa, inclinación del gantry, espesor de corte, ruido, calibración y uniformidad de UH, resolución de bajo contraste, resolución de alto contraste y evaluación de a dosis. En la Fig.13, b) se muestra la dependencia entre UH y DER.

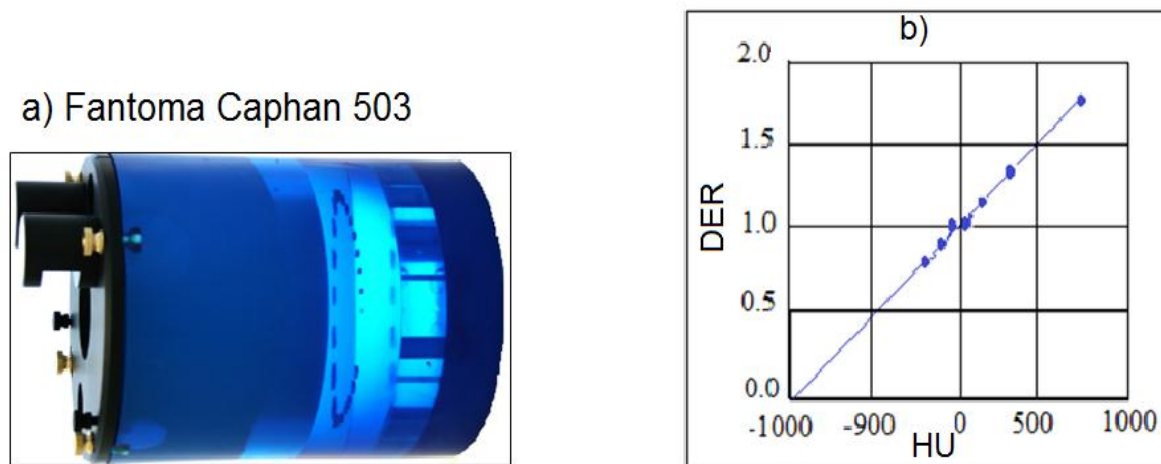


Figura 13: Se muestra en a) un fantoma, Catphan 503 de Elekta. Ref. [25] y b) se muestra construcción de la curva de DER en función de UH . Ref. [27]

1.2. El tomógrafo computarizado

El tomógrafo está compuesto por un tubo generador de rayos X emite un haz de radiación de rayos X, [29] que atraviesa el los tejidos biológicos o material en estudio, y la recepción de la transmisión de los rayos X incidente, está dado por una serie de detectores electrónicos que miden la señal eléctrica, y es procesada por algoritmos especializados en el computador.

La adquisición de imágenes nos permite obtener estudios de las imágenes tridimensionalmente en la exploración de los tejidos biológicos del cuerpo humano, de forma no invasiva, los que son indispensable en la rutina clínica [31].

1.2.1 Partes del tomógrafo

Las partes del tomógrafo son: sistema de presentación tubo de rayos X, detectores de radiación, sistema de adquisición de datos (SAD), ordenador y almacenamiento de datos, mesa de trabajo, discos Laser, magnéticos o cinta, apertura del estativo es de 70 cm, distancia entre el punto focal y el isocentro es de 54 cm y la distancia entre el punto focal y el detector, de 95cm. Se ve la Fig. 14, algunas partes del tomógrafo [28].

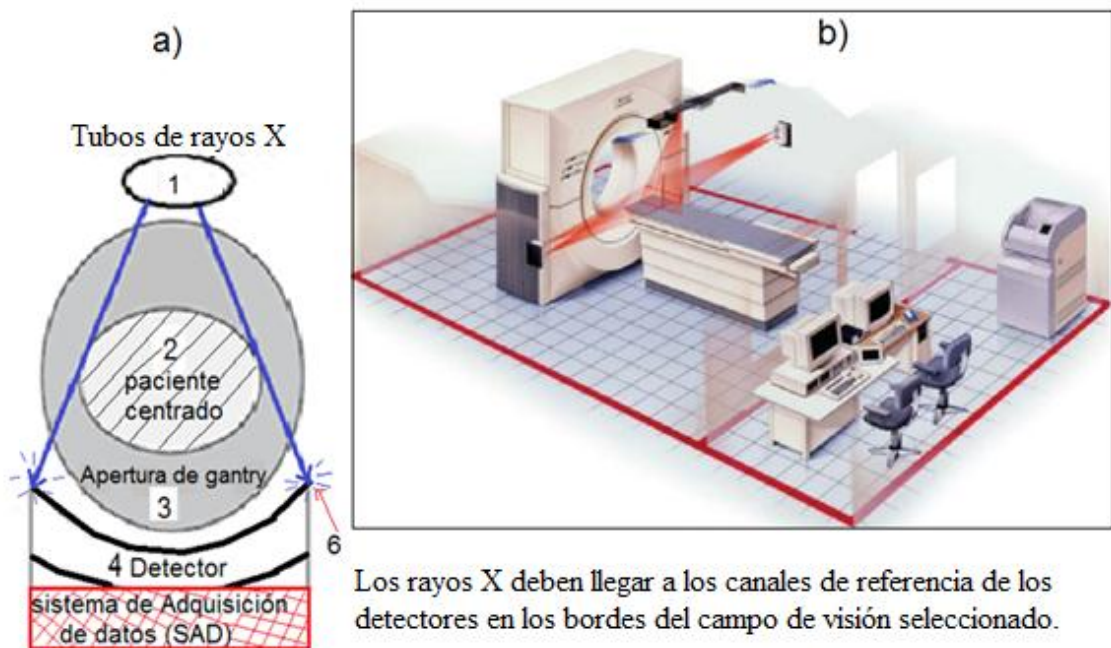


Figura 14: Se muestra en a) tenemos los componentes principales de la tomografía computarizada y b) Esquema de la instalación de una sala de tomografía con un sistema de laser fijados en la pared. Ref. [28, 32].

a) Consola del operador

La consola del operador contiene el software para la reconstrucción de imágenes, convirtiendo los datos transmitidos desde el sistema de adquisición de datos SAD en una sola matriz de valores de píxel, conocida como imagen [28, 32].

b) Escáner de tomógrafo

Un escáner de tomografía, se distingue por su capacidad de adquisición de imagen de manera simultánea de 64 filas de detectores para la exploración anatómica, de 3ra generación de tomógrafo, adquiere la imagen en un tiempo de 0,4 s [32].

- Las velocidades de exploración se dan en tiempo (s) / rotación de giro ($^{\circ}$), estas son variables van desde 0,4 s; 0,5 s; 0,6 s; 0,7 s; 0,8 s; 0,9 s; 1 s y 2 s, cada una por rotación de giro del *gantry* del tomógrafo [28].
 - En la reconstrucción se utilizan los algoritmos, como son: estándar, suave, detallado, tórax, hueso, hueso plus, pulmón, ultra y borde. La matriz de reconstrucción es 512 x 512.
 - Visualización de campo de visión (FOV) es de selección variable al objetivo, puede ser centrada o descentrada y prospectiva o retrospectiva.
 - El diámetro mínimo del campo de visión (DFOV) es de 5 cm.
 - Espesor de corte: Simple: 2,5 mm, 5 mm, 10 mm. Triple: 1,25 mm, 2,5 mm, 5,0 mm
- Retraso de imagen nominal: 0,2 s.
- Algunos sistemas helicoidales, se emplean generadores de voltaje estacionarios, ubicados en el gantry, de altos voltajes 120 kV, mientras otros usan generadores rotatorios con bajo voltaje 48 kV.

c) Detectores de tomógrafo

Los detectores varían según el equipo, pero entre los más empleados y efectivos utilizan los detectores de centelleo de diversas composiciones, conocidos también como detectores sólidos. Estos detectores ofrecen una mejor eficiencia de detección en comparación con las cámaras de ionización con gas de xenón.

En los detectores de estado sólido casi todos los fotones que llegan son absorbidos. Su eficiencia de detección es prácticamente del 100 %, mientras que en los detectores de gas era sólo del 70 %. Los detectores de estado sólido utilizados son generalmente de centelleo con fotodiodos adosados en la parte posterior del

detector para convertir la luz en una señal eléctrica. Delante del detector hay una rejilla anti difusora que por lo general consta de pequeñas láminas de material muy absorbente (Wolframio, por ejemplo) alineadas con el eje longitudinal (eje z) del escáner (1D), aunque la combinación de esa rejilla con otra alineada perpendicularmente (2D) ofrece una reducción mayor de la radiación dispersa [29].

El detector está compuesto por un material de centelleo, el cual convierte los rayos X en luz. Seguidamente, los diodos se utilizan en la conversión de luz en corriente, el conversor de señal analógica a señal digital.

La matriz de detectores, tienen 64 filas de detección en la dirección Z. Las 64 miden 0,625 mm en la dirección Z. En la Fig. 15, se muestra el aumento de la cobertura de los escáneres en TC, con múltiples detectores diferenciados por filas de detectores más activos [18].

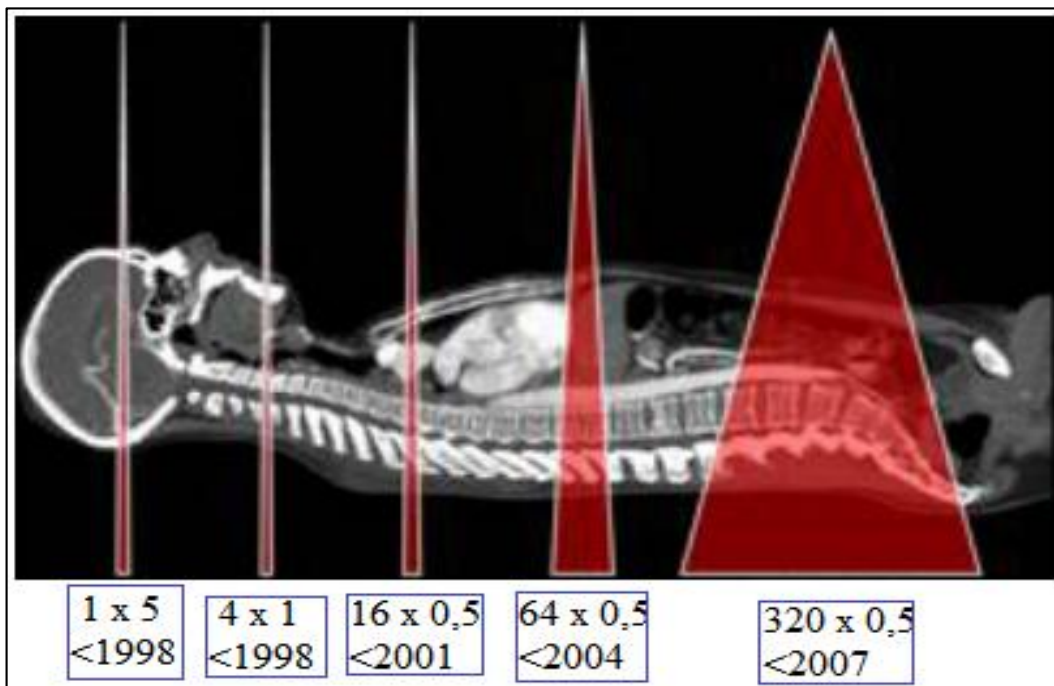


Figura 15: La tomografía computarizada fue añadiéndose más detectores para obtener una amplia cobertura de los cortes en la exploración anatómica, estos van desde 1 x 5; 4x1; 16 x 0.5; 64 x 0.5 y aumentando a 320 x 0.5. Ref. [18]

d) Sistema de adquisición de datos

El sistema de adquisición de datos (SAD), toma una muestra de cada celda detectora, siendo hasta 2500 veces por rotación del estativo, a la vez amplifica y cuantifica la corriente de las celdas, posteriormente se transmite los datos resultantes a la consola del operador [29].

d) Colimador

El colimador posee dos cámaras de tungsteno controladas de manera independiente. El colimador contiene dos filtros para filtrar y dar forma al haz para optimizar la dosis y la calidad de la imagen.

e) Configuración geométrica de la exploración

Una configuración geométrica de la exploración más corta permite reducir en un 20 % la corriente I , dado en miliamperio (mA) por unidad de tiempo 1s.

f) Tipos de exploración de tomografía

Los tipos de exploración de tomografía son:

- Axial, es el método tradicional de adquisición de datos consistente en avanzar un paso y disparar. El tubo de rayos X y los detectores hacen una exposición y describen una vuelta de 360° . La mesa y el paciente recorren una distancia predeterminada (intervalo) y el proceso se repite.
- Cine, es un método de exploración que utiliza giros completos o parciales del estativo mientras éste reúne información sobre una zona concreta durante un determinado intervalo de tiempo. Puede configurarse la adquisición en grupos aumentando el tiempo de exploración. Esto es especialmente útil para determinar la función anatómica y fisiológica (por ejemplo, de un hemangioma).

- Helicoidal, o espiral es un método de adquisición de imágenes en un conjunto de datos continuo. Se muestra la Fig.16, el tubo de rayos X y los sistemas SAD (detectores) exponen y giran continuamente a 360° mientras se hace pasar al paciente por el área de exposición a una velocidad de desplazamiento es determinada paso a paso. La información reunida se reconstruye en imágenes con el espesor de corte e intervalo establecidos.
- Helicoidal cardiaco, es un modo de adquisición helicoidal con sincronización de electrocardiograma (ECG) con paso bajo en el que el valor del paso se configura en base al ritmo cardiaco del paciente. El rango de valores de paso helicoidal varía en función de la velocidad del estativo y de la configuración del sistema. Para que el sistema permita confirmar la exploración, el paciente debe presentar una frecuencia cardiaca de 30 a 200 latidos por minuto.
- Cine cardiaco, un método de paso y disparo, puede utilizarse para obtener imágenes a dosis bajas de las arterias coronarias cuando no se requiere información funcional. Se puede utilizar para obtener imágenes de las estructuras próximas al corazón a las que puede afectar el movimiento del corazón, como la aorta torácica y las arterias pulmonares.

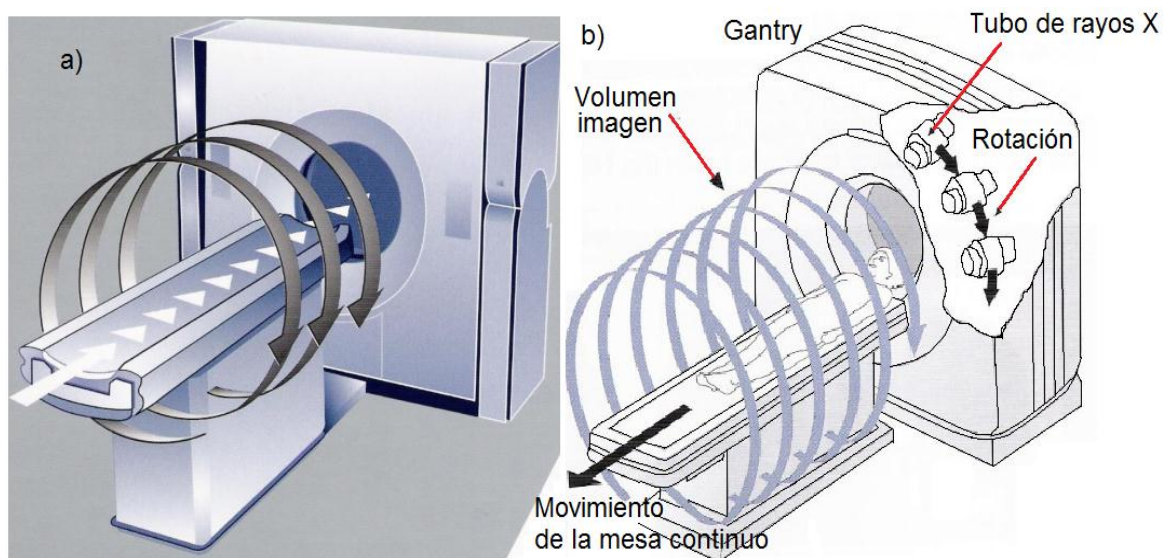


Figura 16: Se muestra en a) el equipo de tomografía son descripción y b) se muestra el tubo de rayos X y los sistemas SAD (detectores) exponen y giran continuamente a 360° mientras se hace pasar al paciente por el área de exposición a una velocidad de desplazamiento es determinada paso a paso [33].

1.2.2 Algunos principios físicos del tomógrafo

a) Tubos de rayos X

La fuente de rayos X, se basa en el funcionamiento del generador de kilo voltaje (kV), este determina la energía con la que los electrones van a desplazarse del cátodo al ánodo. La disminución de kV o aumento de kV, afecta la exposición y al contraste inherente que el haz de rayos X transmite a la imagen. El aumento de kV hace que se desplace el punto máximo del espectro de energía del haz (derecha) y la disminución de kV hace que se desplace a la izquierda [29].

A través de la corriente de tubo o miliamperio (mA), es decir en el cátodo se origina una corriente en (mA) al filamento, produciéndose un haz de electrones acelerado se desplazan por unidad de tiempo que va en dirección al ánodo, interaccionando con el blanco, esto genera calor creando fotones de rayos X. Entonces a mayor corriente de tubo, mayor número de fotones en el haz incidente, se tiene mayor exposición en el receptor de imagen; su variación no afecta en este caso al contraste inherente del haz de rayos X.

- La potencia de los tubos de rayos X, son de 100 a 200 kV y corriente de 500 mA, los que producen un espectro de energía entre 30 y 120 kVp.
- Los equipos modernos usan generadores de alta frecuencia, que operan entre frecuencias de 5 kHz y 50 kHz.
- El material del blanco, que se encuentra en el ánodo, la sección de impacto se le llama pista focal, es de material de tungsteno-renio sobre un sustrato de aleación de molibdeno reforzada con granito (Referencia: IEC 60601-2-28:2010).

b) Ampolla de tubo de rayos X

La ampolla es un tubo de vacío electrónico, sus componentes se encuentran dentro de una envoltura de cristal, la cual es fabricada con cristal pírex para soportar la enorme cantidad de calor generada en su interior, mantiene el vacío dentro del tubo.

Este vacío hace más eficaz la producción de rayos X, al aumentar la corriente, incrementa el número de electrones disponibles para generar los rayos X, considerando una alta concentración de electrones favorece una buena resolución de imagen, el generador de voltaje proporciona al tubo de rayos X, "voltajes de desplazamiento", las cuales controlan el ancho, la longitud y la posición del punto focal en el objetivo y la capacidad de calentamiento del tubo de rayos X y la disipación determinan la frecuencia y la duración de las exposiciones de TC. En la Fig. 17 se muestran las partes fundamentales en el interior de la ampolla.

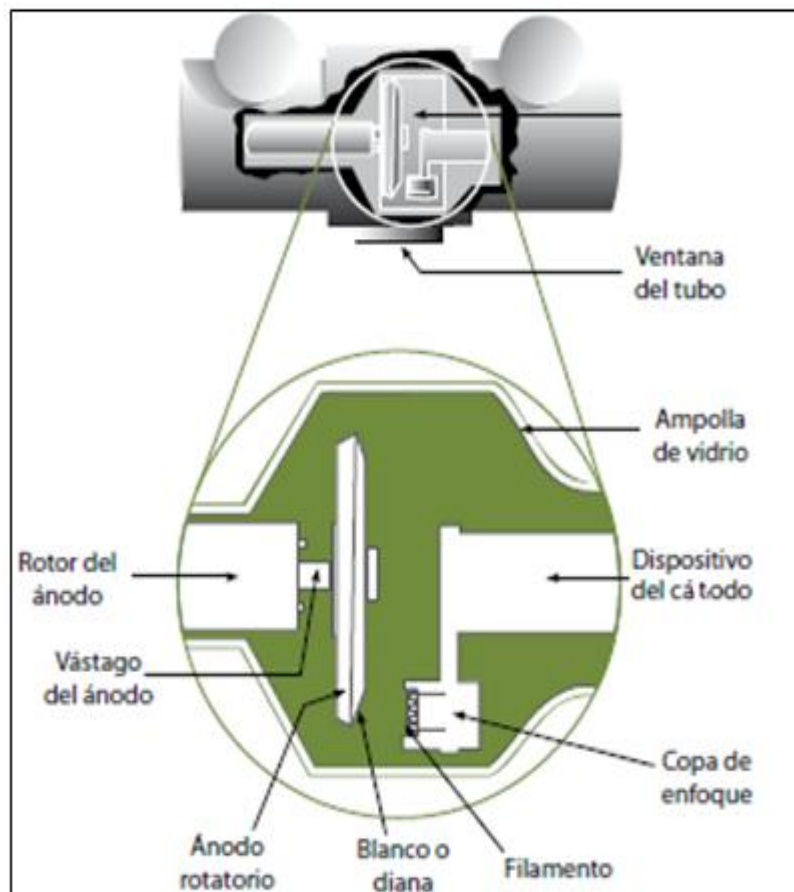


Figura 17: Esquema del interior de una ampolla de rayos X, se observa en un corte transversal las partes internas de la ampolla de rayos X del tomógrafo, como: ventana del tubo, ampolla de vidrio, dispositivo del cátodo, copa de enfoque, filamento, blanco o diana, ánodo rotatorio, vástago del ánodo, rotor del ánodo. El dispositivo del cátodo es el lado negativo del tubo de rayos X, tiene dos partes principales: filamento y copa de enfoque. Y el ánodo es la parte positiva del tubo de rayos X, existe dos tipos de ánodos: estacionarios y rotatorios. La zona del ánodo donde impactan los electrones se llama blanco o diana. Ref. [29]

c) voltaje

Para la técnica de adquisición de imágenes se requiere 3 parámetros seleccionables como el voltaje en kVp. Es la alta tensión del generador va establecer entre cátodo y ánodo. Determina la energía con la que los electrones van a desplazarse del cátodo al ánodo. En el espectro, desplaza el punto de máxima energía del haz hacia la derecha (si aumentamos kV) o hacia la izquierda (si disminuimos kV). Como veremos, el uso de uno u otro kV va a afectar a la exposición que llegue al receptor, pero también al contraste inherente que el haz de rayos X transmite a la imagen.

1.2.3 Criterios de control de calidad del tomógrafo

Resolución, contraste, nitidez, ruido, señal, calidad del haz, tiempo de exposición, parámetros técnicos,

a) Eficiencia geométrica

La eficiencia geométrica, para la exploración de adquisición de imágenes, es la anchura de corte en imagen dividida entre la anchura de corte irradiado multiplicado por 100, la cual nos permite medir la cantidad de haz de rayos X en la dirección al eje Z del sistema del TC. En la pantalla del sistema de TC nos da una advertencia si la eficiencia geométrica es inferior al 70 % [28] [29]. La ecuación (8) referida en bibliografía [28].

$$\text{Eficiencia Geométrica} = \frac{\text{anchura de corte en imagen}}{\text{anchura de corte en irradiada}} \times 100 \quad (8)$$

En la obtención de la eficiencia geométrica, se irradia una película radio crómica con diferentes espesores de corte y posteriormente es revelado para medir con una regla la anchura irradiada [28].

b) Dosis media de tomografía

La dosis media en un volumen obtenido en TC, es conocido como, (CTDI_{vol}) es la dosis media ponderada (promedio de riesgo asociado con exámenes de tejidos y órganos del cuerpo), entonces la dosis ponderada por corte en un fantoma o maniquí, se expresa como dosis absorbida en aire, su unidad es miligray (mGy) [29].

c) El producto de la longitud por la dosis

El producto de la longitud por la dosis (DLP), [34] se obtiene a partir de la expresión del CTDI_{vol}, relacionado con la duración de exploración o de un conjunto de exploraciones. Es posible calcular este número para el examen en su totalidad para la estimación de la dosis total, sus unidades se da en: cm × mGy (centímetro x miliGray). Se expresa en la ecuación (9) de bibliografía [34].

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (9)$$

Donde

T es el espesor de corte real del haz

D (z) corresponde a la dosis ideal, medida a lo largo del eje z (el de rotación del tubo de rayos X).

Para obtener valores experimentales se utiliza la ecuación (10) de [34].

$$CTDI_{\text{aire}} = \frac{R \cdot 100 \text{ mm} \cdot F}{NT} \quad (10)$$

Donde

R es la lectura obtenida para un barrido único, 100 mm: es la longitud activa de la cámara (10 cm).

F es el factor de calibración de la cámara (que incluye correcciones de temperatura y presión).

T es el espesor de corte (mm).

N es el número de cortes para una única rotación utilizado para ($N \neq 1$) tomógrafos multicorte.

Para las mediciones de los índices de dosis utilizando fantoma de acrílico, [34] se realizaron lecturas en el centro $CTDI_c$ y en la periferia $CTDI_p$ del mismo con el fin de obtener el denominado Índice de dosis en tomografía computada ponderado definido como muestra la ecuación (11) de bibliografía [34].

$$CTDI_{ponderado} = \frac{1}{3}(CTDI_c + 2 \cdot CTDI_p) \quad (11)$$

d) Capacidad máxima de la mesa

La capacidad de la mesa, es importante para pacientes de mayor peso, tenemos hasta de 227 kg o el equivalente a 500 lb.

e) Alienación de láser

Para la alienación de con láser se dispone de un sistema de luz roja, para definir con precisión la región de exploración del paciente. Para garantizar la seguridad del paciente, nos aseguramos de que mantenga siempre los ojos cerrados mientras la luz de alineación del láser esté encendida [28].

f) Relación entre señal y ruido de la exploración

El ruido es producido por fluctuaciones estocásticas con respecto a la dispersión y absorción mientras la radiación pasa a través del objeto o material. El ruido es uno de los parámetros más significativos utilizado para evaluar la calidad de una imagen es el ruido presente en la misma [34].

g) Región de interés

La región de interés ROI, [28, 33] para medir una región de interés en cualquier plano/volumen de visualización, puede ser: circular, elíptica, rectangular y cúbica

para ROI en 3D. Es posible utilizar herramientas ROI para obtener información, volúmenes, áreas y estadísticas de anatomía y patología. Las herramientas ROI permiten: medir el valor de intensidad de píxel en un punto específico de la imagen. Mostrar el área o el volumen.

1.3. Introducción al sistema de planificador en radioterapia

Los sistemas de planificación en radioterapia TPS, emplean una amplia gama de equipos de tecnología, conectados en red como son el tomógrafo los planificadores en radioterapia, estos simulan el cálculo de dosis en medios no homogéneos empleando algoritmos de corrección altamente estudiados basados en el conocimiento de la densidad electrónica (ρ_e) de los distintos tejidos.

El planificador Mónaco v.5.0, basado en el algoritmo Monte Carlo, para la optimización biológica, determinar el mejor plan de tratamiento, mediante procesos de restricciones de dosis en los órganos a riesgo y a las lesiones a ser tratadas) [35], implementa un modelo biológico que tiene en cuenta la respuesta de los tejidos a dosis por fracción y su efecto de volumen particular.

1.3.1 Introducción al método Monte Carlo

El método Montecarlo MC es una técnica útil para resolver base a principios físicos del fenómeno a estudiar y se tiene acceso a los medios computacionales necesarios para los cálculos requeridos. Combina conceptos estadísticos (de muestreo aleatorio) con la generación de números aleatorios o pseudo aleatorios y la automatización de los cálculos [36, 37].

En general, es un procedimiento matemático que permite simular cualquier sistema físico regido por leyes que puedan ser traducidas a un lenguaje matemático. Se aplica a procesos de naturaleza estadística y también en aquellos casos en los que se puede inventar un modelo probabilístico artificial, exigiéndose la condición de que los puntos estén uniformemente distribuidos [39, 40].

La simulación MC es utilizada en aquellos problemas en los que el comportamiento es aleatorio o estocástico y que son difícilmente abordables por métodos numéricos determinísticos. En la Fig. 18. Se muestra un diagrama de bloques de MC [36, 38].

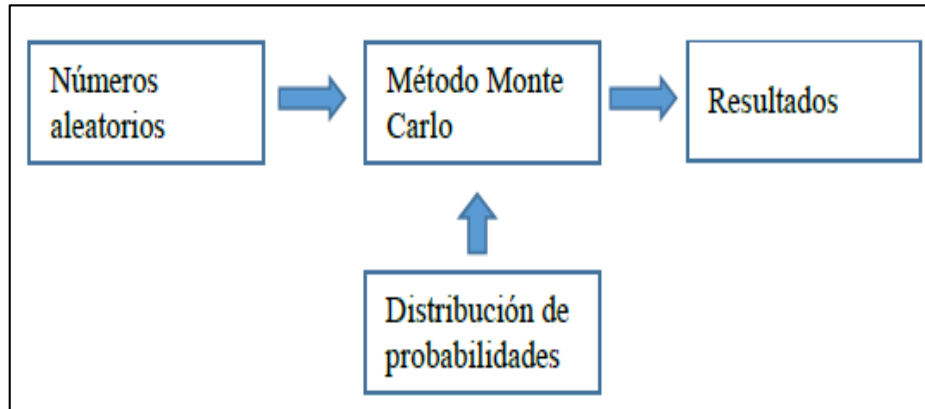


Figura. 18: Se construye un diagrama de flujo basado de números aleatorios con el método Montecarlo tendremos probabilidades de distribución de dosis y por ultimo resultados de dosis de tratamiento [38, 39].

Como entradas del problema se tiene un generador de números aleatorios y las leyes de distribución de probabilidades relativas al problema tratado; como salida, se tiene el resultado de un muestreo aleatorio de la distribución de probabilidades de la magnitud estudiada. En contraposición con los métodos analíticos, las simulaciones de Monte Carlo pueden usar secciones eficaces reales, modelos reales de haces y modelos con geometrías complejas, para ello aumenta la complejidad de los modelos físicos y el número de historias y los tiempos de cálculo [38, 39].

La utilización del método de Monte Carlo en aplicaciones de transporte de radiación ionizante, en radioterapia y dosimetría, proporciona una solución numérica para la ecuación de transporte de Boltzmann [37, 40], la cual emplea directamente las leyes fundamentales de la física microscópica de las interacciones de electrones y fotones con la materia.

1.3.2 Consideraciones de histograma.

El histograma dosis/volumen (DVH), es la construcción gráfica de la dosis en función de porcentaje de volúmenes como se en la Fig. 19, es el volumen de la estructura de los órganos sanos o críticos independientemente de cualquier superposición [36, 37].

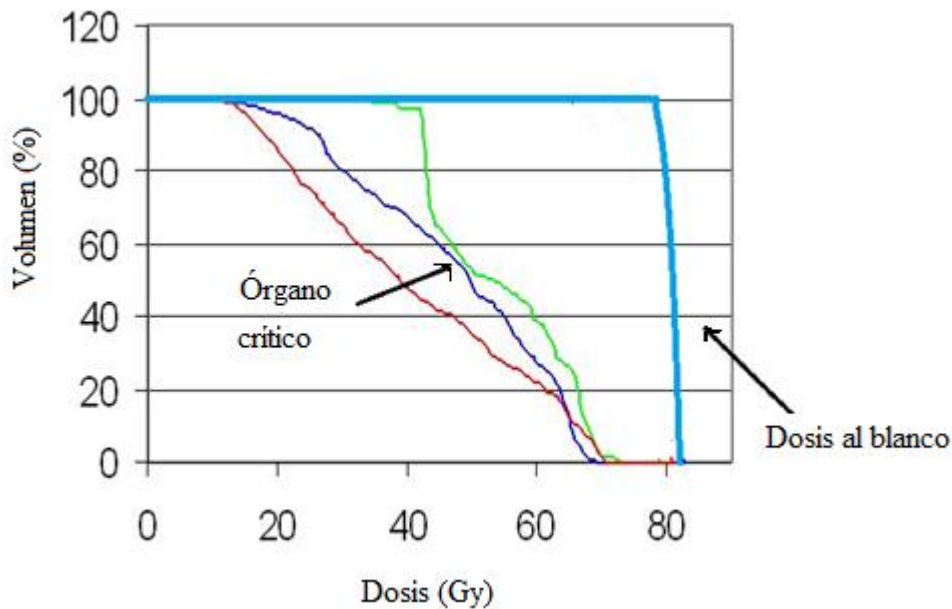


Figura 19: Se aprecia un histograma Dosis/Volumen porcentual, donde los órganos críticos se requiere que la dosis sea dentro de los límites de tolerancia de los mismos y la dosis en el blanco tumoral sea la dosis prescrita mayor posible, permitida hasta el 95 % de dosis [36].

1.3.3 Introducción a la técnica de terapia de intensidad modulada con arcos volumétricos

La técnica de Terapia de Intensidad Modulada con Arcos Volumétricos (VMAT), inicialmente fue propuesta en el 2001 con el nombre de Terapia de Intensidad modulada por Arcos (IMAT), posteriormente implementada clínicamente a lo largo de 10 años después de una adopción del algoritmo de VMAT, sometida a una extensa revisión sobre los principios físicos (tasa de dosis, intensidad del haz de radiación, etc.); tecnología e implementación clínica por diferentes empresas [41].

La ventaja de técnica VMAT respecto a las técnicas donde el *gantry* permanece en reposo incluyen: reducción en el tiempo de tratamiento, reducción de las unidades monitor necesarias para tratar un tumor con la misma dosis, con conformación de la dosis prescrita al volumen blanco comparables con otras modalidades de IMRT [41].

La optimización es el proceso que realiza el TPS para determinar el mejor plan de tratamiento, teniendo en cuenta las restricciones de dosis colocadas a los órganos a riesgo y a las lesiones a ser tratadas. Como regla general, la distribución de dosis en el blanco (lesión a ser tratada) en Mónaco se obtiene de una minimización de la función objetivo en virtud de un número de restricciones duras que expresan la preservación del tejido sano y la homogeneidad de la dosis objetivo en el blanco [35].

La optimización en Mónaco se ejecuta después de haber especificado en el plan de tratamiento, las propiedades de las diferentes estructuras en el paciente, la prescripción del plan de tratamiento, las restricciones de dosis a los órganos críticos, el número de segmentos deseados (puntos de control), el número mínimo de MU/segmento, el tamaño de la grilla, selección de la varianza deseada, número de arcos, etc.; lo que corresponde a la configuración del plan de tratamiento [35].

El método Mónaco utiliza un proceso de optimización de dos etapas para el cálculo de la distribución de la dosis: en la primera etapa el optimizador utiliza el conocimiento de la localización de las estructuras anatómicas y pondera la dosis mediante una colección de haces elementales, para reducir al mínimo la función de costo, que se define como la suma de los objetivos de planificación inversa [41].

A la salida de la primera etapa de optimización, se tiene un mapa de haces pequeños de intensidad ideales y de dosis ideales. En la segunda etapa, a partir de la distribución de fluencia ideal, el sistema calcula un conjunto de segmentos posibles con el colimador multihojas del acelerador que optimizados producen la distribución de fluencia más cercana posible a la ideal [41].

1.3.4 Algunas funciones de planificador Mónaco

Tenemos diferentes funciones en Mónaco v.5.0 de optimización en la planificación para cálculos de dosis, entre mencionaremos el costo biológico y físico.

a) Costo Biológico

El coste biológico, considera el efecto biológico de la radiación cayendo en algunos órganos que sea dosis uniformemente equivalentes (EUD), estas causan el mismo efecto radiobiológico [36].

Algunos órganos toleran muy alta dosis en pequeñas sub-volúmenes, si el resto del órgano no es dañado por la distribución de dosis (Gy), tenemos órganos en paralelo y serie.

Órganos en estructuras paralelas, es una función implementado para el modelo de volumen crítico en complicaciones, los órganos sanos, el órgano se muestra como una cuerda, se puede entender como un ejemplo de hebras de cabello se rompe cuando un cierto número de hebras se rompe, entre las que tenemos son los pulmones, parótidas, los riñones y el hígado [36].

Para órganos en paralelo se usa la función de Coste Paralelo, es el equivalente biológico de la restricción DVH. Otra de las funciones es la sentencia de Penalidad asignado para el Blanco tumoral

b) Costo Físico

En el costo físico, se consideran la atenuación de cada órgano, representado como el marco teórico por UH y escala de grises, en cada pixel se construye voxel, dependiendo de la complejidad y problemática para llegar a la dosis en el objetivo. Se decide entre las funciones de restricción cuadrática y dosis máxima [36]:

- Dosis máxima, esta última restringe a los objetivos que se quiere llegar de dosis máxima. Es una sentencia más rígida, debido a los vóxeles del Tc empleados en la planificación, se cruzan el umbral máximo de dosis permitida.
- Restricción Cuadrática, es una sentencia mandatorio para llegar a la dosis objetiva, es una función cuadrada de sobredosis, nos proporciona la limitación del blanco tumoral en una gama de color (rojo es más alta dosis y azul baja dosis) para vóxel. Si el objetivo tumoral es grande, es posible dividir el objetivo en dos estructuras separadas, utilizando la misma sentencia para ambos casos.

La sentencia cuadrática sobredosis, tenemos el ejemplo de la Fig. 20, un paciente con una dosis máxima igual a $2/3$ de la más alta prescripción volumen tumoral. La restricción es 0,3 Gy por encima de la dosis máxima, con un margen menor del orden de 1,5 cm para controlar la dosis más allá del volumen de destino [36, 41].

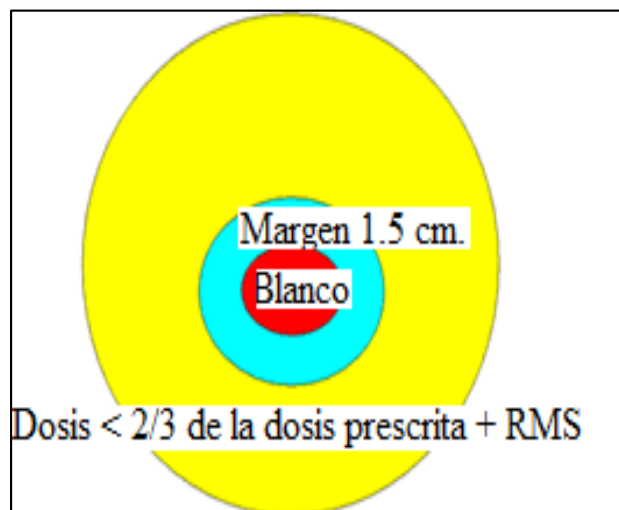


Figura 20: Se muestra unas estructuras en forma circular para representar: el tumor o blanco tumoral (color rojo), margen de 1,5 cm (celeste), órgano sano (amarillo) y la dosis $< 2/3$ de la dosis prescrita más margen [42].

Capítulo II.

MATERIALES Y PROCEDIMIENTOS

Los materiales en la presente investigación, son de propiedad de la clínica Delgado de la red AUNA, nos facilitaron el uso del tomógrafo óptima 660 con certificación de calibración de exactitud 2.12, uniformidad -3.71 y ruido 0.73% en los UH, se encuentra detalladas en el anexo E, el fantoma Catphan 503, el planificador Mónaco 5.0.

2.1 Materiales

2.1.1 Características tomógrafo

Las características del tomógrafo son alta resolución, con sistema de barrido de adquisición helicoidal multicorte esta debidamente calibrada y con certificación de aceptación vigente al momento del desarrollo de la investigación. Adicionalmente la prueba del control de calidad del escáner del tomógrafo se encuentra en (anexo D), realizado por la empresa QC dose, debidamente acreditada, con licencia de IPEN.

En la Fig. 21, se muestra el tomógrafo de marca General Electric, modelo Optima TC 660 de fabricación del 2014.



Figura 21: El tomógrafo Óptima CT660. Foto: Clínica Delgado.

2.1.2 Especificaciones del tomógrafo

Las especificaciones del tomógrafo óptima, están descritas en la tabla 2, contiene serie, máxima corriente, máximo voltaje, filtración, número de detectores, tamaño de matriz, sistema de barrido y demás.

Tabla 2: Especificaciones del tomógrafo Optima 660. Ref. [28].

Descripción	Sistema	Tubo rayos X
Marca	General Electric	General Electric
Modelo	óptima 660	2291563
No. Serie	429377CN5	164583GI7
kV máximo	140	140
mAs máximo	800	800
Filtración	N.I.	N.I.
Tipo de detectores / número	N.I.	SÓLIDOS/16 FILAS
Tamaño de matriz	512 x 512	N.I.
Punto focal	N.I.	N.I.
Sistema de barrido	helicoidal – multicorte	N.I.
Procesamiento digital	3D	N.I.
Almacenamiento de datos	HD	N.I.
Espesor de corte (mm)	0.625/1.0/1.25 /2.5/3.75/5.0/7.5 /10/20	N.I.
Indicador luminoso	luz láser	N.I.
Tiempo rotación (s)	0.5-0.6-0.7-0.8 - 0.9-1.0 - 2.0 - 3.0 - 4.0	N.I.
Angulación del gantry	±30°	N.I.
Año de fabricación	2012	2012
Año de instalación	Octubre 2012	2012

N.I.: No indica en el manual del equipo [28].

2.1.3 Descripción del fantoma

El fantoma con diferentes densidades de insertos equivalentes al tejido biológico, utilizado en el desarrollo de la presente investigación, comprende de 3 diferentes módulos o secciones:

- CTP404 contiene dos rampas a 23°, materiales diferentes densidades, marcadores centrales a distancias conocida y amplio número de pruebas.
CTP528, contiene 21 pares de líneas, resolución espacial y perfiles de sensibilidad.
- CTP486, contiene material homogéneo, uniformidad y ruido.

En la Tabla 3, se encuentran las características de estos módulos. Ref. [25].

Tabla 3: Características del fantoma Catphan 503. Ref. [25].

Modulo	Característica	Distancia del centro de CTP404
CTP528	21 líneas de pares de alta resolución	30 mm
CTP486	Modulo uniforme de imagen sólido	110 mm

En la Fig. 22. Se muestra la distribución de los módulos o secciones del fantoma 503. Ref. [25].

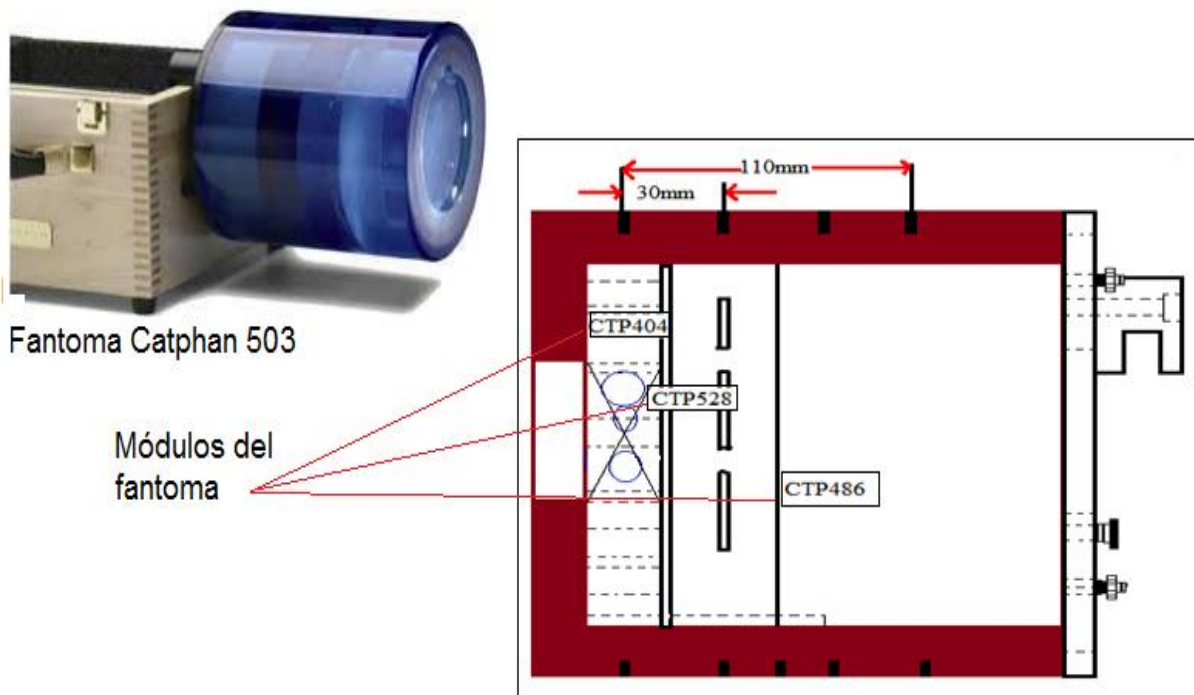


Figura 22: Se aprecia el fantoma modelo 503-Catphan, con 3 módulos: CTP404, CTP528, y CTP486. Ref. [25].

2.1.4 Insertos del fantoma

El fantoma contiene 7 insertos, estos son: aire, polimetilpentano PMP, Polietileno de baja densidad LDPE similar al tejido adiposo, polietileno, acrílico, delrin, teflón. Se ve Fig. 23 la distribución de los diferentes estructuras [25].

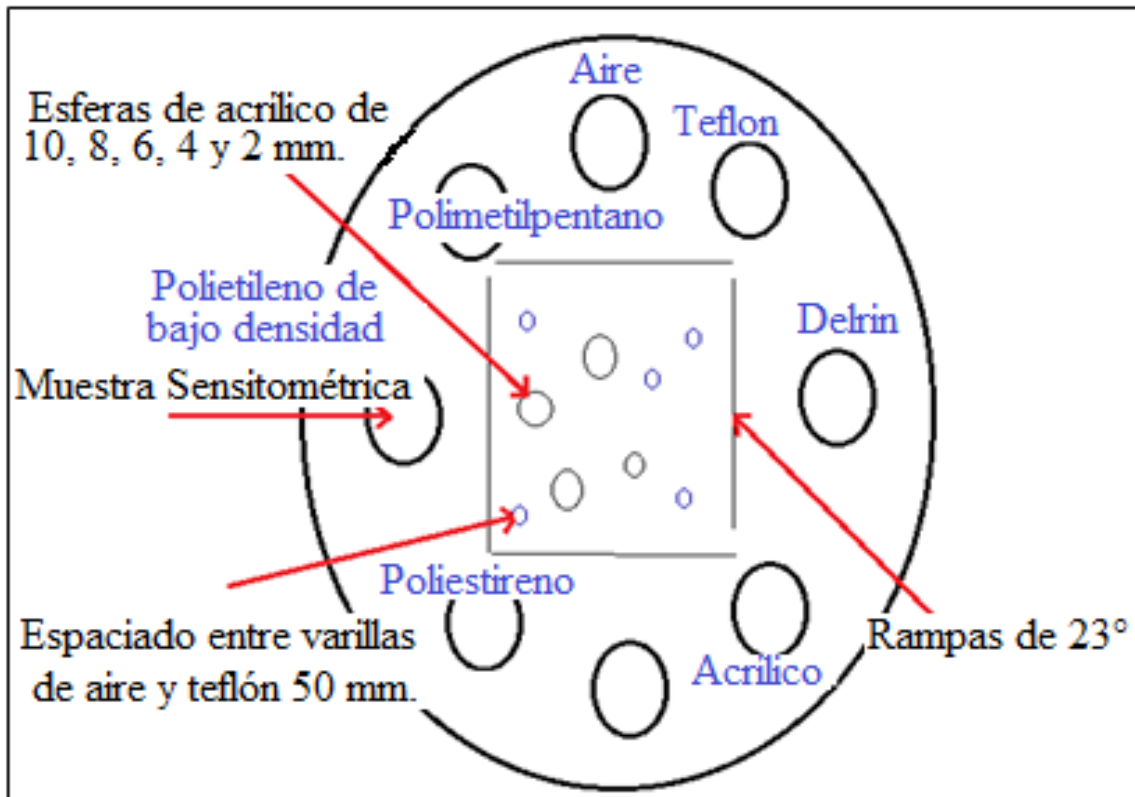


Figura 23: Se muestra la distribución en el fantoma de los insertos de aire, PMP, LDPE, polietileno, acrílico, delrin, teflón. Ref. [25].

2.1.5 DER y Rangos de UH de los insertos

Los rangos de unidades Hounsfield UH para los insertos del fantoma se resumen en la Tabla 4 y sus correspondientes densidades electrónicas relativas DER en la Tabla 5 del fantoma Catphan 503. Ref. [25].

Tabla 4: Fórmula química de los insertos y rango de unidades Hounsfield UH. Ref. [25].

N°	Insertos	Formula	Rango de UH*	
1	Aire	0,78N;21O;0.01Ar	-1046	-986
2	PMP	[C6H12(CH2)]	-220	-172
3	LDPE	[C2H4]	-121	-87
4	Agua	[H2O]	-7	7
5	Polietileno	[C8H8]	-65	-29
6	Acrílico	[C5H8O2]	92	137
7	Delrin	Propietario	344	387
8	Teflón	[CF2]	941	1060

*Estos son valores medidos máximos y mínimos de una muestra de 94 exploraciones que utilizan diferentes escáneres y protocolos.

Tabla 5: Los insertos son sus correspondientes densidades electrónicas relativas DER. Ref. [25].

N°	Insertos	DE ($10^{23} e/cm^3$)	DER*
1	Aire	0.004	0.001
2	PMP	2.851	0.853
3	LDPE	3.160	0.945
4	Agua	3.343	1.000
5	Polietileno	3.335	0.998
6	Acrílico	3.833	1.147
7	Delrin	4.557	1.363
8	Teflón	6.243	1.868

*La densidad electrónica relativa es la densidad electrónica del material en e/cm^3 dividido por la densidad electrónica del agua (H2O) en e/cm^3 .

2.2 Procedimientos

2.2.1 Colocación del fantoma en el tomógrafo

En la colocación del fantoma, es importante que sea montado en su propia caja de esa forma quedara equilibrada y fija [25, 43], se muestra la Fig. 24. Se gira el gantry 180° de tal forma que se hace coincidir los puntos de la superficie del fantoma con la luz láser rojo, se muestra en Fig. 25.

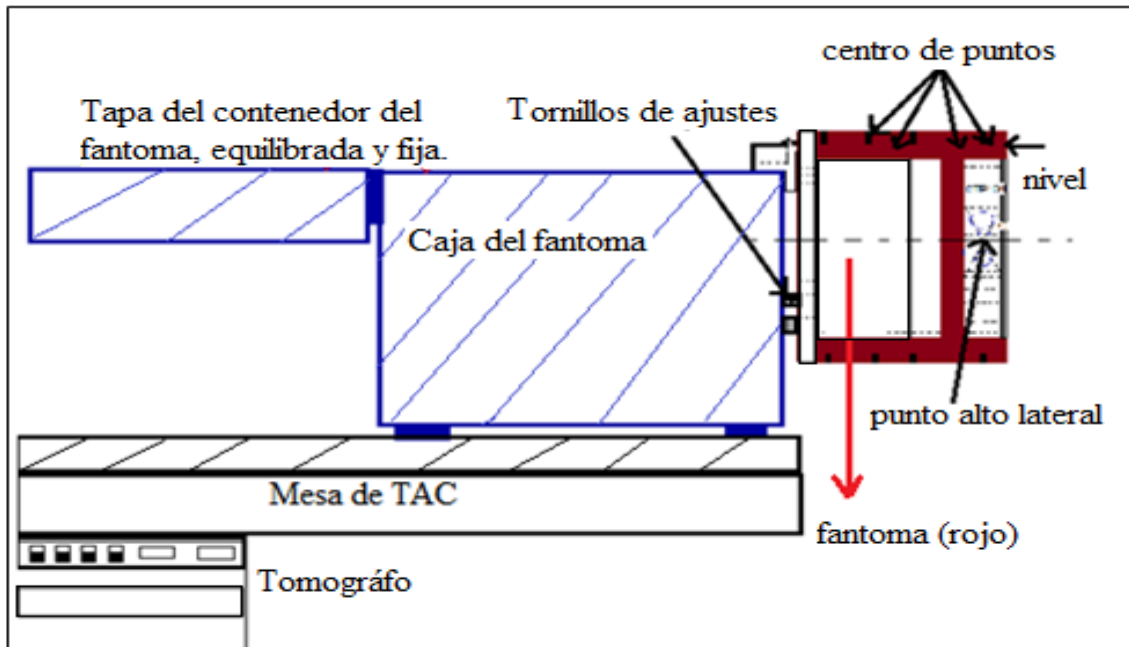


Figura 24: Posición inicial del fantoma 503, en el escáner del tomógrafo. Ref. [25].

2.2.2 Alineación del láser con el fantoma

La alineación del láser color rojo con el fantoma 503, se hizo coincidir los puntos que este contiene en su superficie, como se en Fig. 25, se tiene en a) una vista lateral y b) frontal de la alienación de la luz láser roja con las guías (puntos) que están en el fantoma.

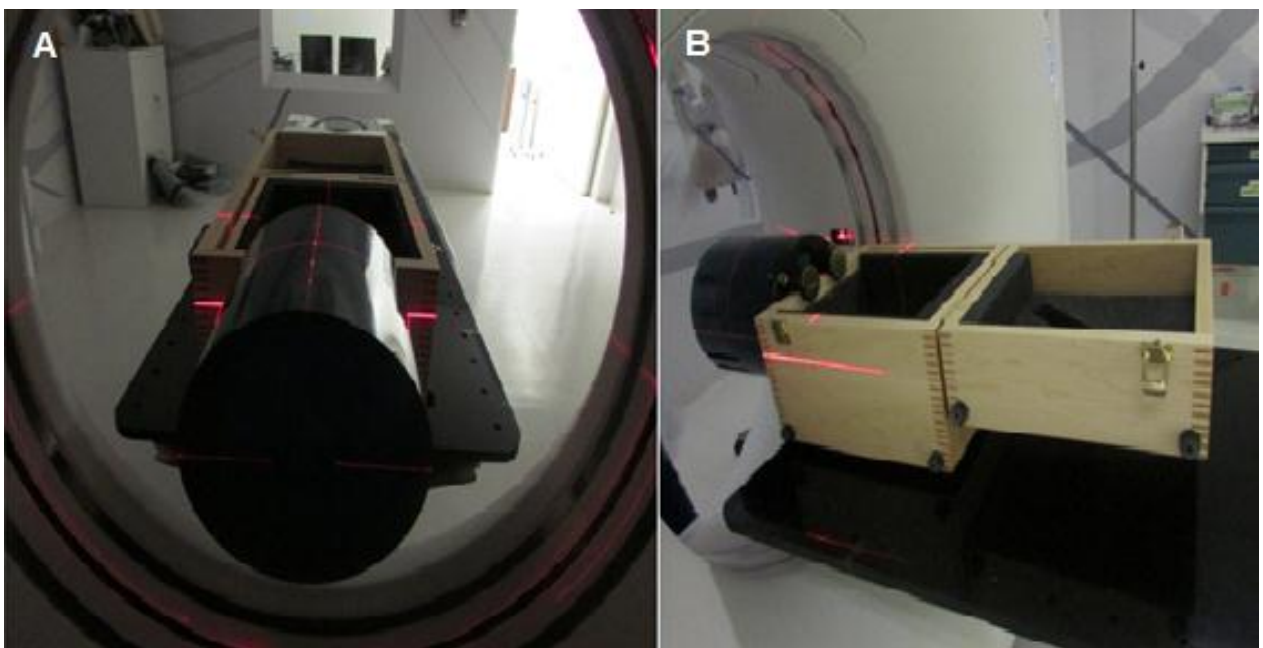


Figura 25: Se aprecia montado y alienación del fantoma 503 con las guías de la superficie y el láser. En a) una vista frontal y b) vista lateral. Foto: Clínica Delgado.

2.2.3 Parámetros usados en la adquisición de las imágenes

Los diferentes parámetros utilizados para la adquisición de imagen de tomografía del fantoma Catphan 503, son como en la tabla 6, como el número de corte, espesor, campo de visión FOV, voltaje y corriente.

Tabla 6: Parámetros voltaje, corriente en un tiempo de 1s utilizados en la adquisición de imágenes.

Especificaciones	Voltaje (kV)	Corriente (mA)	FOV	SFOV
Corte: 2.5 mm Intervalo: 2.5 mm	100	350	25 cm	Cabeza
	120			
Espesor: 2.5 mm Nº de cortes: 75 Ventanas estándar Plano: 90° Lateral: 180°	100	100	40 cm	Abdomen
		150		
	120	200		
		250		

2.2.4 Consideraciones para la construcción de ROI.

Las consideraciones para la construcción del ROI y su distribución, es lo más simétrico posible a la forma circular vea Fig. 26, se ha medido las distancias entre ellos respecto al ROI central. Obtenemos el área y distancias de cada ROI en el monitor de tomógrafo, aplicando las herramientas de medición. Esto se repitió para cada los 7 insertos del fantoma.

Realizamos la adquisición de la imagen TC del fantoma con 75 cortes, de ellos se ha considerado 3 mejores cortes de visualización.

Los arreglos geométricos están basados a la referencia [43], como sigue:

- Seleccionamos un ROI en la zona central de la imagen TC y registrar el valor medio UH.
- Seleccionamos otros 4 ROI en la periferia en posiciones de las manecillas del reloj correspondientes a 3, 6, 9 y 12 horas, que no lleguen al borde y registramos los valores medios de UH.
- Efectuar otro corte utilizando un algoritmo de reconstrucción de alta resolución y repetir b).

d) el valor medio de UH es de ± 4 UH

e) La uniformidad de UH es de ± 5 UH y referencia de más de ± 2 UH

Se muestra en la Fig. 26, dentro del inserto del fantoma 5 ROI, geoméricamente equidistantes, al medio 1 y 4 periféricos [43].

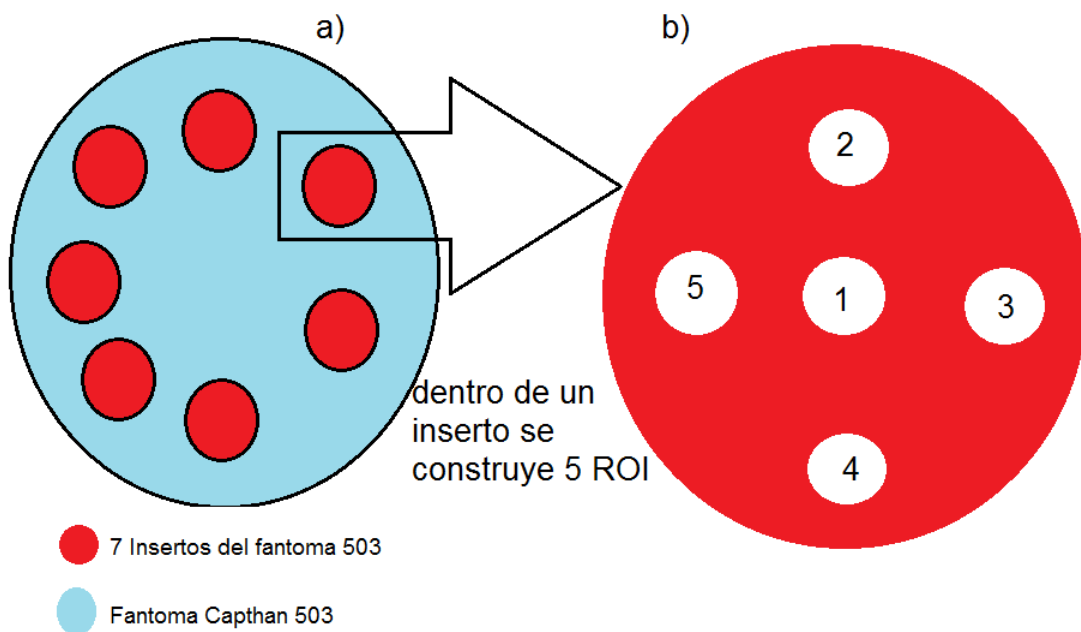
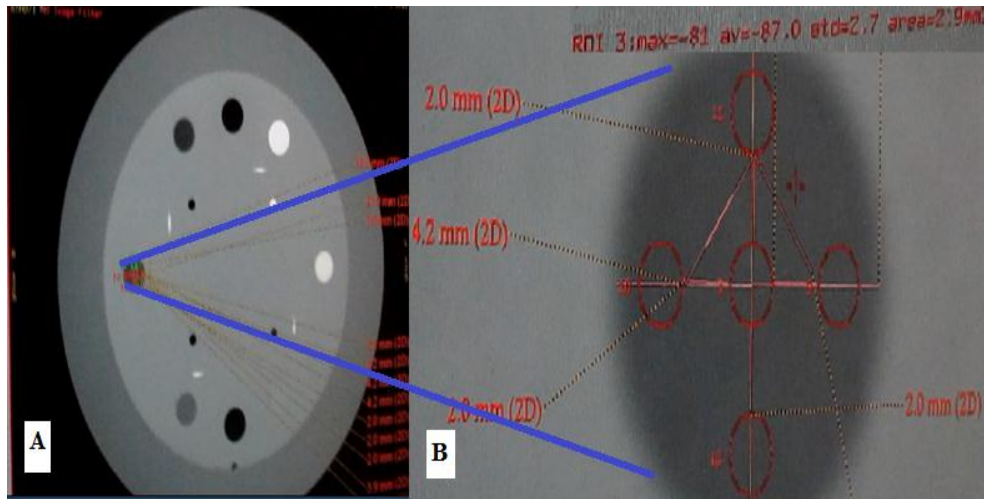


Figura 26: Se muestra en A y B el fantoma Capthan 503 en la pantalla del tomógrafo, y utilizando las herramientas del software para la construcción de ROI. Para una mejor comprensión se ve en a) la distribución de los 7 insertos en el fantoma Capthan 503. Ref. [25], y b) la construcción de los 5 ROI dentro del inserto del fantoma a una distancia de 1mm del borde de cada inserto. Ref. [43].

2.2.5 Arreglo geométrico de ROI

El arreglo geométrico en la construcción del ROI, está basada en el protocolo del Arcal XLIX en la bibliografía [43].

a) Obtención del radio del ROI

Aplicamos la ecuación (12) del área del círculo.

$$A_c = \pi r^2 \quad (12)$$

Donde

A_c es el área del círculo.

r es el radio.

d es el diámetro.

Utilizamos la herramienta de ROI del tomógrafo, lo construimos de un área de $2,99 \text{ mm}^2$ el ROI, medimos la distancia del ROI periférico respecto al ROI central es de $2,02 \text{ mm}$, y de la ecuación (12) despejamos el radio (r), que es la mitad del diámetro y sustituimos $A = 2,99 \text{ mm}^2$.

$$r = \sqrt{\frac{A_c}{\pi}}$$
$$r = \sqrt{\frac{2,9\text{mm}^2}{\pi}} = 0,96\text{mm}$$
$$d = 2r = 2 (0,96 \text{ mm}) = 1,92 \text{ mm}$$

b) Distancia entre ROI.

En la obtención de la distancia entre las regiones de interés, se ha construido un triángulo rectángulo, de hipotenusa H del triángulo descrita como en la ecuación (13).

$$H = \sqrt{CO^2 + CA^2} \quad (13)$$

Donde

H es la hipotenusa.

CO es el cateto opuesto.

CA es el cateto adyacente.

Consideramos un radio: $r = 0,96 \text{ mm}$ y reemplazamos en la ecuación (13) para obtener la hipotenusa, siendo esta la distancia entre ROI.

$$\begin{aligned} CO &= r + L = 0,96 + 2,02 = 2,98 \text{ mm} \\ CA &= r + L = 0,96 + 2,02 = 2,98 \text{ mm} \\ H &= \sqrt{2,98^2 + 2,98^2} = 4,2 \text{ mm} \end{aligned}$$

En la Fig. 27, se muestra la construcción geométrica del triángulo rectángulo y la consideración para la toma de mediciones de distancia entre ROI.

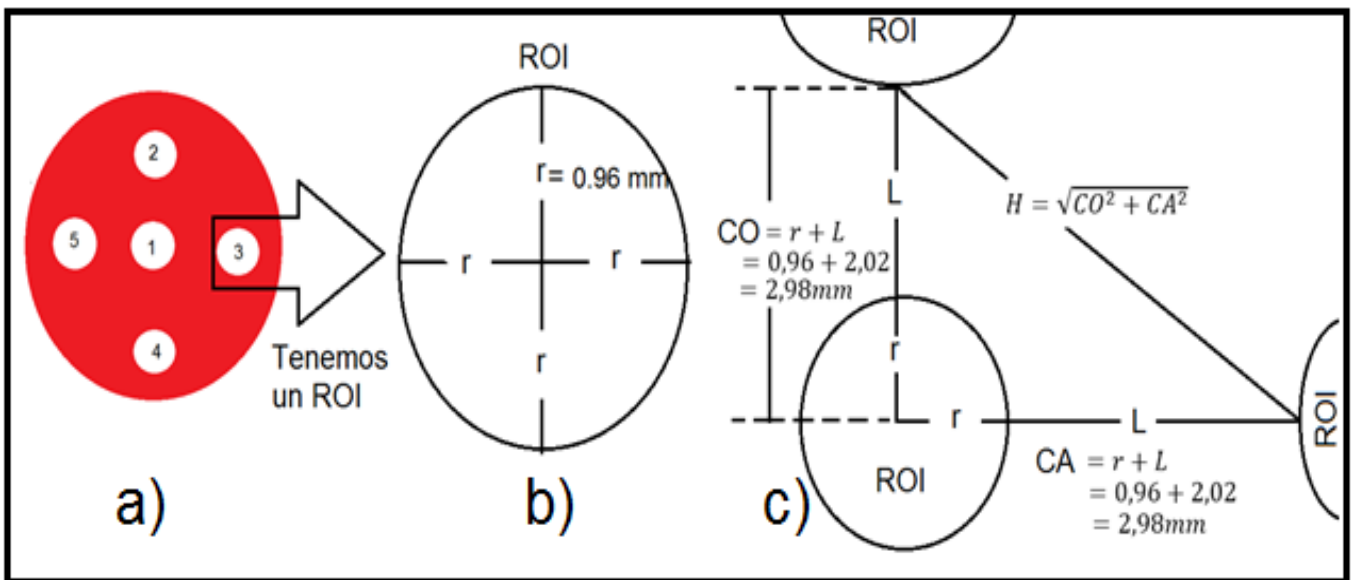


Figura 27: Se muestra en a) la distribución geométrica en el inserto contenido 5 ROI, en b) se agranda un ROI distribución de ROI de geometría circular con un radio de 0.96 mm y c) la construcción de un triángulo rectángulo de los ROI periféricos respecto al ROI central. Fuente: propio.

2.2.6 Construcción de curvas DER en función de UH

- Después de obtener las imágenes de tomografía del fantoma adquiridas con los parámetros descritos en la Tabla 6, como son: 100kV con (150, 200, 250, 350) mAs y 120 kV con (150, 200, 250, 350) mAs.
- De los 75 cortes obtenidos en el barrido de adquisición de imágenes, se ha considerado 3 cortes de mejor visualización.

- c) Para el primer corte de las imágenes de TC se visualiza el inserto del fantoma, entonces se hace uso del software de la tomografía para construir cuidadosamente 5 ROI como en la Fig. 26-b, luego que obtengamos una distancia y radio simétrico e igual entre ROI se ha tomado lecturas de las UH.
- d) Posteriormente repetimos (b) para los diferentes insertos del fantoma. Pasando al segundo y tercer corte de visualización de imagen TC.
- e) Obtendremos una cantidad de lectura de UH para cada inserto, considerando las medidas en los 3 cortes diferentes, se ve en (anexo B).
- f) De lo anterior (e) se promedia las lecturas de UH de los 3 cortes para cada inserto se muestra en el capítulo 3, Tabla 7 y 8.
- g) De las lecturas obtenidas en (f), se ha construido las curvas de calibración densidad electrónica relativa, siendo DER de los insertos tabulados al inserto del agua $\rho_{e,a}$.
- h) Se ha graficado las UH en función DER del inserto del fantoma y se repite para cada voltaje y miliamperaje, como en (anexo C).

2.2.7 Prescripción de la dosis

La dosis de prescripción para la planificación con la técnica de arco volumétrico ha sido de 1000 cGy, con una energía de fotones de 6 MV.

- Se realiza la planificación física en la imagen TC del fantoma, considerando cada una de las curvas UH en función DER para medir la dosis en cada uno de los insertos adicionalmente 4 puntos de medidas a, b, c y d en la periferia del fantoma, se ve en la Fig. 28a.
- Se mide en cada inserto las UH, la dosis dentro del inserto, se ve en la Fig. 28b, consideramos adicionalmente 4 puntos de medidas a, b, c y d en la periferia del fantoma.

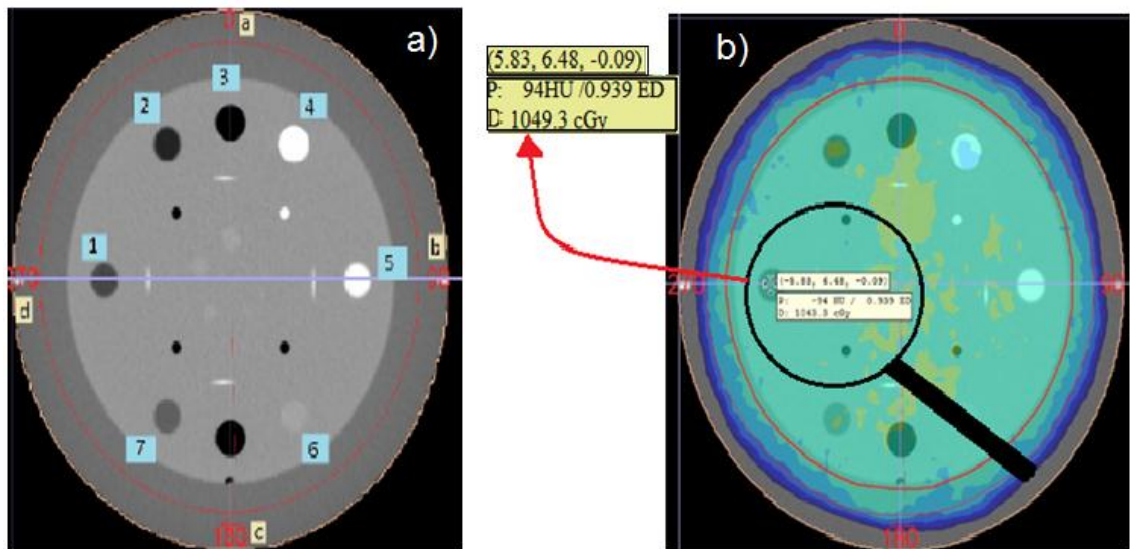


Figura 28: Se muestra las mediciones de dosis en el fantoma introduciendo cada una de las curvas en función de UH medidos para cada inserto.

2.2.8 Análisis estadístico

Se ha utilizado el programa SPSS versión 21, para realizar la prueba estadística t de Student para la comparación entre grupos, aplicado en nuestra investigación para los diferentes insertos, relacionados con las UH y DER obtenidos a través de los parámetros 100kV con (150, 200, 250, 350) mAs y 120 kV con (150, 200, 250, 300, 350) mAs.

Capítulo III

RESULTADOS

3.1 Valores medidos promedios de UH para la construcción de la curvas DER con 100 kV.

Tabla 7: Valores promedios de UH medidos para cada inserto con 100 kV y (150, 200, 250, 350) mA.

N°	Insertos	Eje "y" DER	Eje "x" : $UH \pm s(x_i)$ medidos con 100 kV			
			150 mA	200 mA	250 mA	350 mA
1	Aire	0.001	-954.87±14.6	-946.87±29.1	-951.13±17.4	-937.67±24.9
2	PMP	0.853	-174.73±6.9	-177.2±7.1	-176±5.2	-164.33±13.43
3	LDPE	0.945	-88.8±5.6	-90.27±7.4	-89.27±6.8	-90.6±2.9
4	Agua	1	0	0	0	0
5	Polietileno	0.998	-32.67±6.4	-33.33±5.3	-33.7±4.9	-36.53±1.87
6	Acrílico	1.147	129±8.0	123.4±4.3	124 ±5.8	115.73±4.13
7	Delrin	1.363	373.3±6.6	370.93±5.9	367.33±3.1	359.6±3.77
8	Teflón	1.868	1000±5.7	940.6±137.9	998.4±7.4	980.4±3.67

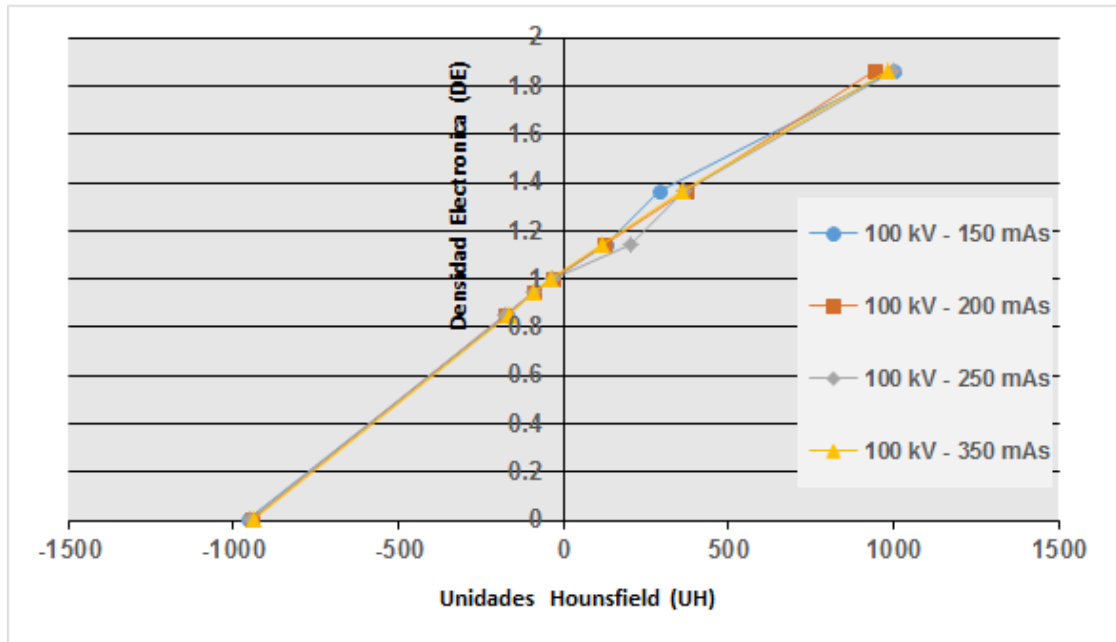
3.2 Valores medidos promedios de UH para la construcción de la curvas DER con 120 kV.

Tabla 8: Valores promedios de UH medidos para cada inserto con 120 kV y (150, 200, 250, 350) mA.

N°	Insertos	Eje "y" DER	Eje "x" : $UH \pm s(x_i)$ medidos con 120 kV			
			150 mA	200 mA	250 mA	350 mA
1	Aire	0.001	-942.33±32.9	-946.73±23.3	-943.8±31.2	-923.1±43.7
2	PMP	0.853	-163.53±7.6	-164.2±8.7	-166.4±6.7	-165.5±6.4
3	LDPE	0.945	-77.93±5.4	-78.53±3.9	-76.13±7.8	-79.7±4.4
4	Agua	1	0	0	0	0
5	Polietileno	0.998	-21.6±5.9	-23.53±4.4	-24.33±4.1	-24.9±4.4
6	Acrílico	1.147	134.73±3.5	132.8±3.9	131.4±3.8	121.9±2.8
7	Delrin	1.363	376.2±7.2	372.2±5.5	371.8±3.9	363.5.2±2.8
8	Teflón	1.868	977.47±5.6	980.2±5.5	977.13±5.9	955±3.5

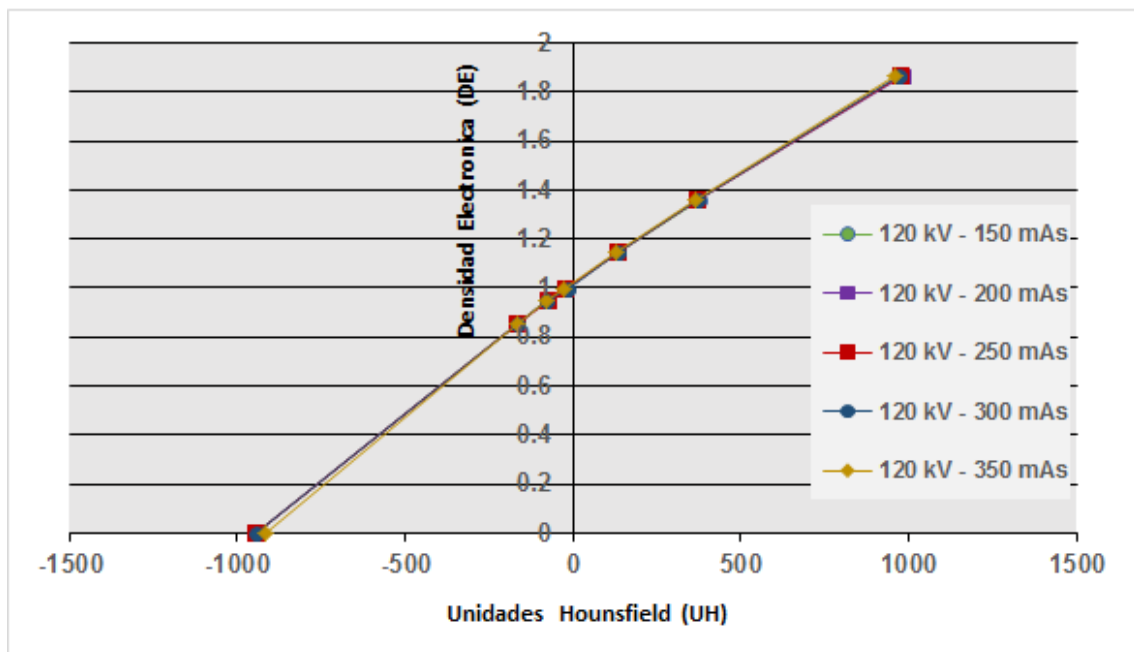
3.3 Gráfica para 100 kV y (150, 200, 250, 350) mA.

Figura 29: Se muestra las curvas DER teórico en función de UH medidos para cada inserto con 100 kV y (150, 200, 250, 350) mA de la tabla 7.



3.4 Gráfica para 120 kV y (150, 200, 250, 300, 350) mA.

Figura 30: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 120 kV y (150, 200, 250, 300, 350) mA de la tabla 8.



3.5 Regresión lineal

Tabla 9: El modelo matemático es lineal y su coeficiente de determinación (%) de las curvas de densidad electrónica relativa DER.

Parámetro	Correlación Lineal	Coefficiente de Determinación (%)
100 kV, 150 mAs	$y = 0.0009593x + 1.0010$	98.64
100 kV, 200 mAs	$y = 0.0009819x + 0.0079$	99.36
100 kV, 250 mAs	$y = 0.0009483x + 0.9828$	99.00
100 kV, 350 mAs	$y = 0.0009695x + 0.9934$	98.97
120 kV, 150 mAs	$y = 0.000967x + 0.9866$	99.23
120 kV, 200 mAs	$y = 0.0009649x + 0.9880$	99.22
120 kV, 250 mAs	$y = 0.0009677x + 0.9883$	99.22
120 kV, 300 mAs	$y = 0.0009719x + 0.9896$	99.32
120 kV, 350 mAs	$y = 0.0009922x + 0.9886$	99.10

3.6 Rango de variaciones de UH con 100 kV y 120 kV.

En la Tabla 7 y 8, se muestran el rango de variación de las Unidades Hounsfield *UH*, obtenidas para diferentes parámetros de 100 kV y 120 mAs. Considerando los insertos de aire, PMP, LDPE, Polietileno, Acrílico y Delrin.

Tabla 10: Rango de variación de las unidades Hounsfield UH, obtenidos con 100 kV y 120 kV para diferentes intensidades de corriente (mAs).

Insertos	Densidad Electrónica	Unidades Hounsfield					
		UH Máximo		UH Mínimo		Diferencia	%
Aire	0.001	100 kV, 150 mA	-954.87	120 kV, 350 mA	-914.20	-40.67	4.26
PMP	0.853	100 kV, 200 mA	-177.20	120 kV, 150 mA	-163.53	-13.67	7.71
LDPE	0.945	100 kV, 350 mA	-90.60	120 kV, 250 mA	-76.13	-14.47	15.97
Polietileno	0.998	100 kV, 350 mA	-36.53	120 kV, 300 mA	-18.60	-17.93	49.08
Acrílico	1.147	100 kV, 250 mA	204.20	100 kV, 350 mA	115.73	88.47	43.32
Delrin	1.363	120 kV, 150 mA	376.20	100 kV, 150 mA	291.13	85.07	22.61
Teflón	1.868	100 kV, 150 mA	1000.00	100 kV, 200 mA	940.60	59.40	5.94

En la tabla 10, la evaluación de la diferencia porcentual para los 7 insertos es:

- Insero aire de 4.26 %.
- Insero PMP con 7.71 %.
- Insero LDPE con 15.97 %.
- Insero Polietileno con 49.08 %.
- Insero Acrílico con 43.32 %.
- Insero Delrin con 22.61 %.
- Insero Teflón con 5.94 %.

3.7 Medidas calculados en el planificador Mónaco v.5.0

Las medidas aquí realizadas, son introduciendo al TPS, con la técnica de VMAT, calculado en el planificador Mónaco v.5.0, con dosis de prescripción de 1000 cGy, con energía de 6 MV, para insertos: 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón. Puntos de medida en la periferia del fantoma: a, b, c y d. Se adquieren dos lecturas.

3.8 Medidas de unidades Hounsfield

Tabla 11: Mediciones de UH con dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. Polietileno de baja densidad LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la primera lectura.

Unidades Hounsfield (UH)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	-89	-188	-957	971	355	107	-44	5	201	-15	327
150 mA,120 kV	-87	-185	-959	971	354	110	-44	7	198	-12	327
200 mA,100 kV	-87	-180	-959	971	353	108	-45	-9	195	-12	348
200 mA,120 kV	-87	-185	-958	972	357	108	-44	-10	165	-10	348
250 mA,100 kV	-87	-185	-958	972	353	111	-44	-14	-9	-16	90
250 mA,120 kV	-87	-188	-959	971	351	111	-45	-12	-15	-13	240
300 mA,120 kV	-90	-185	-959	972	355	112	-43	-7	187	-12	330
350 mA,100 kV	-87	-187	-959	972	355	109	-45	17	70	-13	159
350 mA,120 kV	-87	-186	-957	971	364	110	-44	-14	76	-11	317

Tabla 12: Mediciones de UH con dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la segunda lectura.

Unidades Hounsfield (UH)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	-87	-175	-971	934	344	123	-40	-3	35	-6	40
150 mA,120 kV	-89	-177	-973	934	345	123	-35	-1	194	-4	38
200 mA,100 kV	-89	-175	-972	934	347	120	-39	-2	30	-6	114
200 mA,120 kV	-88	-176	-975	934	347	122	-39	-5	5	3	247
250 mA,100 kV	-91	-175	-974	939	345	125	-40	-2	149	-2	40
250 mA,120 kV	-91	-175	-973	934	345	123	-40	-4	30	-9	-92
300 mA,120 kV	-88	-176	-975	940	343	121	-36	-4	71	-2	77
350 mA,100 kV	-89	-176	-974	936	350	123	-39	-2	-6	-7	190
350 mA,120 kV	-88	-176	-973	934	344	125	-40	-2	5	-4	223

Mediciones de UH a 1000 cGy, calculados por el planificador Mónaco, para la segunda lectura.

Tabla 13: Mediciones de UH con dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la tercera lectura.

Unidades Hounsfield (UH)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	-88.0	-181.5	-964.0	952.5	349.5	115.0	-42.0	1.5	118.0	-10.5	183.5
150 mA,120 kV	-88.0	-181.0	-966.0	952.5	349.5	116.5	-39.5	3.0	196.0	-8.0	182.5
200 mA,100 kV	-88.0	-177.5	-965.5	952.5	350.0	114.0	-42.0	-5.5	112.5	-9.0	231.0
200 mA,120 kV	-87.5	-180.5	-966.5	953.0	352.0	115.0	-41.5	-7.5	85.0	-3.5	297.5
250 mA,100 kV	-89.0	-180.0	-966.0	955.5	349.0	118.0	-42.0	-27	70.0	-9.0	65.0
250 mA,120 kV	-89.0	-181.5	-966.0	952.5	348.0	117.0	-42.5	-26	-9.5	-11.0	74.0
300 mA,120 kV	-89.0	-180.5	-967.0	956.0	349.0	116.5	-39.5	-5.5	129.0	-7.0	203.5
350 mA,100 kV	-88.0	-181.5	-966.5	954.0	352.5	116.0	-42.0	7.5	37.5	-8.5	174.5
350 mA,120 kV	-87.5	-181.0	-965.0	952.5	354.0	117.5	-42.0	-8,0	40.5	-7.5	270.0

3.9 Medidas de densidad electrónica

Tabla 14: Mediciones para DER con una dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la primera lectura.

Densidad Electrónica Relativa (DER)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	0.944	0.839	0.001	1.847	1.409	1.122	0.987	1.006	1.243	0.999	1.389
150 mA,120 kV	0.965	0.830	0.001	1.863	1.343	1.120	0.987	1.008	1.203	0.999	1,319
200 mA,100 kV	0.948	0.850	0.001	1.868	1.347	1.129	0.987	0.999	1.210	0.999	1.343
200 mA,120 kV	0.936	0.830	0.001	1.861	1.349	1.119	0.979	0.999	1.176	0.999	1.341
250 mA,100 kV	0.947	0.843	0.001	1.847	1.344	1.080	0.987	0.999	0.999	0.999	1.065
250 mA,120 kV	0.934	0.829	0.001	1.863	1.344	1.125	0.977	0.999	0.999	0.999	1.245
300 mA,120 kV	0.933	0.832	0.001	1.868	1.349	1.121	0.977	0.999	1.194	0.999	1.326
350 mA,100 kV	0.949	0.828	0.001	1.861	1.358	1.103	0.989	1.016	1.066	0.999	1.150
350 mA,120 kV	0.937	0.832	0.001	1.868	1.363	1.127	0.980	0.999	1.088	0.999	1.320

Tabla 15: Mediciones para DER con una dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la segunda lectura.

Densidad Electrónica Relativa (DER)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	0.946	0.853	0.001	1.821	1.421	1.140	0.991	1.000	1.040	1.000	1.046
150 mA,120 kV	0.932	0.841	0.001	1.837	1.334	1.135	0.986	1.000	1.000	0.999	1.152
200 mA,100 kV	0.946	0.855	0.001	1.862	1.342	1.143	0.992	1.000	1.036	1.000	1.136
200 mA,120 kV	0.935	0.840	0.001	1.830	1.340	1.135	0.984	1.000	1.006	1.003	1.250
250 mA,100 kV	0.943	0.854	0.001	1.821	1.334	1.090	0.991	1.000	1.107	1.000	1.029
250 mA,120 kV	0.930	0.843	0.001	1.832	1.339	1.138	0.982	1.000	1.034	0.999	0.929
300 mA,120 kV	0.935	0.842	0.001	1.844	1.338	1.131	0.983	1.000	1.077	1.000	1.083
350 mA,100 kV	0.947	0.840	0.001	1.832	1.352	1.116	0.995	1.000	1.000	1.000	1.183
350 mA-120 kV	0.936	0.844	0.001	1.849	1.345	1.145	0.984	1.000	1.006	1.000	1.234

Tabla 16: Mediciones para DER con una dosis de 1000 cGy, para cada uno de los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco, para la tercera lectura.

Densidad Electrónica Relativa (DER)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	0.945	0.846	0.001	1.834	1.415	1.131	0.989	1.003	1.142	0.999	1.218
150 mA,120 kV	0.949	0.836	0.001	1.850	1.339	1.128	0.987	1.004	1.102	0.999	1.236
200 mA,100 kV	0.947	0.853	0.001	1.865	1.345	1.136	0.989	0.999	1.102	0.999	1.240
200 mA,120 kV	0.935	0.835	0.001	1.846	1.345	1.127	0.982	0.999	1.091	1.001	1.296
250 mA,100 kV	0.945	0.849	0.001	1.834	1.344	1.085	0.989	0.999	1.053	0.999	1.047
250 mA,120 kV	0.932	0.836	0.001	1.834	1.342	1.132	0.979	0.999	1.017	0.999	1.587
300 mA,120 kV	0.934	0.837	0.001	1.856	1.344	1.126	0.980	0.999	1.136	0.999	1.204
350 mA,100 kV	0.948	0.834	0.001	1.847	1.355	1.109	0.992	1.008	1.033	0.999	1.167
350 mA,120 kV	0.937	0.838	0.001	1.859	1.354	1.136	0.982	0.999	1.047	0.999	1.277

3.10 Medidas de dosis

Se ha realizado medidas de dosis en cada uno de los insertos del fantoma Capthan 503, con una energía de 6MV, simulado con un arco de 360° en la técnica VMAT, este cubre todo el fantoma. Se ha simulado en el planificador Mónico v.5.0 para una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Tabla 17. Mediciones de dosis en los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónico a una dosis de prescripción 1000 cGy, para la primera lectura.

Dosis (cGy)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	1039.4	1058.3	1029.3	995.4	1008.6	1015.5	1049.3	629.5	572.2	712.7	583.6
150 mA,120 kV	1045.5	1063.0	1045.0	1016.2	1021.6	1049.8	1061.7	700.2	605.6	713.3	619.5
200 mA,100 kV	1046.5	1043.9	1046.6	1018.9	1025.0	1037.3	1049.4	660.6	654.9	780.3	650.4
200 mA,120 kV	1038.5	1068.7	1041.2	1016.9	1032.2	1060.6	1055.7	741.5	562.9	748.7	659.2
250 mA,100 kV	1043.4	1039.9	1031.1	1013.7	1024.7	1036.9	1049.6	793.4	683.7	789.6	747.4
250 mA,120 kV	1049.0	1049.5	1032.0	1009.9	1006.9	1042.0	1022.6	755.3	798.4	818.0	728.6
300 mA,120 kV	1043.2	1069.1	1050.7	1007.2	1021.6	1046.8	1046.1	741.0	676.1	763.6	655.0
350 mA,100 kV	1027.8	1043.0	1034.6	1020.6	1013.6	1020.9	1045.6	671.5	770.1	750.0	720.9
350 mA,120 kV	1056.2	1045.0	1050.2	1010.0	1037.7	1035.7	1045.5	788.6	744.8	807.6	639.2

Tabla 18: Mediciones de dosis en los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco a una dosis de prescripción 1000 cGy, para segunda lectura.

Dosis (cGy)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	C	d
150 mA,100 kV	1061.0	1078.0	1035.6	1032.7	1044.8	1060.7	1070.7	740.2	767.3	790.2	747.9
150 mA,120 kV	1053.3	1055.9	1026.6	1018.3	1019.7	1042.2	1050.2	718.7	717.4	846.3	704.5
200 mA,100 kV	1045.4	1058.3	1036.6	1020.9	1023.0	1040.8	1058.6	779.0	771.5	808.4	672.7
200 mA,120 kV	1064.8	1059.2	1031.5	1025.6	1024.2	1049.2	1056.7	751.3	833.8	749.1	658.6
250 mA,100 kV	1051.6	1047.4	1034.5	1022.3	1025.7	1066.5	1042.5	669.6	803.4	801.9	712.7
250 mA,120 kV	1041.8	1072.1	1044.5	1032.6	1014.6	1039.3	1073.0	734.5	751.5	774.6	1041.4
300 mA,120 kV	1052.1	1060.8	1030.1	1022.7	1025.2	1034.2	1059.2	772.5	761.6	777.0	714.9
350 mA,100 kV	1065.4	1055.1	1036.7	1029.4	1043.1	1064.2	1057.2	792.4	793.8	823.4	675.4
350 mA,120 kV	1062.2	1053.0	1039.8	1024.0	1028.4	1045.4	1062.0	810.3	782.1	814.1	674.7

Tabla 19: Mediciones de dosis en los insertos, 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón, simulados en el planificador Mónaco a una dosis de prescripción 1000 cGy, para tercera lectura.

Dosis (cGy)											
Parámetros	1	2	3	4	5	6	7	a	b	c	d
150 mA,100 kV	1050.2	1068.2	1032.5	1014.1	1026.7	1038.1	1060.0	684.9	669.8	751.5	665.8
150 mA,120 kV	1049.4	1059.5	1035.8	1017.3	1020.7	1046.0	1055.9	709.5	661.5	779.8	662.0
200 mA,100 kV	1045.9	1051.1	1041.6	1019.9	1024.0	1039.1	1054.3	719.8	713.2	794.4	661.6
200 mA,120 kV	1051.7	1063.9	1036.4	1021.3	1028.2	1054.9	1056.2	746.4	723.4	748.9	658.9
250 mA,100 kV	1047.5	1043.7	1032.8	1018.0	1025.2	1051.7	1046.1	731.5	743.6	795.8	730.1
250 mA,120 kV	1045.4	1060.8	1038.3	1021.3	1010.8	1040.7	1047.8	744.9	774.9	796.3	885.0
300 mA,120 kV	1047.7	1064.9	1040.4	1014.9	1023.4	1040.5	1052.7	756.8	718.9	770.3	684.95
350 mA,100 kV	1046.6	1049.1	1035.5	1025.0	1028.4	1042.6	1051.4	731.9	781.9	786.7	698.2
350 mA,120 kV	1059.2	1049.0	1045.0	1017.0	1033.1	1040.6	1053.8	799.5	763.5	810.9	656.9

3.11 Medidas de unidades monitor UM

Las lecturas de las unidades monitor UM, fueron obtenidos con la técnica VMAT de un arco de 360° en el planificador Mónaco 5.0. Para cada uno de las curvas de densidad electrónica relativa DER, estas están en relación directa con diferentes voltajes y corrientes.

El haz de radiación tiene una energía de 6 MV y con una dosis de prescripción de 1000 cGy, que atraviesa el fantoma Catphan, cuenta con 7 insertos: 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón.

Tabla 20: Cálculos de UM con dosis de prescripción 1000 cGy, simulados en el planificador Mónaco, para primera lectura.

Parámetros	UM
150 mA,100 kV	3364.44
150 mA,120 kV	3180.50
200 mA,100 kV	2967.07
200 mA,120 kV	3116.47
250 mA,100 kV	3146.89
250 mA,120 kV	2437.23
300 mA,120 kV	3567.25
350 mA,100 kV	2235.95
350 mA,120 kV	2390.10

Tabla 21: Cálculos de UM con dosis de prescripción 1000 cGy, simulados en el planificador Mónaco, para segunda lectura.

Parámetros	UM
150 mA,100 kV	2770.89
150 mA,120 kV	2920.25
200 mA,100 kV	2500.43
200 mA,120 kV	2933.52
250 mA,100 kV	2975.95
250 mA,120 kV	2952.62
300 mA,120 kV	2669.79
350 mA,100 kV	2756.22
350 mA,120 kV	2623.06

Tabla 22: Cálculos de UM con dosis de prescripción 1000 cGy, simulados en el planificador Mónaco, para tercera lectura.

Parámetros	UM
150 mA,100 kV	3067.66
150 mA,120 kV	3050.38
200 mA,100 kV	2733.75
200 mA,120 kV	3024.99
250 mA,100 kV	3061.42
250 mA,120 kV	2694.92
300 mA,120 kV	3118.53
350 mA,100 kV	2496.08
350 mA,120 kV	2506.58

3.12 Comparaciones de UH y sus respectivas desviaciones estándar con estadística t-Student, para cada inserto.

La comparación entre las lecturas de las UH calculado en el Mónaco, para simular el haz de radiación de 6 MV de energía, dosis de 1000 cGy y técnica VMAT de un solo arco de 360°. Atraviesa el fantoma, que contiene 7 insertos: 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón.

En el tomógrafo computarizado (TC), las lecturas medidas de UH, se ha realizado con diferentes regiones de interés ROI, en cada inserto.

En las respectivas desviaciones estándar para el UH calculado, se detalla también el valor del estadístico t de student (t) para la comparación de las variables UH calculado y la lectura del UH de la curva de calibración DER.

Tabla 23: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto de aire con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	-88.00 ± 1.00	-954.87	1501.46	P<0.01
120 kV, 150 mA	-88.00 ± 1.00	-942.33	1479.74	P<0.01
100 kV, 200 mA	-88.00 ± 1.00	-946.87	1487.61	P<0.01
120 kV, 200 mA	-87.50 ± 0.50	-946.73	2976.46	P<0.01
100 kV, 250 mA	-89.00 ± 2.00	-951.13	746.63	P<0.01
120 kV, 250 mA	-89.00 ± 2.00	-943.80	740.28	P<0.01
120 kV, 300 mA	-89.00 ± 1.00	-945.40	1483.33	P<0.01
100 kV, 350 mA	-88.00 ± 1.00	-937.67	1471.67	P<0.01
120 kV, 350 mA	-88.00 ± 1.00	-914.20	1431.02	P<0.01

Se observa en la Tabla 23, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas (P<0.01) en la lectura de las Unidades Hounsfield (UH) para diferentes parámetros.

Tabla 24: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto PMP con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	-181.50 ± 6.50	-174.73	-1.80	P>0.05
120 kV, 150 mA	-181.00 ± 4.00	-163.53	-7.56	P<0.05
100 kV, 200 mA	-177.50 ± 2.50	-177.20	-0.21	P>0.05
120 kV, 200 mA	-180.50 ± 4.50	-164.20	-6.27	P<0.05
100 kV, 250 mA	-180.00 ± 5.00	-176.00	-1.39	P>0.05
120 kV, 250 mA	-181.50 ± 6.50	-166.40	-4.02	P>0.05
120 kV, 300 mA	-180.50 ± 4.50	-165.67	-5.71	P<0.05
100 kV, 350 mA	-181.50 ± 5.50	-164.33	-5.41	P<0.05
120 kV, 350 mA	-181.00 ± 5.00	-167.80	-4.57	P<0.05

Se observa en la Tabla 24, para la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas (P<0.05) para los parámetros:

- 120 kV, 50 mA.
- 120 kV, 200 mA.
- 120 kV, 300 mA.
- 100 kV, 350 mA.
- 120 kV, 350 mA.

Tabla 25: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto LDPE con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	-964.00 ± 7.00	-88.80	-216.56	P<0.01
120 kV, 150 mA	-966.00 ± 7.00	-77.93	-219.74	P<0.01
100 kV, 200 mA	-965.50 ± 6.50	-90.27	-233.22	P<0.01
120 kV, 200 mA	-966.50 ± 8.50	-78.53	-180.94	P<0.01
100 kV, 250 mA	-966.00 ± 8.00	-89.27	-189.82	P<0.01
120 kV, 250 mA	-966.00 ± 7.00	-76.13	-220.19	P<0.01
120 kV, 300 mA	-967.00 ± 8.00	-78.73	-192.32	P<0.01
100 kV, 350 mA	-966.50 ± 7.50	-90.60	-202.28	P<0.01
120 kV, 350 mA	-965.00 ± 8.00	-78.60	-191.91	P<0.01

Se observa en la Tabla 25, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas (P<0.01), en la lectura de las Unidades Hounsfield (UH) para los diferentes parámetros.

Tabla 26: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto polietileno con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	952.50 ± 18.50	-32.67	92.24	P<0.01
120 kV, 150 mA	952.50 ± 18.50	-21.60	91.20	P<0.01
100 kV, 200 mA	952.50 ± 18.50	-33.33	92.30	P<0.01
120 kV, 200 mA	953.50 ± 19.00	-23.53	89.02	P<0.01
100 kV, 250 mA	955.50 ± 16.50	-32.27	103.69	P<0.01
120 kV, 250 mA	952.50 ± 18.50	-24.33	91.46	P<0.01
120 kV, 300 mA	956.00 ± 16.00	-18.60	105.50	P<0.01
100 kV, 350 mA	954.00 ± 18.00	-36.53	95.31	P<0.01
120 kV, 350 mA	952.50 ± 18.50	-26.20	91.63	P<0.01

Se observa en la Tabla 26, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas ($P < 0.01$), en la lectura de las Unidades Hounsfield (UH) para los diferentes parámetros.

Tabla 27: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto acrílico con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	349.50 \pm 5.50	129.00	69.44	P<0.01
120 kV, 150 mA	349.50 \pm 4.50	134.73	82.67	P<0.01
100 kV, 200 mA	350.00 \pm 3.00	123.40	130.83	P<0.01
120 kV, 200 mA	352.00 \pm 5.00	132.80	75.93	P<0.01
100 kV, 250 mA	349.00 \pm 4.00	204.20	62.70	P<0.01
120 kV, 250 mA	348.00 \pm 3.00	131.40	125.05	P<0.01
120 kV, 300 mA	349.00 \pm 6.00	136.47	61.35	P<0.01
100 kV, 350 mA	352.50 \pm 2.50	115.73	169.04	P<0.01
120 kV, 350 mA	354.00 \pm 10.00	126.80	39.35	P<0.01

Se observa en la Tabla 27, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas ($P < 0.01$), en la lectura de las Unidades Hounsfield (UH) para los diferentes parámetros.

Tabla 28: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto delrin con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	115.00 ± 8.00	291.13	-38.13	P<0.01
120 kV, 150 mA	116.50 ± 6.50	376.20	-69.20	P<0.01
100 kV, 200 mA	114.00 ± 6.00	370.93	-74.17	P<0.01
120 kV, 200 mA	115.00 ± 7.00	372.20	-63.64	P<0.01
100 kV, 250 mA	118.00 ± 7.00	367.33	-61.69	P<0.01
120 kV, 250 mA	117.00 ± 6.00	371.80	-73.55	P<0.01
120 kV, 300 mA	116.50 ± 4.50	369.60	-97.42	P<0.01
100 kV, 350 mA	116.00 ± 7.00	359.60	-60.28	P<0.01
120 kV, 350 mA	117.50 ± 7.50	364.20	-56.97	P<0.01

Se observa en la Tabla 28, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas (P<0.01), en la lectura de las Unidades Hounsfield (UH) para los diferentes parámetros.

Tabla 29: Comparación entre las lecturas de UH de las tomografías, calculado en el inserto de teflón con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	UH calculado $\bar{X} \pm S$	UH para DER		
100 kV, 150 mA	-42.00 ± 2.00	1000.00	-902.40	P<0.01
120 kV, 150 mA	-39.50 ± 4.50	977.47	-391.43	P<0.01
100 kV, 200 mA	-42.00 ± 3.00	940.60	-567.30	P<0.01
120 kV, 200 mA	-41.50 ± 2.50	980.20	-707.86	P<0.01
100 kV, 250 mA	-42.00 ± 2.00	998.40	-901.01	P<0.01
120 kV, 250 mA	-42.50 ± 2.50	977.13	-706.42	P<0.01
120 kV, 300 mA	-39.50 ± 3.50	967.60	-498.38	P<0.01
100 kV, 350 mA	-42.00 ± 3.00	980.40	-590.28	P<0.01
120 kV, 350 mA	-42.00 ± 2.00	956.00	-864.29	P<0.01

Se observa en la Tabla 29, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas ($P < 0.01$), en la lectura de las Unidades Hounsfield (UH) para los diferentes parámetros.

3.13 Comparaciones de la densidad electrónica y sus respectivas desviaciones estándar con estadística t de Student, para cada inserto.

Las lecturas de las densidades electrónicas calculadas con Mónaco y la densidad electrónica del inserto aire realizado en el tomógrafo con sus respectivas desviaciones estándar para la densidad electrónica calculada. Se detallan también el valor del estadístico t de Student (t) para la comparación de las variables Densidad electrónica calculado y la lectura de la densidad electrónica los 7 insertos: 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón.

Tabla 30: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de aire con una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	DER calculada $\bar{X} \pm S$	DER en el inserto aire		
100 kV, 150 mA	0.94 ± 0.00	0.001	1635.06	P<0.01
120 kV, 150 mA	0.95 ± 0.02	0.001	99.46	P<0.01
100 kV, 200 mA	0.95 ± 0.00	0.001	1638.52	P<0.01
120 kV, 200 mA	0.94 ± 0.00	0.001	3237.20	P<0.01
100 kV, 250 mA	0.94 ± 0.00	0.001	817.53	P<0.01
120 kV, 250 mA	0.93 ± 0.00	0.001	806.27	P<0.01
120 kV, 300 mA	0.93 ± 0.00	0.001	1616.00	P<0.01
100 kV, 350 mA	0.95 ± 0.00	0.001	1640.25	P<0.01
120 kV, 350 mA	0.94 ± 0.00	0.001	3240.67	P<0.01

Se observa en la Tabla 30, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas ($P < 0.01$), en la lectura de las Densidades Electrónicas para los diferentes parámetros.

Tabla 31: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de PMP con una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	DER calculada $\bar{X} \pm S$	DER en el inserto PMP		
100 kV, 150 mA	0.85 ± 0.01	0.853	-1.73	P>0.05
120 kV, 150 mA	0.84 ± 0.01	0.853	-5.51	P<0.05
100 kV, 200 mA	0.85 ± 0.00	0.853	-0.35	P>0.05
120 kV, 200 mA	0.84 ± 0.01	0.853	-6.24	P<0.05
100 kV, 250 mA	0.85 ± 0.01	0.853	-1.42	P>0.05
120 kV, 250 mA	0.84 ± 0.01	0.853	-4.21	P>0.05
120 kV, 300 mA	0.84 ± 0.01	0.853	-5.54	P<0.05
100 kV, 350 mA	0.83 ± 0.01	0.853	-5.48	P<0.05
120 kV, 350 mA	0.84 ± 0.01	0.853	-4.33	P<0.05

Se observa en la Tabla 31, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas (P<0.05), en la lectura de las densidades electrónicas para los parámetros:

- 120 kV, 150 mA.
- 120kV, 200 mA.
- 120 kV, 300 mA.
- 100 kV, 350 mA.
- 120 kV, 350 mA.

Tabla 32: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de polietileno con una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	DER calculada	DER en el inserto Polietileno		
	$\bar{X} \pm S$			
100 kV, 150 mA	1.83 ± 0.01	0.998	111.38	P<0.01
120 kV, 150 mA	1.85 ± 0.01	0.998	113.52	P<0.01
100 kV, 200 mA	1.86 ± 0.00	0.998	500.56	P<0.01
120 kV, 200 mA	1.84 ± 0.02	0.998	94.70	P<0.01
100 kV, 250 mA	1.83 ± 0.01	0.998	111.38	P<0.01
120 kV, 250 mA	1.84 ± 0.02	0.998	84.36	P<0.01
120 kV, 300 mA	1.86 ± 0.01	0.998	123.84	P<0.01
100 kV, 350 mA	1.85 ± 0.01	0.998	101.36	P<0.01
120 kV, 350 mA	1.86 ± 0.01	0.998	156.89	P<0.01

Se observa en la Tabla 32, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas (P<0.01), en las Densidades Electrónicas para los diferentes parámetros.

Tabla 33: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de acrílico con una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	DER calculada	DER en el inserto acrílico		
	$\bar{X} \pm S$			
100 kV, 150 mA	1.42 ± 0.01	1.147	77.36	P<0.01
120 kV, 150 mA	1.34 ± 0.00	1.147	73.71	P<0.01
100 kV, 200 mA	1.34 ± 0.00	1.147	136.83	P<0.01
120 kV, 200 mA	1.34 ± 0.00	1.147	76.02	P<0.01
100 kV, 250 mA	1.34 ± 0.01	1.147	58.10	P<0.01
120 kV, 250 mA	1.34 ± 0.00	1.147	134.75	P<0.01
120 kV, 300 mA	1.34 ± 0.01	1.147	61.88	P<0.01
100 kV, 350 mA	1.36 ± 0.00	1.147	120.09	P<0.01
120 kV, 350 mA	1.35 ± 0.01	1.147	39.84	P<0.01

Se observa en la Tabla 33, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas ($P < 0.01$) en las Densidades Electrónicas para los diferentes parámetros.

Tabla 34: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de delrin con una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	DER calculada	DER en el inserto delrin		
	$\bar{X} \pm S$			
100 kV, 150mA	1.13 ± 0.01	1.363	-44.65	$P < 0.01$
120 kV, 150mA	1.13 ± 0.01	1.363	-54.39	$P < 0.01$
100 kV, 200mA	1.14 ± 0.01	1.363	-56.17	$P < 0.01$
120 kV, 200mA	1.13 ± 0.01	1.363	-51.10	$P < 0.01$
100 kV, 250mA	1.08 ± 0.01	1.363	-96.30	$P < 0.01$
120 kV, 250mA	1.13 ± 0.01	1.363	-61.69	$P < 0.01$
120 kV, 300mA	1.13 ± 0.01	1.363	-82.10	$P < 0.01$
100 kV, 350mA	1.11 ± 0.01	1.363	-67.55	$P < 0.01$
120 kV, 350mA	1.14 ± 0.01	1.363	-43.69	$P < 0.01$

Se observa en la Tabla 34, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas ($P < 0.01$) en las Densidades Electrónicas para los diferentes parámetros.

Tabla 35: Comparación de la densidad electrónica calculado para el inserto de teflón con una dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	DER calculada $\bar{X} \pm S$	DER en el inserto teflón		
100 kV, 150 mA	0.99± 0.00	1.868	-761.24	P<0.01
120 kV, 150 mA	0.99± 0.00	1.868	-3053.61	P<0.01
100 kV, 200 mA	0.99± 0.00	1.868	-608.64	P<0.01
120 kV, 200 mA	0.98± 0.00	1.868	-614.18	P<0.01
100 kV, 250 mA	0.99± 0.00	1.868	-761.24	P<0.01
120 kV, 250 mA	0.98± 0.00	1.868	-615.57	P<0.01
120 kV, 300 mA	0.98± 0.00	1.868	-512.69	P<0.01
100 kV, 350 mA	0.99± 0.00	1.868	-505.76	P<0.01
120 kV, 350 mA	0.98± 0.00	1.868	-767.30	P<0.01

Se observa en la Tabla 35, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias altamente significativas (P<0.01) en la lectura de las densidades electrónicas para los diferentes parámetros.

3.14 Comparaciones de la dosis y sus respectivas desviaciones estándar con estadística t-Student, para cada inserto.

La comparación de la dosis calculada por la técnica VMAT en planificador Mónaco para cada inserto aire, con sus respectivas desviaciones estándar para la dosis calculada, se detallan también el valor del estadístico t de student (t) para la comparación de las variables dosis calculada y la dosis de prescripción de 1000 cGy.

Tabla 36: Comparación de la dosis calculada en el inserto aire con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cGy) $\bar{X} \pm S$	Dosis de Prescripción (cGy)		
100 kV, 150 mA	1050.20 ± 10.80	1000	8.05	P<0.05
120 kV, 150 mA	1049.40 ± 3.90	1000	21.94	P<0.01
100 kV, 200 mA	1045.95 ± 0.55	1000	144.71	P<0.01
120 kV, 200 mA	1051.65 ± 13.15	1000	6.80	P<0.05
100 kV, 250 mA	1047.50 ± 4.10	1000	20.07	P<0.01
120 kV, 250 mA	1045.40 ± 3.60	1000	21.84	P<0.01
120 kV, 300 mA	1047.65 ± 4.45	1000	18.55	P<0.01
100 kV, 350 mA	1046.60 ± 18.80	1000	4.29	P<0.01
120 kV, 350 mA	1059.20 ± 3.00	1000	34.18	P<0.01

Se observa en la Tabla 36, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas (P<0.05), para los parámetros de 100 kV con 150 mA, 120 kV con 200mA y diferencias altamente significativas (P<0.01) para los demás parámetros.

Tabla 37: Comparación de la dosis calculada en el inserto PMP con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cCy) $\bar{X} \pm S$	Dosis de Prescripción (cGy)		
100 kV, 150 mA	1068.15 ± 9.85	1000	11.98	P<0.01
120 kV, 150 mA	1059.45 ± 3.55	1000	29.01	P<0.01
100 kV, 200 mA	1051.10 ± 7.20	1000	12.29	P<0.01
120 kV, 200 mA	1063.95 ± 4.75	1000	23.32	P<0.01
100 kV, 250 mA	1043.65 ± 3.75	1000	20.16	P<0.01
120 kV, 250 mA	1060.80 ± 11.30	1000	9.32	P<0.05
120 kV, 300 mA	1064.95 ± 4.15	1000	27.11	P<0.01
100 kV, 350 mA	1049.05 ± 6.05	1000	14.04	P<0.01
120 kV, 350 mA	1049.00 ± 4.00	1000	21.22	P<0.01

Se observa en la Tabla 37, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas ($P < 0.05$) para los parámetros de 100 kV, 150 mA, 120 kV, 200 mA y diferencias altamente significativas ($P < 0.01$) para los demás parámetros.

Tabla 38: Comparación de la dosis calculada en el inserto LDPE con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cGy)	Dosis de Prescripción (cGy)		
	$\bar{X} \pm S$			
100 kV, 150 mA	1032.45 ± 3.15	1000	17.84	$P < 0.01$
120 kV, 150 mA	1035.80 ± 9.20	1000	6.74	$P < 0.05$
100 kV, 200 mA	1041.60 ± 5.00	1000	14.41	$P < 0.01$
120 kV, 200 mA	1036.35 ± 4.85	1000	12.98	$P < 0.01$
100 kV, 250 mA	1032.80 ± 1.70	1000	33.42	$P < 0.01$
120 kV, 250 mA	1038.25 ± 6.25	1000	10.60	$P < 0.01$
120 kV, 300 mA	1040.40 ± 10.30	1000	6.79	$P < 0.05$
100 kV, 350 mA	1035.65 ± 1.05	1000	58.81	$P < 0.01$
120 kV, 350 mA	1045.00 ± 5.20	1000	14.99	$P < 0.01$

Se observa en la Tabla 38, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas ($P < 0.05$) para los parámetros de 120 kV, 150 mA y 120 kV, 300 mA y diferencias altamente significativas ($P < 0.01$) para los demás parámetros.

Tabla 39: Comparación de la dosis calculada en el inserto polietileno con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cGy) $\bar{X} \pm S$	Dosis de Prescripción (cGy)		
100 kV, 150 mA	1014.05 ± 18.65	1000	1.31	P>0.05
120 kV, 150 mA	1017.25 ± 1.05	1000	28.46	P<0.01
100 kV, 200 mA	1019.90 ± 1.00	1000	34.47	P<0.01
120 kV, 200 mA	1021.25 ± 4.35	1000	8.46	P<0.05
100 kV, 250 mA	1018.00 ± 4.30	1000	7.25	P<0.05
120 kV, 250 mA	1021.25 ± 11.35	1000	3.24	P>0.05
120 kV, 300 mA	1014.95 ± 7.75	1000	3.34	P>0.05
100 kV, 350 mA	1025.00 ± 4.40	1000	9.84	P<0.05
120 kV, 350 mA	1017.00 ± 7.00	1000	4.21	P>0.05

Se observa en la Tabla 39, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas (P<0.05) para los parámetros de 120 kV, 200 mA, 100 kV, 250 mA y 100 kV, 350 mA y diferencias altamente significativas (P<0.01) para los parámetros de 120 kV, 150 mA, 100 kV, 200 mA.

Tabla 40: Comparación de la dosis calculada en el inserto acrílico con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cGy) $\bar{X} \pm S$	Dosis de Prescripción (cGy)		
100 kV, 150 mA	1026.70 ± 18.10	1000	2.56	P>0.05
120 kV, 150 mA	1020.65 ± 0.95	1000	37.65	P<0.01
100 kV, 200 mA	1024.00 ± 1.00	1000	41.57	P<0.01
120 kV, 200 mA	1028.20 ± 4.00	1000	12.21	P<0.01
100 kV, 250 mA	1025.20 ± 0.50	1000	87.30	P<0.01
120 kV, 250 mA	1010.75 ± 3.85	1000	4.84	P<0.05
120 kV, 300 mA	1023.40 ± 1.80	1000	22.52	P<0.01
100 kV, 350 mA	1028.35 ± 14.75	1000	3.33	P>0.05
120 kV, 350 mA	1033.05 ± 4.65	1000	12.31	P<0.01

Se observa en la Tabla 40, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas ($P < 0.05$) para el parámetro de 120 kV, 250 mA y diferencias altamente significativas ($P < 0.01$) para los parámetros:

- 120 kV, 150 mA.
- 100 kV, 200 mA.
- 120 kV, 200 mA.
- 100 kV, 250 mA.
- 120 kV, 300 mA.
- 120 kV, 350 mA.

Tabla 41: Comparación de la dosis calculada en el inserto delrin con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cGy) $\bar{X} \pm S$	Dosis de Prescripción (cGy)		
100 kV, 150 mA	1038.10 \pm 22.60	1000	2.92	P>0.05
120 kV, 150 mA	1046.00 \pm 3.80	1000	20.97	P<0.01
100 kV, 200 mA	1039.05 \pm 1.75	1000	38.65	P<0.01
120 kV, 200 mA	1054.90 \pm 5.70	1000	16.68	P<0.01
100 kV, 250 mA	1051.70 \pm 14.80	1000	6.05	P<0.05
120 kV, 250 mA	1040.65 \pm 1.35	1000	52.15	P<0.01
120 kV, 300 mA	1040.50 \pm 6.30	1000	11.14	P<0.01
100 kV, 350 mA	1042.55 \pm 21.65	1000	3.40	P>0.05
120 kV, 350 mA	1040.55 \pm 4.85	1000	14.48	P<0.01

Se observa en la Tabla 41, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas ($P < 0.05$) para el parámetro de 100 kV, 250 mA y diferencias altamente significativas ($P < 0.01$) para los parámetros de 120 kV, 150 mA; 100 kV, 200 mA; 120 kV, 200 mA; 120 kV, 250 mA; 120 kV, 300 mA y 120 kV, 350 mA.

Tabla 42: Comparación de la dosis calculada en el inserto teflón con dosis de prescripción de 1000 cGy.

Parámetro	Variables		t	Valor P
	Dosis calculada (cGy) $\bar{X} \pm S$	Dosis de Prescripción (cGy)		
100 kV, 150 mA	1060.00 ± 10.70	1000	9.71	P<0.05
120 kV, 150 mA	1055.95 ± 5.75	1000	16.85	P<0.01
100 kV, 200 mA	1054.00 ± 4.60	1000	20.33	P<0.01
120 kV, 200 mA	1056.20 ± 0.50	1000	194.68	P<0.01
100 kV, 250 mA	1046.05 ± 3.55	1000	22.47	P<0.01
120 kV, 250 mA	1047.80 ± 25.20	1000	3.28	P>0.05
120 kV, 300 mA	1052.65 ± 6.55	1000	13.92	P<0.01
100 kV, 350 mA	1051.40 ± 5.80	1000	15.35	P<0.01
120 kV, 350 mA	1053.75 ± 8.25	1000	11.28	P<0.01

Se observa en la Tabla 42, la significancia (P) nos indica que en las variables existen diferencias significativas (P<0.05) para el parámetro de 100 kV, 150 mA y diferencias altamente significativas (P<0.01) para los demás parámetros a excepción del parámetro 120 kV, 250 mA que no presento diferencias significativas.

3.15 Diferencia en porcentaje entre la dosis calculada y dosis de prescripción para diferentes parámetros.

En la simulación anteriormente mencionada, se ha tomado lecturas de la dosis medida en cada uno de los 7 insertos: 1. Aire, 2. PMP, 3. LDPE, 4. Polietileno, 5. Acrílico, 6. Delrin, 7. Teflón. Comparándolos con la dosis prescrita inicialmente de 1000 cGy. Para las diferentes curvas de DER.

Tabla 43: Diferencia en porcentaje de dosis calculada y dosis de prescripción.

Insertos	DER	Parámetro	Dosis			
			Dosis calculada (cGy)	Dosis de prescripción (cGy)	Diferencia (cGy)	%
Poliétileno	0.998	100 kV, 150 mA	1025.00	1000	25.00	2.50
		120 kV, 150 mA	1021.25	1000	21.25	2.12
		100 kV, 200 mA	1014.95	1000	14.95	1.50
		120 kV, 200 mA	1017.00	1000	17.00	1.70
Acrílico	1.147	100 kV, 250 mA	1026.70	1000	26.70	2.67
		120 kV, 250 mA	1028.35	1000	28.35	2.84
Delfín	1.363	120 kV, 300 mA	1038.10	1000	38.10	3.81
		100 kV, 350 mA	1042.55	1000	42.55	4.26
Teflón	1.868	120 kV, 350 mA	1047.80	1000	47.80	4.78

En la Tabla 43, muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada y dosis de prescripción que no mostraron diferencias significativas, concluyendo que la dosis calcula es equivalente a la dosis de prescripción en el inserto polietileno con diferencia de dosis de 2.50 %, 2.12 %, 1.50 % y 1.70 %, el inserto acrílico con diferencia de dosis de 2.67 % y 2.84, el inserto de Delrin con diferencia de dosis de 3.81 % y 4.26 %.

CAPITULO IV

DISCUSIONES

- De la tabla 44, se observa el coeficiente de determinación (%), para 100 kV con 200 mAs influye en 99.36 % en el valor de las unidades Hounsfield *UH*, seguido del parámetro 120 kV con 300 mAs con 99.32 %.
- Mientras la menor influencia en el valor de las Unidades Hounsfield se da en el parámetro de 100 kV, 150 mAs con 98.64 %.
- La construcción de curvas de calibración DER en función de las unidades Hounsfield (UH) para diferentes parámetros (100 kV y 120 kV), nos muestran en todos sus gráficos comportamientos muy parecidos en todas las zonas de densidades. En las zonas de baja densidad las pequeñas discontinuidades por encima de los 0 UH, la referencia [19] nos menciona, en relación con la construcción de la curva DER, que en teoría debería corresponder a una línea recta, en nuestra investigación podemos ver apéndice D. Todas nuestras graficas corresponden a un comportamiento lineal, consistente con la teoría.
- En la construcción de curva DER con discontinuidades en el valor de 100 UH, no son significativos clínicamente, de acuerdo al documento guía TEC DOC 1583 se propone que la diferencia de lecturas de UH para un mismo material no debería variar más de +/- 20 UH para datos que serán empleados en la construcción de la curva de calibración DER. En nuestro estudio estas afirmaciones se cumplen para todos las UH leídos con diferentes parámetros.
- En cuanto a las Unidades Hounsfield (UH) las lecturas tomadas en distintos insertos para cada parámetro (100 kV y 120 kV) no mostraron mucha variación, por lo que estos resultados están dentro de los límites admitidos. Según TEC DOC 1583 la lectura de los números CT dentro de una región del mismo material no debería exceder +/- 20 UH.
- En nuestros resultados los UH calculados y certificados de todos los insertos mostraron diferencias significativas, a excepción del inserto PMP con parámetros

de 100 kV con 150 mA; 100 kV con 200 mA; 100 kV con 250 mA y 120 kV con 250 mA; que no mostraron diferencias significativas entre la lectura de UH calculada y certificada. [19] Diversos autores mencionan que el parámetro más importante en la determinación de las UH es la calidad del haz, por lo cual al realizar una misma prueba con diferentes valores de kVp debería encontrarse variaciones en los valores de UH leídos en el equipo de tomografía y en consecuencia variaciones en la conversión a densidad electrónica relativa al agua ($\rho_{e,a}$) y en el cálculo de las UM.

- En lo referente a la densidad electrónica calculada y certificada con diferentes parámetros, presentaron diferencias altamente significativas (Tablas 22, 24, 25, 26, 27) y diferencias significativas (Tabla 23) por lo que estas densidades son susceptibles a variación. A excepción del inserto PMP con los parámetros de 100 kV, 150 mA; 100 kV, 200 mA; 100 kV, 250 mA y 120 kV, 250 mA que no presentaron diferencias significativas.
- En el caso de la dosis calculada y la dosis de prescripción en el inserto aire, PMP y LDPE presentó diferencias altamente significativas en todos sus parámetros. El inserto polietileno no presentó diferencias significativas para las dosis calculadas con parámetros de 100 kV con 150 mA; 120 kV con 250 mA; 120 kV con 300 mA y 120 kV con 350 mA; siendo la variación en 2.5 %, 2.12 %, 1.5 % y 1.7 % respectivamente a la dosis de prescripción. Para el inserto Acrílico no hubo diferencias significativas para la dosis calculada con parámetros de 100 kV con 150 mA y 100 kV con 350 mA variando porcentualmente en 2.67 % y 2.84 %. Respectivamente con la dosis de prescripción.
- Mientras el inserto Delrin no presentaron diferencias significativas las dosis calculadas con parámetros de 100 kV con 150 mA y 100 kV con 350 mA variando en 3.81 % y 4.26 % respectivamente con la dosis de prescripción. Para el inserto teflón no hubo diferencias significativas en la dosis calculada del parámetro 120 kV con 250 mA variando porcentualmente en 4.78 % con la dosis de prescripción. Para corregir las zonas de no homogeneidad es importante basarse en la precisión de las curvas DER y así corregir estas zonas donde los números UH tienden a variar.

CAPITULO V

CONCLUSIONES

Primera: Las curvas DER construidos son dependientes de las UH, los parámetros 100 kV con 150 mAs y 100 kV con 250 mAs. El mayor coeficiente de determinación se dio en el parámetro de 100 kV con 200 mAs que influye en los valores de las Unidades Hounsfield en 99.36 %.

Segunda: El rango de variación de las unidades Hounsfield para los diferentes parámetros de kV y mAs son: Para el inserto aire 4,26 % inserto PMP 7.71 %, inserto LDPE 15.97 %, inserto Polietileno 49.08 %, inserto Acrílico 43.32 %, inserto Delrin 22.61 % y Teflón 5.94 %.

Tercera: Todas las dosis calculadas con diferentes insertos y parámetros de voltaje y corriente se compararon con la dosis de prescripción de 1000 cGy, de aquí el inserto polietileno, acrílico, delrin y teflón con los diferentes parámetros de voltaje y corriente no mostraron diferencias significativas con la dosis de prescripción. Para el inserto polietileno la dosis varia en 2.50 %, 2.12 %, 1.50 % y 1.70 % con los parámetros de 100 kV con 150 mA; 120 kV con 250 mA; 120 kV con 300 mA; 120 kV con 350 mA respectivamente; el inserto acrílico la dosis varia en 2.67 % y 2.84 % con los parámetros de 100 kV con 150 mA; 100 kV con 350 mA respectivamente; el inserto Delrin la dosis varia en 3.81 % y 4.26 % con los parámetros 100 kV con 150 mA; 100 kV con 350 mA; el inserto Teflón varia en 4.26 % con el parámetro de 120 kV con 250 mA. Por lo tanto se concluye que la dosis calculada sufre una menor variación alrededor del 2% entre la dosis de prescripción, indicando una mayor optimización con la curva DER de 100 kV con 150 mA.

Referencias Bibliográficas

- [1] A. Calzado y J. Geleijns. *Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones*. Dpto. de Radiología y Medicina Física, (2010). Universidad Complutense. Madrid. Leiden University Medical Center,
- [2] Link:
[//www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc](http://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc)
- [3] J. A. Ambrose, *Brief review of the EMI scanner*. Proc. Br. Inst. Radiol, 48 (1975) 605–610.
- [4] L.W. Goldman and J.B. Fowlkes. *Principles of CT and evolution of CT technology*. (Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-Sectional Imaging. 2000), p.33–52. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America;
- [5] B. Fraass *et al.*, *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning Med. Phys.* AAPM 25 (1998) 773–829. Task group 53.
- [6] *Quality Control of Treatment Planning Systems for Tele therapy*, Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics SGSMP Recommendations N° 7, 1997.
- [7] E. Thomson *et al.* *CT equipment Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy*. Institute of Physics and Engineering in Medicine (1999) 48.
- [8] N. Matsufuji *et al.* *Relationship between CT number and electron density, scatter angle and nuclear reaction for hadrontherapy treatment planning*. Phys. Med. Biol. 43 (1998) 3261-3275.
- [9] A. Nobah, B. Moftah B, N. Tomic and S. Devic, *Influence of electron density spatial distribution and X-ray beam quality during CT simulation on dose calculation accuracy*. J. Appl. Clin. Med. Phys. 12 (2011) 80–89.
- [10] UNAM, *Tomografía por Emisión de Positrones*, Centro de tomografía por Emisión de Positrones, (1999). México, D.F.
- [11] R. Groell, R. Rienmueller, G. Schaffler, *et al.* *CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study*. Comput. Med. Imaging Graph 24 (2000) 53–58.
- [12] B. Baxter, J. Sorenson. *Factors affecting the measurement of size and CT number in computed tomography*. Invest. Radiol. 16 (1981) 337–341
- [13] H. Guan, Y. Fang-Fang and J. Ho Kim. *Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings* (Department of Radiation Oncology, 2002) Henry Ford Hospital, Detroit, USA.

- [14] L. Cozzi, A. Fogliata, F. Buffa, S. Bieri. *Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy*. *Radiother. Oncol*, 48 (1998) 335-338.
- [15] E. J. Harold, J. R. Cunningham, C. Charles. *The Physics of Radiology*. (Thomas, 1983), vol. 1, cap.16, p. 557-665, fourth Edition. Springfield, Illinois-USA.
- [16] J. Ramírez. *Unidades Hounsfield, como instrumento para la Evaluación de la desmineralización ósea producida por el uso de Exoprotesis*. *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia* 66 (2003)159-167.
- [17] J. L. del Cura, A. Gayete, S. Pedraza, *Radiología esencial*, (Sociedad Española de Radiología Médica, 2006), Cap. 2, p.16, Ed. Médica Panamericana.
- [18] S. Christofides, *et al. Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. (IAEA, 2014), p. 266-289. Vienna.
- [19] S. J. Thomas. *Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning*. *Br. J. Radiology* 72 (1999) 781-786.
- [20] A. López Díaz. *PET/CT: una apuesta por una tecnología joven, revolucionaria y dinámica*. Hospital Clínico (2013). Quirúrgico Hermanos Ameijeiras, la Habana-Cuba.
- [21] I. Cunningham and P. Judy. *Computed Tomography. The Biomedical Engineering Handbook*. (2000), second edit.
- [22] W. Hendee, *Medical Imaging physics*. (John Wiley & Sons, Inc., 2002), fourth edit.
- [23] Link: <http://www.imagenologia607.blogspot.pe/2011/03/tomografia.html>
- [24] C. Constantinou, J. C. Harrington, L. Dewerd. *An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers*. *Med. Phys.* 2 (1992) 325-327.
- [25] *Manual the Phantom Capthan 503*. (Laboratorio capthan, 2013).
- [26] L. C. Martínez, C. Rodríguez, C. Muñoz y A. López. *Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT*. *Revista de Física Médica* (2002), vol. 3, p.19-25.
- [27] F. Natterer, *Manual de Mónaco, 5.0. The Mathematics of Computerized Tomography*. (Elekta, 2013). By the Society for Industrial and Applied Mathematics. Minister: Universitat Munster.
- [28] *Manual Optima. CT660*. *Phys. Med Biol.* 41 (2012)111-124. Editado por General Electric Company. GE Healthcare. Radiotherapy treatment planning.
- [29] P. Ruiz y A. Brosed. *Fundamentos de la Física Médica-Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. (SEFM, 2012), vol. 2. Madrid, España.

- [30] U. Schneider, E. Pedroni, A. Lomax. *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning*. Phys. Med. Biol. 41 (1996)111-124.
- [31] M. Thorsten. *Computed Tomography*. (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008), p. 1-20. Leipzig, Germany.
- [32] *Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications*. (IAEA, 2012), vol. 19, p. 4. Vienna. Link: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1557_web.pdf
- [33] M. Hofer, *CT Teaching Manual: A Systematic Approach to CT Reading*. (s.f), second edition.
- [34] D. Andisco, S. Blanco, A. Buzzi y S. Ballester. *Optimización Interdisciplinaria de Protocolos en Tomografía Computada a partir de la modificación del mA y del control del ruido en la imagen*. RAR 74 (2010) 397-402.
- [35] *Monaco Biological Optimization Technical Reference*. (Global ELEKTA software support, 2012) document ID: LRMMON0002.
- [36] Guide, *Monaco Training*. (Elekta, 2013). IMPAC Medical Systems, Elekta ce 0086.
- [37] A. Haghghat, *Monte Carlo variance reduction with deterministic importance functions*. University Park 1 (2003) 25-53. University progress in Nuclear Energy.
- [38] K. I. Fippel. *Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC*. Phys. Med. Biol. 1 (2000) 2163- 2184. Institute for National Measurement Standards,
- [39] T. Hagen, *et al*. *A zero-variance based scheme for Monte Carlo criticality simulations*. (2010).
- [40] J. M. Rodríguez, A. G. Romero, F. G. Vicente and E. M. Cebrián. *Fundamentos de Física Médica: Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad*, (SEFM, 2013). Sociedad Española de Física Médica, Madrid.
- [41] C. De Almeida, A. Siochi, A. Mancini, A. Vieira, *et al*. *Bases Físicas de un Programa de Garantía de Calidad en IMRT*. (ABFM, 2011), vol. 1, p. 35-87, Asociación Brasileira Física Médica.
- [42] Monaco, 5.0. Manual, Elekta, Natterer F. *The Mathematics of Computerized Tomography*. (2013). Edition by the Society for Industrial and Applied Mathematics.
- [43] Arcal XLIX. *Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*, (IAEA, 2001).
- [44] M. R. Millner, *et al*. *Extraction of information from CT scans at different energies*. Med. Phys. 6 (1978) 70–71.
- [45] *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. (IAEA, 2007). Technical Reports series N° 457, p. 232. NIST.

Anexo A: Siglas mencionadas

AAPM: American Association of Medical Physics.

CATPHAN: Maniquí de control de calidad en CT.

DICOM: Digital Imaging Communications in Medicine Comunicación con imagen digital en Medicina

DVH: Histograma dosis-volumen.

DRR: Reconstrucción radiográfica digital.

UH: Unidades Hounsfield.

IAEA: Agencia Internacional de la Energía Atómica.

IMRT: Radioterapia con intensidad modulada.

ML: Multiláminas.

MN: Medicina Nuclear.

NTCP/TCP: Probabilidad complicación tejido sano / probabilidad control tejido tumoral.

OIEA: Organización Internacional de la Energía Atómica.

PENELOPE: Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons,

PET: Tomografía por emisión de positrones.

PR: Protección Radiológica.

VMAT: Intensidad Modulada por Arcos.

Anexo B: Cortes de adquisicion de imágenes TC.

- Las tablas B.1, B.2 y B.3, contienen las lecturas de los mejores cortes de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de cabeza y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A):
 $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 350 \text{ mA}$.

B.1. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 350 \text{ mA}$.

Tabla B.1: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma del primer corte

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-93	-178	-952	980	357	109	-35
2	-93	-177	-946	981	358	108	-35
3	-88	-168	-902	979	355	109	-39
4	-96	-180	-947	978	355	109	-38
5	-91	-176	-946	975	361	97	-36
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-92.2 ± 2.9	-175.8 ± 4.6	-938.6 ± 20.6	978.6 ± 2.1	357.2 ± 2.2	106.4 ± 4.7	-36.6 ± 1.6

B.2. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 350 \text{ mA}$.

Tabla B.2: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma del segundo corte.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-87	-117	-950	988	358	120	-36
2	-85	-117	-953	988	367	116	-36
3	-89	-117	-946	978	360	124	-35
4	-93	-179	-912	985	359	124	-29
5	-88	-177	-951	976	359	118	-36
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-88.4 ± 2.7	-141.4 ± 29.8	-942.4 ± 15.4	983 ± 5.1	360.6 ± 3.3	120.4 ± 3.2	-34.4 ± 2.7

B.3. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100$ kV y $I = 350$ mA.

Tabla B.3: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma del tercer corte.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-92	-173	-954	980	364	128	-38
2	-87	-172	-946	981	368	119	-40
3	-89	-170	-863	981	363	116	-40
4	-94	-180	-950	973	354	120	-37
5	-94	-184	-947	983	356	119	-38
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-91.2 \pm 3.1	-175.8 \pm 5.9	-932 \pm 38.7	979.6 \pm 3.8	361 \pm 5.8	120.4 \pm 4.5	-38.6 \pm 1.3

- La tabla B.4, es el promedio de las tablas B.1, B.2 y B.3 y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100$ kV y $I = 350$ mA.

Tabla B.4: Medidas de las lecturas de los 3 cortes mejores de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.1	-92.2 \pm 2.9	-175.8 \pm 4.6	-938.6 \pm 20.6	978.6 \pm 2.1	357.2 \pm 2.2	106.4 \pm 4.7	-36.6 \pm 1.6
B.2	-88.4 \pm 2.7	-141.4 \pm 29.8	-942.4 \pm 15.4	983.0 \pm 5.1	360.6 \pm 3.3	120.4 \pm 3.2	-34.4 \pm 2.7
B.3	-91.2 \pm 3.1	-175.8 \pm 5.9	-932.0 \pm 38.7	979.6 \pm 3.8	361.0 \pm 5.8	120.4 \pm 4.5	-38.6 \pm 1.3
promedio	-90.6 \pm 2.9	-164.33 \pm 13.4	-937.67 \pm 24.9	980.4 \pm 3.7	359.6 \pm 3.8	115.73 \pm 4.1	-36.53 \pm 1.9

- Las tablas B.5, B.6 y B.7, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de cabeza y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120$ kV y $I = 350$ mA.

B.5. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 350$ mA:

Tabla B.1: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-78	-165	-950	961	363	119	-30
2	-78	-168	-948	957	364	113	-25
3	-79	-162	-949	953	363	111	-31
4	-84	-169	-945	952	358	116	-29
5	-83	-145	-849	948	359	106	-26
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-80.4 ± 2.9	-161.8 ± 9.8	-928.2 ± 44.3	954.2 ± 4.9	361.4 ± 2.7	113 ± 4.9	-28.2 ± 2.6

B.6. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 350$ mA:

Tabla B.6: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-82	-168	-957	956	365	130	-28
2	-79	-172	-949	958	367	125	-27
3	-80	-163	-865	950	365	126	-10
4	-80	-172	-948	957	364	124	-23
5	-80	-159	-915	953	364	125	-14
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-80.2 ± 1.1	-166.8 ± 5.7	-926.8 ± 38.1	954.8 ± 3.3	365 ± 1.2	126 ± 2.3	-20.4 ± 8.0

B.7. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 350$ mA

Tabla B.7: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-83	-170	-951	959	363	126	-28
2	-84	-167	-951	958	371	126	-28
3	-81	-162	-866	954	359	129	-27
4	-83	-171	-947	955	363	127	-21
5	-62	-169	-856	954	365	126	-27
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-78.6 ± 9.3	-167.8 ± 3.6	-914.2 ± 48.7	956 ± 2.3	364.2 ± 4.4	126.8 ± 1.3	-26.2 ± 2.5

- La tabla B.8, es el promedio de las tablas B.5, B.6 y B.7 y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 350 \text{ mA}$.

Tabla B.8: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.5	-80.4±2.9	-161.8±9.8	-928.2±44.3	954.2±4.9	361.4 ±2.7	113±4.9	-28.2±2.6
B.6	-80.2±1.1	-166.8±5.7	-926.8±38.1	954.8±3.3	365±1.2	126±2.3	-20.4±8.0
B.7	-78.6±9.3	-167.8±3.6	-914.2±48.7	956± 2.3	364.2±4. 4	126.8±1.3	-26.2±2.5
Promedio	-79.73±4.4	-165.47±6.4	- 923.07±43.7	955.0±3.5	363.5±2. 8	121.9±2.8	-24.9±4.4

- Las tablas B.9, B.10 y B.11, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de abdomen y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 200 \text{ mA}$.

B.9. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 200 \text{ mA}$:

Tabla B.9: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-91	-190	-965	1005	375	125	-32
2	-86	-176	-955	1001	377	131	-27
3	-96	-177	-852	1001	365	127	-34
4	-99	-181	-962	1000	372	112	-21
5	-85	-171	-957	994	367	130	-25
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-91,4±6.1	-179±7.1	-938.2±48.3	1000.2±4.1	371.2±5.1	125±7.6	-27.8±5.3

B.10. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100$ kV y $I = 200$ mA:

Tabla B.10: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-92	-185	-955	1008	375	124	-38
2	-80	-177	-956	1009	369	121	-37
3	-92	-176	-874	1005	364	122	-30
4	-95	-174	-957	996	367	118	-39
5	-85	-167	-957	1004	385	125	-36
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-88.8±6.1	-175.8±6.5	-939.8±36.8	1004.4±5.1	372±8.3	122±2.7	-36±3.5

B.11. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100$ kV y $I = 200$ mA:

Tabla B.11: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-74	-183	-966	996	371	122	-31
2	-91	-170	-962	994	371	126	-37
3	-96	-176	-963	1007	371	126	-33
4	-100	-186	-962	997	362	121	-48
5	-92	-169	-960	992	373	121	-32
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-90.6±9.9	-176.8±7.6	-962.6±2.2	997.2±5.8	369.6±4.3	123.2±2.6	-36.2±6.9

- La tabla B.12, es el promedio de las tablas B.9; B.10 y B.11, y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100$ kV y $I = 200$ mA.

Tabla B.12: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.5	-91.4±6.1	-179±7.1	-938.2±48.3	1000.2±4.1	371.2±5.1	125±7.6	-27.8±5.3
B.6	-88.8±6.1	-175.8±6.5	-939.8±36.8	1004.4±5.1	372±8.3	122±2.7	-36±3.5
B.7	-90.6±9.9	-176.8±7.6	-962.6±2.2	997.2±5.8	369.6±4.3	123.2±2.6	-36.2±6.9
promedio	-90.3±7.4	-177.2±7.1	-946.9±29.1	1000.6±5.0	370.9±5.9	123.4±4.3	-33.3±5.3

- Las tablas B.13, B.14 y B.15, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de cabeza y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 150 \text{ mA}$.

B.13. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 150 \text{ mA}$.

Tabla B.13: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-91	-172	-964	1009	364	125	-35
2	-99	-179	-963	998	381	142	-38
3	-84	-161	-880	996	370	133	-31
4	-91	-183	-961	1007	370	122	-37
5	-80	-180	-946	1001	377	121	-38
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-89±7.3	-175±8.8	-942.8±35.9	1002.2±5.6	372.4±6.7	128.6±8.8	-35.8±2.9

B.14. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100$ kV y $I = 150$ mA.

Tabla B.14: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-87	-169	-965	1002	380	115	-34
2	-87	-168	-964	1009	375	121	-28
3	-88	-180	-959	996	373	141	-33
4	-93	-177	-955	1000	382	130	-36
5	-81	-168	-957	989	362	132	-15
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-87.2 ± 4.3	-172.4 ± 5.7	-960 ± 4.4	999.2 ± 7.4	374.4 ± 7.8	127.8 ± 10.1	-29.2 ± 8.5

B.15. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100$ kV y $I = 150$ mA.

Tabla B.15: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-89	-175	-964	1003	377	137	-24
2	-90	-185	-964	1002	372	132	-34
3	-83	-177	-961	999	369	124	-26
4	-92	-179	-964	994	368	133	-39
5	-97	-168	-956	995	380	127	-42
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-90.2 ± 5.1	-176.8 ± 6.2	-961.8 ± 3.5	998.6 ± 4.0	373.2 ± 5.2	130.6 ± 5.1	-33 ± 7.9

- La tabla B.16, es el promedio de las tablas B.13; B.14 y B.15, y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100$ kV y $I = 150$ mA.

Tabla B.16: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.5	-89 ± 7.3	-175 ± 8.8	-942.8 ± 35.9	1002.2 ± 5.6	372.4 ± 6.7	128.6 ± 8.8	-35.8 ± 2.9
B.6	-87.2 ± 4.3	-172.4 ± 5.7	-960 ± 4.4	999.2 ± 7.4	374.4 ± 7.8	127.8 ± 10.1	-29.2 ± 8.5
B.7	-90.2 ± 5.1	-176.8 ± 6.2	-961.8 ± 3.5	998.6 ± 4.0	373.2 ± 5.2	130.6 ± 5.1	-33 ± 7.9
Promedio	-88.8 ± 5.6	-174.7 ± 6.9	-954.9 ± 14.6	1000.0 ± 5.7	373.3 ± 6.6	129.0 ± 8.0	-32.7 ± 6.4

- Las tablas B.17, B.18 y B.19, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de abdomen y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 250 \text{ mA}$.

B.17. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 250 \text{ mA}$.

Tabla B.17: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-85	-179	-964	1006	369	125	-26
2	-94	-177	-961	1013	368	128	-35
3	-91	-174	-956	991	363	117	-31
4	-100	-178	-950	997	368	125	-32
5	-78	-165	-928	999	363	135	-36
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-89.6 ± 8.4	-174.6 ± 5.7	-951.8 ± 14.3	1001.2 ± 8.5	366.2 ± 2.9	126 ± 6.5	-32 ± 3.9

B.18. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100 \text{ kV}$ y $I = 250 \text{ mA}$.

Tabla B.18: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-88	-180	-963	996	368	116	-43
2	-92	-177	-961	999	371	125	-36
3	-75	-176	-960	1000	373	127	-29
4	-94	-177	-956	991	370	119	-39
5	-87	-174	-929	985	372	121	-36
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-87.2 ± 7.4	-176.8 ± 2.2	-953.8 ± 14.1	994.2 ± 6.2	370.8 ± 1.9	121.6 ± 4.5	-36.6 ± 36.6

B.19. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 100$ kV y $I = 250$ mA.

Tabla B.19: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-88	-184	-963	998	372	125	-35
2	-86	-179	-957	996	365	128	-41
3	-98	-176	-906	994	360	117	-31
4	-93	-180	-953	1013	365	125	-26
5	-90	-164	-960	998	363	135	-29
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-91 ± 4.7	-176.6 ± 7.6	-947.8 ± 23.7	999.8 ± 7.6	365 ± 4.4	126 ± 6.5	-32.4 ± 5.8

- La tabla B.20, es el promedio de las tablas B.17; B.18 y B.19, y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 100$ kV y $I = 250$ mA.

Tabla B.20: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.17	-89.6 ± 8.4	-174.6 ± 5.7	-951.8 ± 14.3	1001.2 ± 8.5	366.2 ± 2.9	126 ± 6.5	-32 ± 3.9
B.18	-87.2 ± 7.4	-176.8 ± 2.2	-953.8 ± 14.1	994.2 ± 6.2	370.8 ± 1.9	121.6 ± 4.5	-36.6 ± 36.6
B.19	-91 ± 4.7	-176.6 ± 7.6	-947.8 ± 23.7	999.8 ± 7.6	365 ± 4.4	126 ± 6.5	-32.4 ± 5.8
Promedio	-89.3 ± 6.8	-176.0 ± 5.2	-951.1 ± 17.4	998.4 ± 7.4	367.3 ± 3.1	124 ± 5.8	-33.7 ± 4.9

- Las tablas B.21, B.22 y B.23, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de cabeza y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120$ kV y $I = 150$ mA.

B.21. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 150$ mA.

Tabla B.21: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-79	-159	-958	979	382	129	-21
2	-73	-168	-955	989	375	130	-28
3	-84	-148	-864	976	384	123	-23
4	-76	-164	-957	987	375	129	-14
5	-76	-159	-960	975	381	133	-32
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-77.6 ± 4.2	-159.6 ± 7.5	-938.8 ± 41.8	981.2 ± 6.4	379.4 ± 4.2	128.8 ± 3.6	-23.6 ± 6.9

B.22. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 150$ mA.

Tabla B.22: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-82	-167	-960	971	380	138	-26
2	-77	-164	-976	978	396	141	-22
3	-80	-158	-911	980	376	135	-15
4	-87	-171	-953	980	371	133	-24
5	-77	-163	-882	969	371	139	-17
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-80.6 ± 4.2	-164.6 ± 4.8	-936.4 ± 38.7	975.6 ± 5.2	378.8 ± 10.3	137.2 ± 3.2	-20.8 ± 4.7

B.23. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 150$ mA.

Tabla B.23: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-78	-172	-968	971	377	137	-27
2	-82	-174	-964	978	367	142	-24
3	-62	-155	-922	980	366	142	-17
4	-82	-176	-952	980	379	136	-11
5	-74	-155	-953	969	363	134	-23
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-75.6 ± 8.3	-166.4 ± 10.5	-951.8 ± 18.0	975.6 ± 5.2	370.4 ± 7.1	138.2 ± 3.6	-20.4 ± 6.4

- La tabla B.24, es el promedio de las tablas B.21; B.22 y B.23, y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 150 \text{ mA}$.

Tabla B.24: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.21	- 77.6±4.2	-159.6±7.5	- 938.8±41.8	981.2±6. 4	379.4±4.2	128.8 ±3.6	-23.6±6.9
B.22	- 80.6±4.2	-164.6±4.8	- 936.4±38.7	975.6±5. 2	378.8±10. 3	137.2 ±3.2	-20.8±4.7
B.23	- 75.6±8.3	- 166.4±10.5	- 951.8±18.0	975.6±5. 2	370.4±7.1	138.2 ±3.6	-20.4±6.4
Promedi o	- 77.9±5.4	-163.5±7.6	- 942.3±32.9	977.5 ±5.6	376.2±7.2	134.7±3. 5	-21.6±5.9

- Las tablas B.25, B.26 y B.27, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de abdomen y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 200 \text{ mA}$.

B.25. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 200 \text{ mA}$.

Tabla B.25: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-73	-160	-966	983	376	131	-18
2	-84	-171	-960	989	365	126	-15
3	-78	-160	-857	973	370	134	-30
4	-79	-165	-956	974	376	133	-30
5	-74	-135	-896	984	363	130	-24
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-77.6±4.4	-158.2±13.7	-927±48.2	980.6±6.9	370±6.0	130.8±3.1	-23.4±6.8

B.26. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 200$ mA.

Tabla B.26: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-71	-167	-962	983	366	129	-28
2	-79	-164	-970	975	379	134	-26
3	-74	-165	-955	979	377	128	-25
4	-87	-175	-958	976	371	135	-21
5	-75	-165	-919	973	372	137	-17
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-77.2 ± 6.2	-167.2 ± 4.5	-952.8 ± 19.7	977.2 ± 3.9	373.0 ± 5.1	132.6 ± 3.9	-23.4 ± 4.4

B.27. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 200$ mA.

Tabla B.27: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-82	-169	-963	988	382	138	-26
2	-79	-177	-962	979	377	139	-23
3	-80	-158	-963	976	371	129	-21
4	-80	-167	-959	986	371	139	-23
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-80.3 ± 1.3	-167.8 ± 7.8	-961.8 ± 1.9	982.3 ± 5.7	375.3 ± 5.3	136.3 ± 4.9	-23.3 ± 2.1

- La tabla B.28, es el promedio de las tablas B.25; B.26 y B.27, y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120$ kV y $I = 200$ mA.

Tabla B.28: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.25	- 77.6 ± 4.4	- 158.2 ± 13.7	-927 ± 48.2	980.6 ± 6.9	370 ± 6.0	130.8 ± 3.1	-23.4 ± 6.8
B.26	- 77.2 ± 6.2	-167.2 ± 4.5	-952.8 ± 19.7	977.2 ± 3.9	373.0 ± 5.1	132.6 ± 3.9	-23.4 ± 4.4
B.27	- 80.3 ± 1.3	-167.8 ± 7.8	-961.8 ± 1.9	982.3 ± 5.7	375.3 ± 5.3	136.3 ± 4.9	-23.3 ± 2.1
Promedio	- 78.5 ± 3.9	-164.2 ± 8.7	-946.7 ± 23.3	980.2 ± 5.5	372.2 ± 5.5	132.8 ± 3.9	-23.5 ± 4.4

- Las tablas B.29, B.30 y B.31, estos tres cortes han sido de mejor visualización de los insertos en el fantoma, se empleó para la adquisición el protocolo de abdomen y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 250 \text{ mA}$.

B.29. Primer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 250 \text{ mA}$.

Tabla B.29: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-80	-172	-958	984	372	134	-26
2	-82	-166	-960	979	371	129	-27
3	-46	-158	-856	974	368	128	-14
4	-87	-170	-961	973	371	136	-30
5	-76	-140	-901	970	372	130	-25
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-74.2 ± 16.3	-161.2 ± 13.0	-927.2 ± 47.2	976 ± 5.5	370.8 ± 1.6	131.4 ± 3.4	-24.4 ± 6.1

B.30. Segundo corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120 \text{ kV}$ y $I = 250 \text{ mA}$.

Tabla B.30: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-75	-169	-963	980	376	134	-25
2	-79	-172	-968	981	375	133	-22
3	-78	-172	-959	977	364	126	-28
4	-81	-163	-962	984	372	130	-22
5	-74	-171	-902	969	374	127	-25
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-77.4 ± 2.9	-169.4 ± 3.8	-950.8 ± 27.5	978.2 ± 5.7	372.2 ± 4.8	130 ± 3.5	-24.4 ± 2.5

B.31. Tercer corte de mejor visualización de los insertos para $V = 120$ kV y $I = 250$ mA.

TABLA B.31: Lecturas de $UH \pm s(x_i)$ en 5 regiones de interés ROI para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

ROI	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
1	-75	-167	-961	983	374	132	-20
2	-79	-173	-964	980	378	134	-23
3	-83	-169	-963	979	369	139	-30
4	-75	-170	-959	978	376	127	-25
5	-72	-164	-920	966	365	132	-23
$\bar{x} \pm s(x_i)$	-76.8±4.3	-168.6±3.4	-953.4±18.8	977.2±6.5	372.4±5.3	132.8±4.3	-24.2±3.7

- La tabla B.32, es el promedio de las tablas B.29; B.30 y B.31, y se ha utilizado los parámetros de voltaje (V) y corriente (A): $V = 120$ kV y $I = 250$ mA.

B.32. Promedio de las tablas: B.29, B.30 y B.31.

Tabla B.31: Lecturas Promedio de $UH \pm s(x_i)$ para cada uno de los 7 insertos del fantoma.

Tablas	LDPE	PMP	Aire	Teflón	Delrin	Acrílico	Polietileno
B.29	74.2±16.3	161.2±13.0	-927.2±47.2	976±5.5	370.8±1.6	131.4±3.4	-24.4±6.1
B.30	-77.4±2.9	-169.4±3.8	950.8±27.5	978.2±5.7	372.2±4.8	130±3.5	-24.4±2.5
B.31	-76.8±4.3	-168.6±3.4	953.4±18.8	977.2±6.5	372.4±5.3	132.8±4.3	-24.2±3.7
Promedio	-76.1±7.8	-166.4±6.7	-943.8±31.2	977.1±5.9	371.8±3.9	131.4±3.8	-24.3±4.1

B.33. Valores promedios de UH medidos para cada inserto con 100 kV y (150, 200, 250, 350) mA.

N°	Insertos	Eje "y" DER	Eje "x" : $UH \pm s(x_i)$ medidos con 100 kV			
			150 mA	200 mA	250 mA	350 mA
1	Aire	0.001	-954.87±14.6	-946.87±29.1	-951.13±17.4	-937.67±24.9
2	PMP	0.853	-174.73±6.9	-177.2±7.1	-176±5.2	-164.33±13.43
3	LDPE	0.945	-88.8±5.6	-90.27±7.4	-89.27±6.8	-90.6±2.9
4	Agua	1	0	0	0	0
5	Polietileno	0.998	-32.67±6.4	-33.33±5.3	-33.7±4.9	-36.53±1.87
6	Acrílico	1.147	129±8.0	123.4±4.3	124±5.8	115.73±4.13
7	Delrin	1.363	373.3±6.6	370.93±5.9	367.33±3.1	359.6±3.77
8	Teflón	1.868	1000±5.7	940.6±137.9	998.4±7.4	980.4±3.67

B.34. Valores promedios de UH medidos para cada inserto con 120 kV y (150, 200, 250, y 350) mA.

N°	Insertos	Eje "y" DER	Eje "x" : $UH_{\pm s}(x_i)$ medidos con 120 kV			
			150 mA	200 mA	250 mA	350 mA
1	Aire	0.001	-942.33±32.9	-946.73±23.3	-943.8±31.2	-923.1±43.7
2	PMP	0.853	-163.53±7.6	-164.2±8.7	-166.4±6.7	-165.5±6.4
3	LDPE	0.945	-77.93±5.4	-78.53±3.9	-76.13±7.8	-79.7±4.4
4	Agua	1	0	0	0	0
5	Polietileno	0.998	-21.6±5.9	-23.53±4.4	-24.33±4.1	-24.9±4.4
6	Acrílico	1.147	134.73±3.5	132.8±3.9	131.4±3.8	121.9±2.8
7	Delrin	1.363	376.2±7.2	372.2±5.5	371.8±3.9	363.5.2±2.8
8	Teflón	1.868	977.47±5.6	980.2±5.5	977.13±5.9	955±3.5

B.35. Obtención de DER para 100 kV y (150, 200, 250, y 350) mA.

Calculado mediante UH de la tabla B.33

N°	Inserto	Eje "y" $DER_{\pm s}(x_i)$ medidos para 100kV							
		150mA		200mA		250mA		350mA	
1	Aire	0.05	±0.46	0.05	±0.92	0.05	±0.55	0.06	±0.78
2	PMP	0.83	±0.22	0.82	±0.22	0.82	±0.16	0.84	±0.42
3	LDPE	0.91	±0.18	0.91	±0.23	0.91	±0.21	0.91	±0.09
4	Agua	1	0	1	0	1	0	1.00	0
5	Polietileno	0.97	±0.20	0.97	±0.17	0.97	±0.15	0.96	±0.06
6	Acrílico	1.13	±0.25	1.12	±0.14	1.12	±0.18	1.12	±0.13
7	Delrin	1.29	±0.21	1.37	±0.19	1.37	±0.09	1.36	±0.12
8	Teflón	2.00	±0.18	1.94	±4.4	1.94	±0.23	1.98	±0.12

B.36. Obtención de DER para 120 kV y (150, 200, 250, y 350) mA.

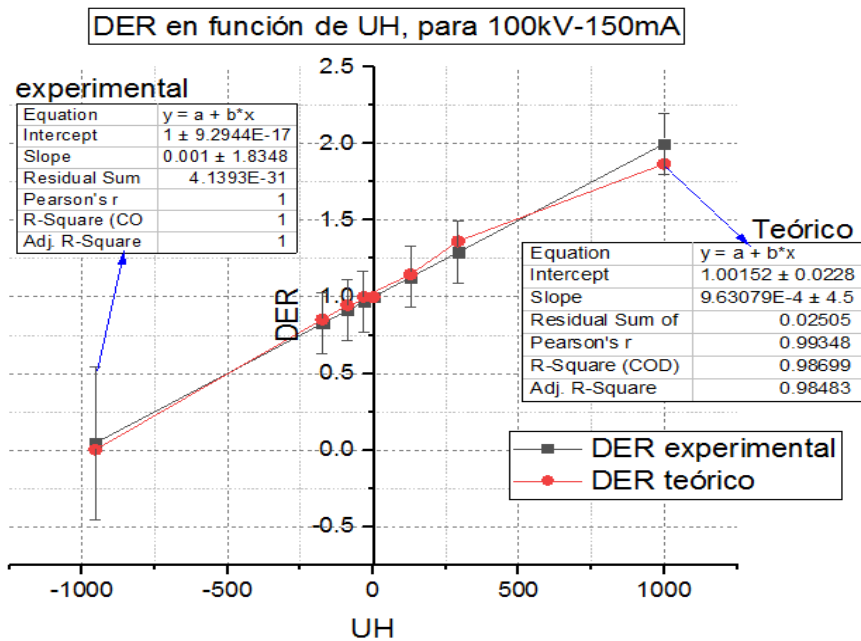
Calculado mediante UH de la tabla B.34

N°	Inserto	Eje "y" $DER_{\pm s}(x_i)$ medidos para 120kV							
		150mA		200mA		250mA		350mA	
1	Aire	0.06	±1.04	0.05	±0.74	0.06	±0.99	0.08	±1.38
2	PMP	0.84	±0.24	0.83	±0.27	0.83	±0.21	0.83	±0.20
3	LDPE	0.92	±0.17	0.92	±0.12	0.92	±0.25	0.92	±0.14
4	Agua	1.00	0	1	0	1	0	1	0
5	Polietileno	0.98	±0.19	0.98	±0.14	0.97	±0.13	0.97	±0.14
6	Acrílico	1.13	±0.11	1.13	±0.12	1.13	±0.12	1.12	±0.09
7	Delrin	1.38	±0.23	1.37	±0.17	1.37	±0.12	1.36	±0.09
8	Teflón	1.98	±0.18	1.98	±0.173	1.98	±0.19	1.95	±0.11

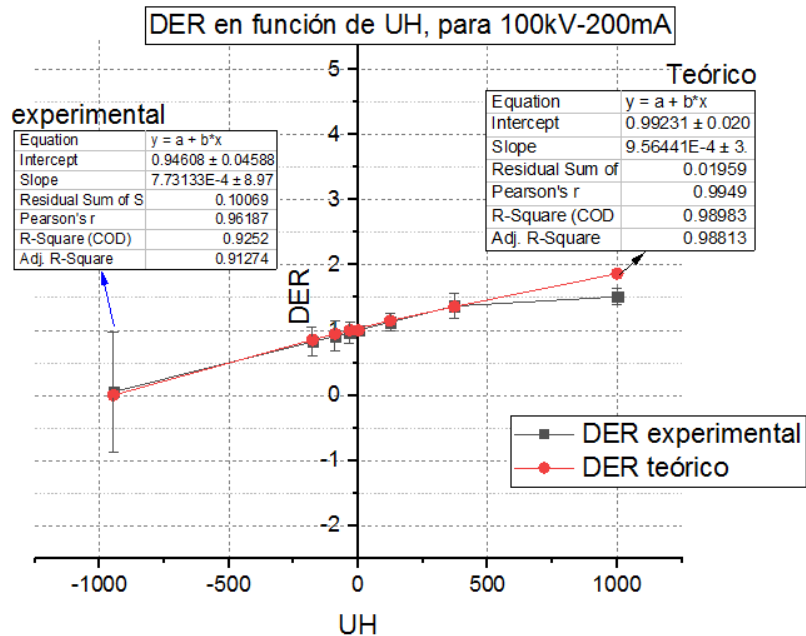
Anexo C: Curvas DER en función de UH o CT

Las curvas de densidad electrónica relativa DER, construidos han sido introducidos en el planificador Mónaco 5.0, para cada uno de los insertos certificados del fantoma y los DER experimentales hallados de UH, según la ecuación.

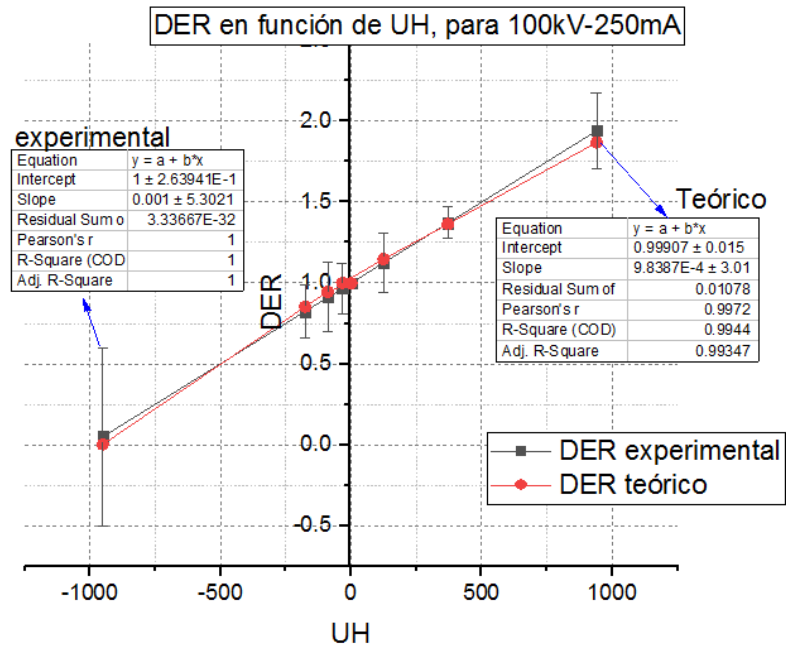
C.1: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 100 kV y 150mA de la tabla B.35 (apéndice B)



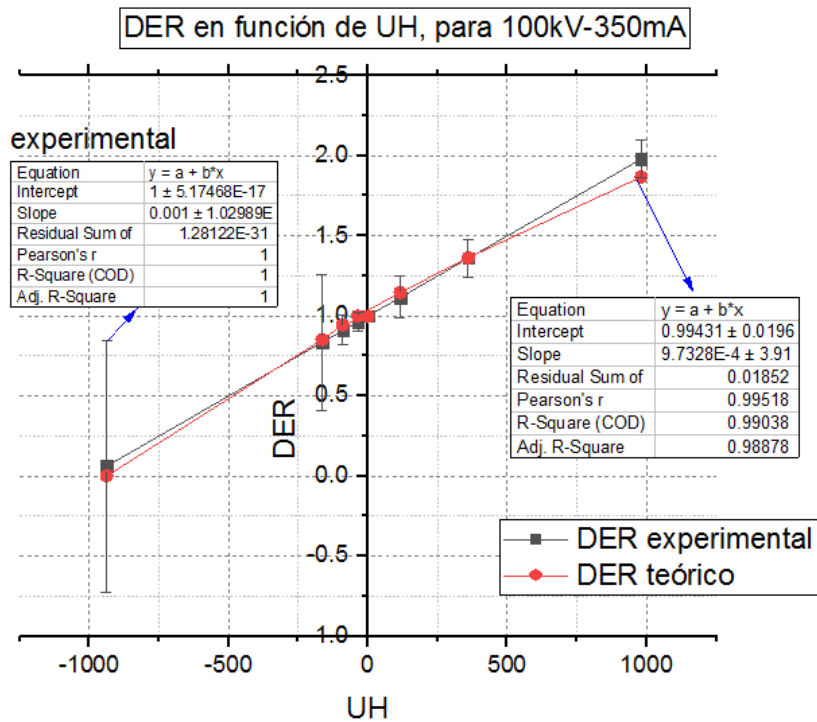
C.2: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 100 kV y 200mA de la tabla B.35 (apéndice B)



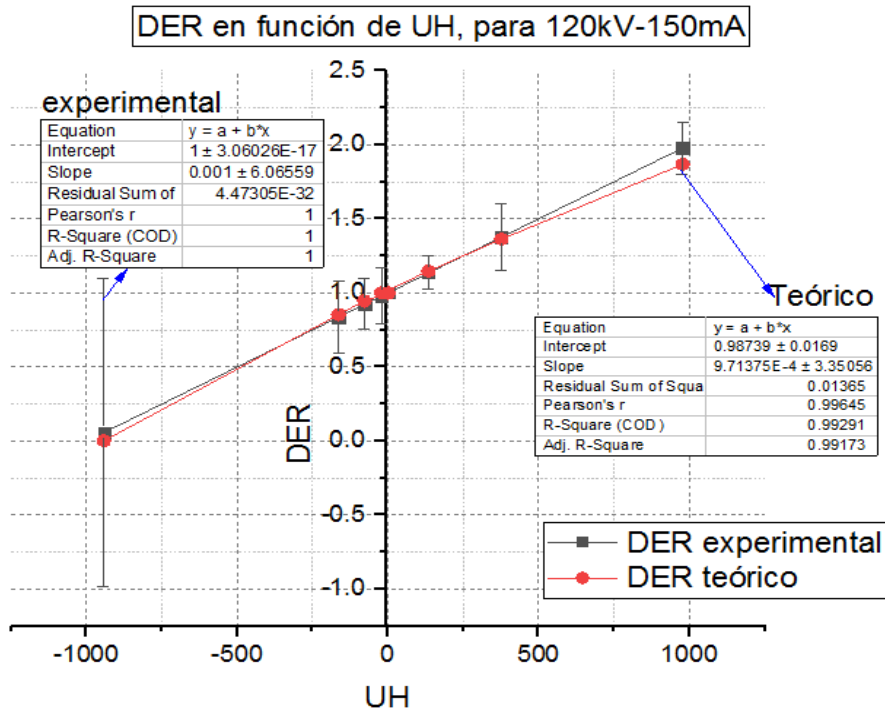
C.3: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 100 kV y 250 mA de la tabla B.35 (apéndice B)



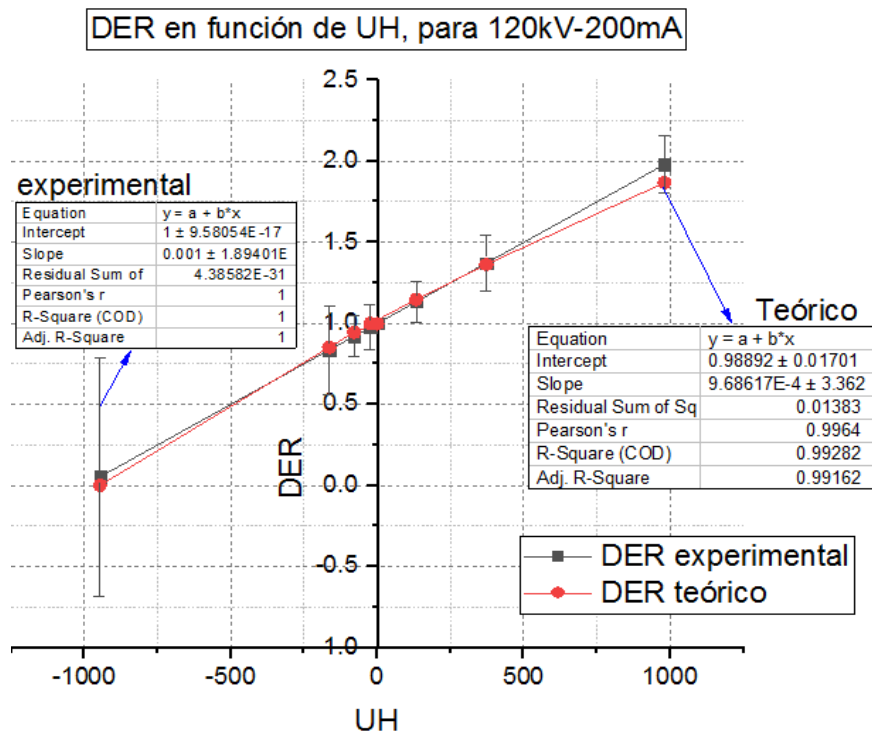
C.4: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 100 kV y 350 mA de la tabla B.35 (apéndice B)



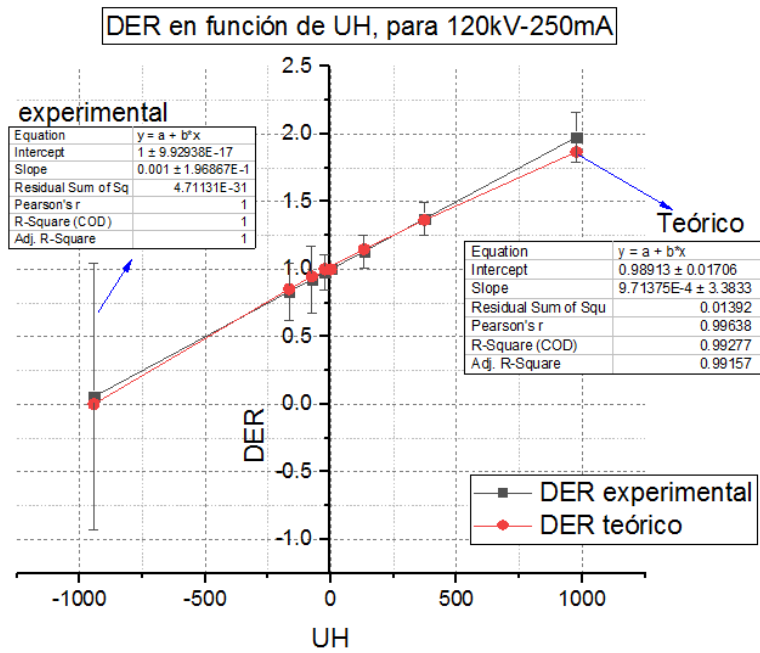
C.5: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 120 kV y 150 mA de la tabla B.35 (apéndice B)



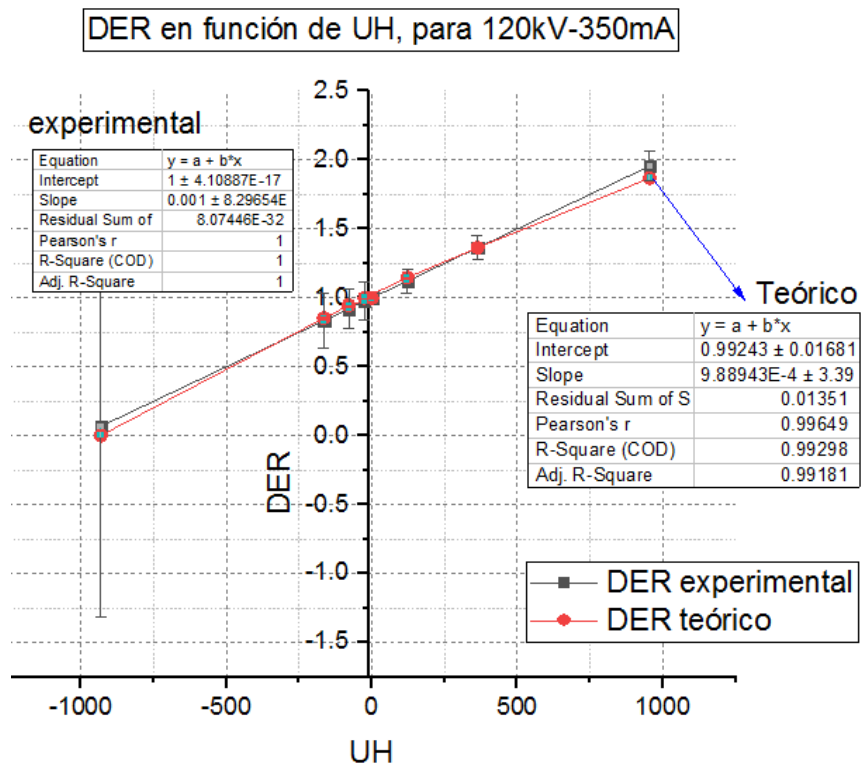
C.6: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 120 kV y 150 mA de la tabla B.35 (apéndice B)



C.6: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 120 kV y 250 mA de la tabla B.35 (apéndice B)



C.7: Se muestra las curvas DER en función de UH medidos para cada inserto con 120 kV y 350 mA de la tabla B.35 (apéndice B)



Anexo D: Valor medio e incertidumbre

D.1. Valor medio de la medida

En una serie de n mediciones, con valores observados, x_i la mejor estimación de la cantidad x es generalmente dado por el valor medio aritmético: [45]

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (\text{D.1})$$

La dispersión de los valores medidos alrededor de su media, \bar{x} , puede ser caracterizado para un resultado de cantidad individual, x_i , por la desviación estándar:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (\text{D.2})$$

Y la cantidad $s^2(x_i)$ es llamada la varianza empírica de una sola medida, basado en una muestra de tamaño n .

El parámetro de mayor interés es a menudo la desviación estándar del valor medio, escrito como $s(\bar{x})$, para lo cual se aplica la relación general:

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (\text{D.3})$$

Una forma alternativa de estimar $s(\bar{x})$ podría basarse en el resultado de varios grupos de medidas. Si todos son del mismo tamaño, las fórmulas anteriores son utilizados, siempre que x_i , se toma como el medio de grupo i y \bar{x} es la media global (o media de las medias) de los n grupos. Para grupos de diferente tamaño, ponderaciones estadísticas podrían ser usados. Este segundo enfoque a menudo puede ser preferible, pero por lo general requiere un mayor número de mediciones. Una discusión de como mas dos resultados de $s(\bar{x})$ puede diferir entre sí está más allá de esta presentación elemental.

D.1.1 Tipo A: Incertidumbre estándar

La incertidumbre estándar de tipo A, denotada por u_A , es descrito por el desviación estándar del valor medio de las observaciones estadísticamente independientes, es decir.

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (\text{D.4})$$

Esta ecuación muestra que una incertidumbre tipo A de la medición de una cantidad puede, en principio, siempre reducirse aumentando el número, n , de Lecturas individuales. Cabe señalar que la confiabilidad de una incertidumbre tipo A esta de acuerdo con la ecuación (D.4) debe considerarse para número menores de mediciones ($n < 10$).

Anexo E: Control de calidad del escáner del tomógrafo marca Optima 660 de fabricación 2014



QC DOSE S.A.C.
(CONTROL DE CALIDAD)

5. PROCEDIMIENTO:

5.1 *Equipos de medida:* Lector de Medida de rayos X: Xi Base unit; wimAs platinum, modelo 8201021-H, serie: 145245. Evaluador de haces de rayos X con detectores externos: Detector de estado sólido, Marca: UNFORS, Modelo: 8202031-J Xi R/F & MAM Detector, Serie: 144902. Detector de estado sólido para Tomografía, Marca: UNFORS, Modelo: 8202041-B Xi CT Detector Platinum, Serie: 146198. Detector de estado sólido de radiación dispersa y de fuga, Marca: UNFORS, Modelo: 8202060-A Xi Survey Detector, Serie: 146156. Fantasmas de abdomen y cráneo, Marca: FLUKE BIOMEDICAL, Modelo: 76-424-4156, Mini Phantom CT QC, Marca: Supertech, Modelo: 76-430, Serie: 574-264-4310.

5.2 *Punto de referencia:* El punto medio de la superficie del detector de radiación ubicado en el isocentro del gantry y la dosis es calculada en las posiciones establecidas en las fantasmas de abdomen y de cráneo.

6. MEDICIONES Y RESULTADOS:

6.1. Inspección Física:

PRUEBA	ACEPTABLE
Estado del gantry, indicadores de posición operativos	Si
Estado de la mesa del paciente: no deben desplazarse libremente	Si
Estado de los indicadores de la técnica de exposición: (consola / gantry)	Si
Airó acondicionado en el ambiente: recomendado	Si
Estado del sistema audible de comunicación: debe ser clara	Si
Manual del equipo accesible para el operador	Si

6.2. Tensión del Tubo:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	2.68	$\leq \pm 10\%$	Si
Exactitud (%)	7.90	$\leq \pm 10\%$	Si

6.3. Tiempo de Exposición:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	4.04	$\leq \pm 10\%$	Si
Exactitud (%)	8.87	$\leq \pm 10\%$	Si



6.4. Determinación de la Filtración Total:

PRUEBA	RESULTADO	TOLENCANCIA	ACEPTABLE
Capa Semirreductora (mm Al)	4.25	≥ 3.2	Si

6.5. Repetibilidad, Linealidad de la Exposición y Rendimiento del Tubo:

PRUEBA	RESULTADO	TOLENCANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	7.24	≤ ± 10%	Si
Coefficiente de linealidad (%)	8.09	≤ ± 20%	Si
Rendimiento a 1 m de distancia	54.73	50 - 100 (μGy/mAs)	Si

6.6. Sistema de Colimación:

PRUEBA	RESULTADO	TOLENCANCIA	ACEPTABLE
Distancia entre el haz luminoso lateral y el haz de radiación.	1.0	≤ 2 mm	Si
Distancia entre el haz luminoso interno / externo.	1.0	≤ 2 mm	Si

6.7. Alineamiento de la mesa en relación al gantry:

PRUEBA	RESULTADO	TOLENCANCIA	ACEPTABLE
Coincidencia del eje longitudinal de la mesa con el plano vertical que pasa por el isocentro y con el indicador luminoso sagital.	3.0	≤ 5 mm	Si

6.8. Movimiento Longitudinal de la mesa:

PRUEBA	RESULTADO	TOLENCANCIA	ACEPTABLE
Diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry.	0.8	± 2 mm	Si

6.9. Inclinación del Gantry:

PRUEBA	ANGULOS UTILIZADOS	RESULTADO	TOLENCANCIA	ACEPTABLE
Verificar el desvío entre el ángulo medido y el ángulo nominal indicado en el gantry	0°	0.5°	± 3°	Si
	10°	0.5°	± 3°	Si
	-10°	0.5°	± 3°	Si



6.9. Espesor de Corte:

PRUEBA	CORTES UTILIZADOS (mm)	RESULTADO (mm)	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Calcular la diferencia entre el valor nominal y el valor medido del espesor de corte seleccionado.	2.50	0.8	± 1 mm	Si
	5.00	0.6	± 1 mm	Si
	10.00	0.5	± 1 mm	Si

6.10. Ruido, Calibración y Uniformidad del Número CT:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Ruido (%)	0.73	(0.5 - 1.0) %	Si
Exactitud del número CT	2.12	± 4 UH	Si
Uniformidad del número CT	-3.71	± 5 UH	Si

6.11. Resolución de Bajo Contraste:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Determinar la capacidad del sistema para discriminar objetos de bajo contraste (diámetro)	3	< 5 mm	Si

6.12. Resolución de Alto Contraste:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Determinar la resolución de alto contraste sobre diferentes condiciones.	4	≥ 4 p/lin	Si

6.13. Evolución de la Dosis:

Examen	kV	mA	t (s)	T (mm)	L (mm)	CTDI mGy	MSAD mGy	MSAD mGy referencial(*)	ACEPTABLE
Cráneo	120	250	1.0	5.0	25	31.69	10.56	50	Si
Abdomen	120	450	0.8	5.0	20	33.48	8.37	25	Si

Lic. Ricardo Palma Esparza
Físico autorizado en Control de Calidad
Lic. IPEN N° 0018 - 13

QC DOSE S.A.C.
Ing. Ricardo Montero Cadoz
GERENTE GENERAL