

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS:

**“ELABORACIÓN DE UN PROTOCOLO ESPECÍFICO DE OPTIMIZACIÓN DE
IMAGEN DEL TOMOGRAFO SIMULADOR MARCA SIEMENS MODELO
SOMATOM SCOPE EN UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA IREN CENTRO”**

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

ELABORADA POR:

FLAVIO CÉSAR TERÁN FLORES

ASESOR:

MSC. NAVOR ENRIQUE FIGUEROA JAMANCA

LIMA - PERÚ

2024

Dedicatoria

A mi querido padre, que, aunque no esté físicamente presente, sus enseñanzas siguen guiándome en mi camino de la vida. A mi madre quien siempre ha creído en mí y sigue apoyándome con sus consejos, orientaciones, brindándome su amor incondicional y a recordarme a nunca rendirme frente a los obstáculos de la vida, A mi hermano que a pesar de la distancia que nos encontramos es el amigo incondicional que siempre tengo. Y a mi esposa que es mi compañera de vida que me impulsa gracias a su amor en las decisiones de mi vida. Este es un logro para todos ustedes.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a Dios por permitirme seguir adelante con mis proyectos profesionales y personales, encomendándome a él en todos los proyectos que realizo, así como también de haber puesto aquellas personas importantes que me han brindado su apoyo incondicional en todo momento para poder seguir adelante en mi carrera.

Quiero agradecer al servicio de radioterapia de IREN CENTRO por haberme facilitado las instalaciones y los equipos para la adquisición de datos de imágenes que fueron parte del presente trabajo.

Así mismo quiero agradecer a mi asesor MSc. Navor Enrique Figueroa Jamanca por haber tenido la disposición de apoyarme y brindarme todos sus conocimientos en el desarrollo de la tesis.

Índice de Contenidos

Dedicatoria	II
Agradecimientos	III
Resumen.....	IX
Abstract.....	X
CAPÍTULO 1	1
Introducción.....	1
1.1 Antecedentes.....	2
1.2 Objetivos	5
1.2.1 Objetivos específicos.....	5
1.3 Hipótesis.....	5
CAPÍTULO 2	6
Marco Teórico	6
2.1 Tomógrafo Simulador	6
2.2 Principios Físicos de la tomografía.....	7
2.2.1 Espectro de rayos X	7
2.2.2 Rayos X característicos.....	7
2.2.3 Rayos X de Frenado.....	9
2.2.4 Calculo de Moseley del espectro de rayos X	10
2.3 Interacción de la Radiación con la materia	11
2.3.1 Efecto Compton	11
2.3.2 Efecto Fotoeléctrico.....	13
2.4 Magnitudes dosimétricas en tomografía	15
2.5 Principios físicos de atenuación para obtención de imagen	21
2.6 Unidades Hounsfield	22
2.7 Evolución de los equipos de Tomografía Computarizada	23
2.8 Componentes del tomógrafo simulador	27
2.8.1. Gantry	27
2.8.2. Generador De Rayos X.....	28
2.8.3. Posicionamiento Del Paciente Y La Mesa De Soporte.....	29
2.8.4. Consola De Control.....	29
2.8.5. Ordenador	30
2.9 Reconstrucción Y Procesado De La Imagen	30
2.10 Calidad de Imagen.....	31

2.10.1 Resolución espacial	31
2.10.2 Resolución de Contraste	32
2.10.3 Ruido	32
2.10.4 Linealidad	33
2.10.5 Uniformidad	33
2.11 Definición de Volúmenes ICRU 83	33
2.11.1 Volumen tumoral macroscópico (GTV)	34
2.11.2 Volumen blanco clínico (CTV)	34
2.11.3 Volumen blanco de planificación (PTV)	34
2.11.4 Órgano de riesgo (OAR)	34
2.11.5 Volumen de planificación del órgano de riesgo (PRV)	34
2.11.6 Volumen tratado (TV)	35
2.11.7 Volumen remanente de riesgo (RVR)	35
CAPÍTULO 3	36
Materiales	36
3.1 Tomógrafo Simulador Siemens Somatom Scope	36
3.2 Fantoma Catphan 503	37
3.3 Software Radiant Dicom Viewer	38
CAPÍTULO 4	39
Procedimiento Experimental	39
4.1 Metodología	39
4.2 Parte Experimental	43
CAPÍTULO 5	62
Resultados y Discusiones	62
5.1 Resultados	62
5.2 Discusiones	70
Conclusiones	72
Recomendaciones	74
Referencias	75

Índice de Figuras

Figura. 1. Imagen de una sala de simulación mostrando los láseres externos.	6
Figura. 2. Ejemplo guía del Espectro de rayos X para un elemento determinado	8
Figura. 3. Configuración electrónica para tungsteno	9
Figura. 4. Espectro de radiación de bremsstrahlung típicos de un blanco delgado y grueso	10
Figura. 5. Diagrama de Moseley de los Rayos X característicos	10
Figura. 6. Dispersión Compton	12
Figura. 7. Cinemática del efecto fotoeléctrico	15
Figura. 8. Objeto irradiado y campo de radiación ambiental	15
Figura. 9. Valores del factor de ponderación de radiación.....	16
Figura. 10. Valores del factor ponderal de tejido para los diferentes tejido u órganos	17
Figura. 11. Perfil de dosis en corte único de TC	18
Figura. 12. Esquema de un escáner, contiene una fuente emisora de rayos X, y un conjunto de detectores	21
Figura. 13. Tomografía Computarizada de Primera generación	23
Figura. 14. Tomografía Computarizada de segunda generación	24
Figura. 15. Tomografía Computarizada de tercera generación.....	25
Figura. 16. Tomografía computarizada de cuarta generación, rotación-estacionario.....	26
Figura. 17. Simulación del recorrido del haz de rayos X en TC helicoidal.....	26
Figura. 18. Matriz multidetectora en un tomógrafo simulador	28
Figura. 19. Camilla del tomógrafo simulador	29
Figura. 20. Matriz de voxels	30
Figura. 21. Tomógrafo Simulador Siemens Somatom Scope.....	36
Figura. 22. Fantoma en diferentes vistas para cada módulo descrito.....	37
Figura. 23. Fantoma Catphan modelo CTP 503.....	37
Figura. 24. Software Radiant Dicom Viewer.....	38
Figura. 25. Imagen de CT	41
Figura. 26. Sección CTP 404 módulo Catphan.....	41
Figura. 27. Sección del módulo CTP 486	42
Figura. 28. Imagen módulo CTP 486 en TC.....	42
Figura. 29. Mediciones en protocolo estándar (0), 130 kV y 143 mA	44
Figura. 30. Modulo 404 fantoma Catphan	44
Figura. 31. Mediciones en Protocolo estándar (A)	44
Figura. 32. Medida de VMP y SD en protocolo estándar (A)	46
Figura. 33. Medida de VMP y SD en protocolo Estándar (0).....	46
Figura. 34. Análisis para la relación contraste ruido en Protocolo (1) 130 kV y 121 mA.....	48
Figura. 35. Análisis para medida de VMP y SD en Protocolo (1)	48
Figura. 36. Análisis de ROI's en Protocolo (2) 130 kV y 140 mA	49
Figura. 37. Obtención de VMP y SD en Protocolo (2)	49
Figura. 38. Análisis de ROI's en Protocolo (3) 130kV y 83 mA	50
Figura. 39. Análisis de VMP y SD en Protocolo (3)	50
Figura. 40. Análisis de ROI's en Protocolo (4), 110 kV y 143 mA	51
Figura. 41. Análisis de VMP y SD en Protocolo (4)	51
Figura. 42. Análisis de ROI's en Protocolo (5), 110 kV y 165 mA.....	52
Figura. 43. Análisis de VMP y SD en Protocolo (5)	52
Figura. 44. Análisis de ROI's en Protocolo (6), 80 kV y 220 mA	53
Figura. 45. Análisis de VMP y SD en Protocolo (6).....	53
Figura. 46. Análisis de ROI's en Protocolo (7), 80 kV y 192 mA.....	54
Figura. 47. Análisis de VMP y SD en Protocolo (7)	54

Figura. 48. Análisis de Protocolo (B) 130 kV y 200 mA.....	55
Figura. 49. Análisis de VMP y SD en protocolo (B).....	55
Figura. 50. Análisis de Protocolo (C) 110 kV y 150 mA.....	56
Figura. 51. Análisis de VMP y SD en protocolo (C).....	56
Figura. 52. Análisis de Protocolo (D) 110 Kv y 200 mA.....	57
Figura. 53. Análisis de VMP y SD en Protocolo (D).....	57
Figura. 54. Análisis de Protocolo (E) 80 Kv Y 150 mA.....	58
Figura. 55. Análisis de VMP y SD en protocolo E.....	58
Figura. 56. Relación Contraste Ruido para objetivos de PMP, teflón, acrílico y LDPE.....	63
Figura. 57. Gráfica de Relación Contraste Ruido, con imágenes adquiridas de modo axial.....	64
Figura. 58. Gráfica de la visibilidad a bajo contraste en el target de LDPE y poliestireno.....	65
Figura. 59. Valores de LCV en protocolos tomados en modo axial.....	65
Figura. 60. Gráfica de la desviación estándar vs protocolos escaneados para la relación señal ruido.....	66
Figura. 61. Gráfica de la relación señal ruido, adquiridos en modo axial.....	67
Figura. 62. Gráfica del nivel de ruido en protocolos escaneados.....	67
Figura. 63. Nivel de ruido para imágenes en modo axial.....	68
Figura. 64. Grafico del Índice de Uniformidad para los protocolos escaneados, modo helicoidal.....	69
Figura. 65. Índice de Uniformidad para protocolos de adquisición en modo axial.....	69

Índice de Tablas

Tabla 1. Valores de dosis efectivas normalizadas (EUR1999)	20
Tabla 2. Parámetros de adquisición para diferentes protocolos utilizados	43
Tabla 3. Análisis de valores medios de pixel (VMP)y SD para protocolo estándar (0)	45
Tabla 4. Valores medio de pixel y desviación estándar en Protocolo (0) y (A).....	47
Tabla 5. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar del Protocolo (1).....	48
Tabla 6. Datos obtenidos de VMP y SD en protocolo (1).....	48
Tabla 7. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (2)	49
Tabla 8. Análisis de VMP y SD en protocolo (2)	49
Tabla 9. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (3)	50
Tabla 10. Análisis de VMP y SD en Protocolo (3) en cinco ROI's	50
Tabla 11. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (4)	51
Tabla 12. Análisis de VMP y SD en Protocolo (4) en cinco ROI's	51
Tabla 13. Análisis de valores medios de pixel y valores estándar en Protocolo (5)	52
Tabla 14. Análisis de VMP y SD en Protocolo (5) en cinco ROI's	52
Tabla 15. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (6).....	53
Tabla 16. Análisis de VMP y SD en Protocolo (6) en cinco ROI's	53
Tabla 17. Análisis de Valores Medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (7)	54
Tabla 18. Análisis de VMP y SD en Protocolo (7) en cinco ROI's	54
Tabla 19. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (B)	55
Tabla 20. Análisis de VMP y SD en Protocolo (B) en cinco ROI's	55
Tabla 21. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (C).....	56
Tabla 22. Análisis de VMP y SD en Protocolo (C) en cinco ROI's	56
Tabla 23. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (D)	57
Tabla 24. Análisis de VMP y SD en Protocolo (D) en cinco ROI's	57
Tabla 25. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (E)	58
Tabla 26. Análisis de VMP y SD en protocolo (E) en cinco ROI's	58
Tabla 27. Resumen de pruebas de imágenes del protocolo estándar y optimizados,	62

Resumen

Actualmente, ante la necesidad de mejorar la calidad de imágenes para el proceso de planificación de tratamiento, se viene trabajando con protocolos ya establecidos dados por el mismo equipo del tomógrafo simulador, los cuales restringen la calidad de la imagen que permitan ver las estructuras anatómicas y el blanco tumoral (GTV) que reflejen una imagen real del paciente. Dichas imágenes estandarizadas conllevan a imprecisiones en el contorno de las estructuras anatómicas y del volumen blanco, repercutiendo de manera fiable en el cálculo de dosis. Por ello, el objetivo de éste estudio es optimizar los parámetros de exploración del tomógrafo simulador para garantizar una adecuada calidad de imagen, identificando con precisión y exactitud los volúmenes tumorales (GTV) y órganos de riesgo para un contorno apropiado que refleje la imagen real del paciente. Así mismo, establecer protocolos específicos en un servicio de radioterapia, dichos protocolos estarán basados en estudios de parámetros de escaneos, indicadores de calidad de imagen y dosis de radiación de los protocolos ya optimizados. En la elaboración este estudio se utilizó un tomógrafo simulador de la marca Siemens modelo Somatom Scope, fantoma Catphan, una laptop marca Toshiba y un software de análisis de imágenes denominado Radiant Dicom Viewer; con los datos obtenidos de los indicadores de la calidad de imagen se establecieron protocolos optimizados para estudios de cerebro.

Palabras clave: Calidad de imagen, relación señal ruido, relación contraste ruido, uniformidad, resolución espacial, visibilidad a bajo contraste, volumen tumoral.

Abstract

Currently, in view of the need to improve the quality of images for the treatment planning process, work is being done with protocols already established by the simulator tomograph equipment itself, which restrict the quality of the image to allow viewing the anatomical structures and the tumor target (GTV) that reflect a real image of the patient. Such standardized images lead to inaccuracies in the contouring of the anatomical structures and the target volume, which reliably affects the dose calculation. Therefore, the objective of this study is to optimize the scanning parameters of the simulator tomograph to ensure adequate image quality, accurately and precisely identifying the tumor volumes (GTV) and organs at risk for an appropriate contouring that reflects the real image of the patient. Likewise, to establish specific protocols in a radiotherapy service, these protocols will be based on studies of scan parameters, image quality indicators and radiation dose of the already optimized protocols. In the preparation of this study, a Siemens Somatom Scope model simulator tomograph, Catphan phantom, a Toshiba laptop and image analysis software called Radiant Dicom Viewer were used; with the data obtained from the image quality indicators, optimized protocols for brain studies were established..

Key words: Image quality, signal to noise ratio, contrast to noise ratio, uniformity, spatial resolution, low contrast visibility, tumor volume.

CAPÍTULO 1

Introducción

El equipo utilizado para la obtención de imágenes de uso en un servicio de radioterapia es un tomógrafo simulador o escáner, que utiliza rayos X para conseguir cortes o secciones anatómicas de determinadas estructuras humanas y que es utilizado como herramienta para el cálculo de la dosis, delimitación del blanco tumoral y órganos de riesgo durante el proceso de planificación de tratamiento. La selección de protocolos de imágenes que logran la calidad de imagen deseada minimizando la dosis del paciente depende de los parámetros técnicos del tomógrafo simulador y su relación con la calidad de la imagen y la dosis de radiación. En este sentido, Nisbet et al. nos dice que en los centros de radioterapia a veces se adoptan un enfoque único denominado “talla única” haciendo que la calidad de imágenes pueda verse comprometidas, lo que significa que la identificación y el delineado de estructuras claves se realizan en una imagen subóptima, esto conllevaría a imprecisiones e incertidumbres en el proceso de radioterapia. [1]. Por otro lado, Estak et. al mencionan que, las imágenes del tomógrafo simulador utilizadas en la planificación del tratamiento de radioterapia deben cumplir con ciertos propósitos como lo son de identificar con precisión la posición del tumor y los tejidos circundantes junto a los órganos de riesgos. Por ello la alta segmentación precisa e identificación del volumen tumoral y delimitación van a requerir un rendimiento de alta calidad y precisión de imagen, los cuales se entornan en términos de la relación de contraste a ruido, uniformidad de la imágenes, resolución espacial y dosis al paciente, las cuales se basaran en optimizar parámetros técnicos del simulador como el potencial y la corriente del tubo, el tiempo de rotación, los algoritmos de reconstrucción y el campo de visión que influirán directamente en la calidad de imagen y la dosis de radiación[2].

En el Perú no existe un protocolo específico para la optimización de los parámetros de exploración para la calidad de imágenes del tomógrafo simulador para aumentar la precisión e identificación exacta de volúmenes tumorales y órganos de riesgo para un tratamiento en radioterapia. En este sentido, este estudio permitirá que se pueda implementar un protocolo específico en el servicio de radioterapia para mejorar la calidad de tratamiento de pacientes oncológicos.

1.1 Antecedentes

Nisbet et al. revisaron el impacto de los cambios del proceso de exploración en el número de tomografías, calidad de imagen y dosimetría, para ello revisaron alrededor de 53 artículos relacionados a temas de simulación, radioterapia, densidades electrónicas, calidad de imagen, para ello descubrieron que los cambios en los kilovoltajes del tubo, campo de visión y los algoritmos de reconstrucción producen cambios notables para la calidad de imagen y dosimetría, para ello entra a tallar las unidades Hounsfield de los números Cts., los cuales según los estudios, el grado de cambio de estas unidades que se puede tolerar sin cambiar la dosis de planificación en más del 1% depende de la región y el tamaño del cuerpo y que un cambio en los valor de UH de tejido blando tiene más impacto que los cambios en UH para hueso y aire, finalmente según las literaturas indicadas concluyeron que las tolerancias de UH de +/- 20 para tejidos blandos y +/- 50 UH para pulmón restringirían los cambios de dosis en el plan de tratamiento a menos del 1% [1].

Estak et al. optimizaron los parámetros de exploración de simulación de tomografía para aumentar la precisión de la identificación del volumen tumoral en radioterapia cerebral, utilizaron un fantoma ACR gammex 464 para optimizar los parámetros de la tomografía computarizada (TC) cerebral en un escáner multicorte de 16 filas Toshiba Alexion, variaron la dosis, el voltaje del tubo, la corriente-tiempo del tubo y el índice de dosis para crear cinco protocolos de mejora de la calidad de imagen, se evaluaron en términos de relación contraste – ruido (CNR), relación señal-ruido (SNR) y el nivel de ruido, se compararon con protocolos clínicos estándar. Entre los cinco protocolos creados, el que tenía el producto corriente-tiempo del tubo más alto (250 mA) y el voltaje del tubo más bajo (100 kVp) mostró un CNR más alto, mientras que otro con un producto corriente-tiempo del tubo de 150mA y un voltaje del tubo de 135 kVp había mejorado la SNR y el nivel de ruido más bajo en comparación con el protocolo estándar; al comparar con el protocolo con el miliamperaje mas alto y kv más bajo exhibió la tasa de error más baja de 1% en comparación con el protocolo estándar [2].

Guang-Pei et al. Analizaron que los protocolos de TC se crean a menudo con parámetros de imagen establecidos para minimizar la dosis de imagen con una calidad de imagen aceptable para fines diagnósticos, por ende, sus objetivos fueron optimizar los parámetros de imagen del tomógrafo simulador para ayudar a delinear con precisión las estructuras para la planificación de la radioterapia y la orientación de la entrega de dosis, para lograrlo optimizaron los parámetros de imagen con los datos del TC adquiridos para un maniquí con el fin de crear protocolos de mejora de la calidad de imagen (IQE) y que posteriormente utilizaron para escanear a pacientes con cáncer de próstata y páncreas sometidos a radioterapia, para compararlos con las imágenes escaneadas con protocolos clínicos estándar, llegaron a la conclusión de que la calidad de imágenes de TC puede mejorarse con los protocolos IQE creados para proporcionar un mejor contraste de los tejidos blandos y el buen uso en la radioterapia [3].

Mohammad Rezaee et al. Analizaron que la selección de protocolos de obtención de imágenes de TC que logran una calidad de imagen deseada al tiempo que minimizan la dosis del paciente depende de los parámetros técnicos de la TC y su relación con la calidad de la imagen y la dosis de radiación, por ello el objetivo de su trabajo fue de implementar un método para evaluar las métricas de rendimientos de la calidad de imagen de los simuladores de TC y determinar la relación entre los parámetros de exploración, el rendimientos de la calidad de imagen y la dosis de radiación; usando un maniquí comercial Catphan 600 y un software de análisis de calidad de imagen automatizado y un maniquí de dosis de radiación cilíndrica para evaluar un escáner Toshiba Aquilion One y un escáner Philips Brilliance Big Bore, se concluyó que este método proporciona información que puede utilizarse como referencia para la calidad de las imágenes del escáner de TC y el control de calidad dosimétricos para diferentes modelos de escáner de TC en uno o diferentes instituciones [4].

Pavlos et al. compararon los parámetros de calidad de imagen derivados de imágenes ficticias tomadas en tres simuladores de radioterapia, GE, Philips Brilliance y Toshiba Aquilion, para ello utilizaron el fantoma Catphan 504 en escaneo de cabeza y pelvis, analizando la defectibilidad de bajo contraste, uniformidad de imagen y relación contraste a ruido, las dosis se midieron en superficie de fantomas con tomografías repetidas hasta que la dosis estén dentro del 2% , obtuvieron que en el simulador de GE la resolución

espacial parece ligeramente mejor, mientras que las imágenes de TC de Phillips parecen ser mejores a excepción del material Z alto, mientras que Toshiba parece encajar entre los dos simuladores, concluyeron que el orificio del escáner es de vital importancia, dado que la calidad de imagen es una función de una gran cantidad de parámetros, sin embargo cualquier pérdida en la calidad de imagen debido al tamaño del orificio del escáner podría compensarse con la elección adecuada de los parámetros de escaneo [5].

T. Davis et al. Definieron un método e investigaron como el ajuste de los parámetros de exploración afecta a la calidad de imagen y a las unidades de campo (UH) en un simulador de radioterapia, para ello utilizaron un fantoma Catphan para evaluar como cambiaba la calidad de la imagen en un simulador Toshiba Aquilion con los parámetros de exploración, variaron el campo de visión de adquisición y reconstrucción, la colimación, el grosor de los cortes de imagen, los mAs efectivos por rotación y el algoritmo de reconstrucción, así mismo se evaluaron los cambios en las UH de diferentes materiales, la resolución espacial de alto contraste (HSCR), la relación de ruido de contraste (CNR), la uniformidad de las UH, la dirección de exploración de bajo contraste y el índice de dosis de TC: obtuvieron que la CNR y la HCSR variaron más con el algoritmo de reconstrucción, el FOV de reconstrucción y los mAs efectivos, la colimación, pero no la anchura del corte de la imagen, tuvo un efecto significativo en el índice de dosis de la TC, concluyeron que todos los parámetros de exploración investigados afectaron las métricas de la calidad de imagen, de los cuales la colimación y los mAs efectivos fueron los más importantes y los algoritmos de reconstrucción y el FOV de adquisición tuvieron un efecto significativo en la UH, la metodología es aplicable a los escáneres de radioterapia [6].

1.2 Objetivos

Elaboración de un protocolo específico de optimización de imagen de un tomógrafo simulador para uso en el contorneo (delimitación de estructuras anatómicas) de los órganos de riesgo y volumen blanco tumoral para estudios de cerebro.

1.2.1 Objetivos específicos

- Estudiar los parámetros de exploración del tomógrafo simulador marca Siemens y modelo Somatom Scope, que permitan la adquisición de imágenes tomográficas reales del paciente para uso clínico en la planificación de tratamiento.
- Evaluar y optimizar los parámetros estandarizados del equipo para uso en la adquisición de imágenes tomográficas de pacientes.
- Adquisición de imágenes tomográficas con los parámetros optimizados y comparar con las imágenes estandarizadas del equipo.
- Crear un registro de datos de exploración de imágenes optimizadas.

1.3 Hipótesis

Ajustando los parámetros de exploración como lo son kilovoltaje, miliamperaje, modo de adquisición y modo automático de exposición, podremos tener la información necesaria sobre la calidad de imagen obtenida, a través de la relación señal ruido, uniformidad, relación contraste ruido, visibilidad a bajo contraste, índice de uniformidad y nivel de ruido, este análisis de calidad de imagen se hace sobre un fantoma Catphan modelo CTP 503 el cual simula a un paciente adulto, a través de dicho proceso se puede optimizar la calidad de la imagen para aumentar la identificación del volumen tumoral y órganos de riesgo para un tratamiento en radioterapia.

CAPÍTULO 2

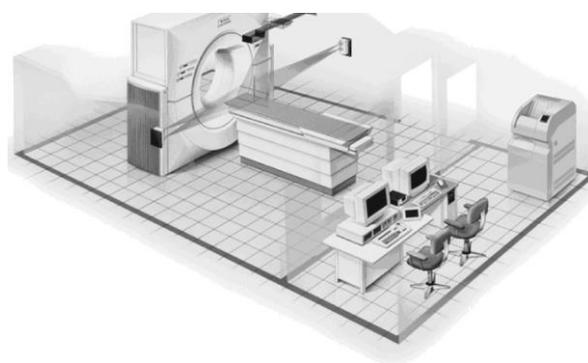
Marco Teórico

2.1 Tomógrafo Simulador

El tomógrafo simulador es un escáner equipado con una mesa plana y, láseres externos de posicionamiento del paciente, este escáner va acompañado de un software especializado que permite planificar el tratamiento en imágenes tomográficas volumétricas de pacientes de forma coherente con aceleradores lineales de radioterapia. Este software puede ser un programa especial de simulación virtual o puede ser un componente de un sistema de planificación del tratamiento. El escáner es, en muchos aspectos, similar a los equipos de tomografía de exploraciones diagnósticas convencionales tal como lo menciona Sasa Mutic et al. que las principales diferencias son el posicionamiento e inmovilización del paciente, los protocolos de exploración específicos del tratamiento, el aumento de los límites de exploración, uso de contraste, colocación de marcas de localización en la piel del paciente y algunas otras consideraciones especiales [7][8].

La tomografía computarizada fue descrita y puesta en práctica por G.Hounsfield y A.Cormack en la década de los 70 con la intención de producir imágenes transversales del cuerpo humano, Girard Gisele, nos menciona que la tomografía es un procedimiento de diagnóstico que utiliza rayos X y computadoras potentes para obtener imágenes que muestran con alta claridad diversos tejidos como el hígado, el bazo, el páncreas y los riñones, y permiten analizar lesiones pequeñas y diferenciarlas en procesos benignos o malignos, malformaciones congénitas, traumatismos, entre otros. Es un procedimiento ideal para realizar biopsias, drenar abscesos y planificar tratamientos de radioterapia [9].

Figura. 1. Imagen de una sala de simulación mostrando los láseres externos.



Fuente: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66 [8]

2.2 Principios Físicos de la tomografía

2.2.1 Espectro de rayos X

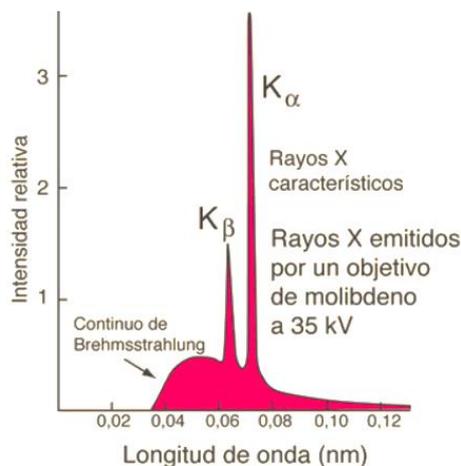
Entendemos por Espectro de rayos X a la distribución de energía de los fotones provenientes del blanco, resultado de la colisión del haz de electrones con el blanco (generalmente Tungsteno). Dicho espectro está formado por dos tipos de rayos X, uno de frenado y otro “característico”. Los rayos X característicos, son aquellos que son producidos por la interacción del electrón con los electrones orbitales de un átomo, en esta interacción el electrón incidente colisiona con el electrón del átomo dejando un “hueco” en la órbita, ese “hueco” será ocupado por otro electrón (de mayor nivel de energía) emitiéndose fotones de energía característica de los niveles energéticos (ΔE). Por otro lado, los rayos X de frenado (Bremsstrahlung), se producen de la interacción del electrón incidente con el campo eléctrico del blanco (ánodo).

La proporción relativa del número de fotones característicos con respecto a los fotones de bremsstrahlung en el espectro de un haz de rayos X varía con la energía cinética del haz de electrones y el número atómico del material blanco. Por ejemplo, los haces de rayos X producidos en un blanco de tungsteno por electrones de 100 keV contienen aproximadamente un 20% de fotones característicos y un 80% de fotones bremsstrahlung, mientras que en el rango de megavoltaje la contribución de los fotones característicos al espectro total es despreciable. En la gama de energía de diagnóstico (10-150 kV) la mayoría de los fotones se producen a 90° de la dirección de aceleración de los electrones, mientras que en la gama de energía de megavoltaje (1-50 MV) la mayoría de los fotones se producen en la dirección de aceleración de los electrones (dirección de avance: 0°) [10].

2.2.2 Rayos X característicos

Los rayos X característicos son emitidos por la colisión de un haz de electrones con elementos generalmente pesados (Tungsteno). Dichas colisiones producen “huecos” las cuales son llenados por electrones de las capas más externas y como consecuencia se producen un haz de fotones con energías propias de los niveles energéticos de los átomos del blanco. La característica de los rayos X es mostrada en la figura 2, en ella puede observarse dos picos agudos, correspondientes al nivel $n = 1$ (o capa K del átomo).

Figura. 2. Ejemplo guía del Espectro de rayos X para un elemento determinado

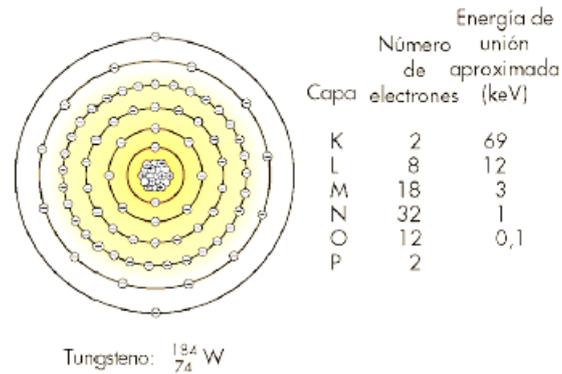


Fuente: M. Olmo [11]

Según M. Olmo, nos dice que los rayos X producidos por las transiciones desde los niveles $n=2$ hasta $n=1$ se llaman rayos X K-alfa y los correspondientes a la transición de $n=3 \rightarrow 1$, se denominan rayos X K-beta. Las transiciones a $n=2$ o capa L son designadas como rayos X L ($n = 3 \rightarrow 2$ es L-alfa, $n = 4 \rightarrow 2$ es L-beta, etc.) La distribución continua de rayos X que forman la base para los dos picos agudos de la gráfica ya mencionada se llama radiación de frenado [11].

La producción de rayos X involucra el bombardeo de un objetivo de metal (blanco) en un tubo de rayos X, con electrones muy energéticos (kilo electrón voltio). Los electrones de bombardeo, puede expulsar electrones de las capas internas de los átomos del objetivo de metal. Esas vacantes se llenan rápidamente por los electrones que caen desde los niveles superiores, emitiendo rayos X con frecuencias bien definidas, asociadas a la diferencia entre los niveles de energía atómicos de los átomos del objetivo. Las frecuencias de los rayos X característicos, se pueden predecir a partir del modelo de Bohr. Gracias al modelo de Bohr, Moseley midió las frecuencias de los rayos X característicos, de una gran fracción de elementos de la tabla periódica, y produjo un gráfico de ellos que ahora es llamado "gráfico de Moseley".

Figura. 3. Configuración electrónica para tungsteno



Fuente: Bushong C. [12]

2.2.3 Rayos X de Frenado

Un haz de electrones de alta energía (kilo electrón voltios) que inciden sobre un material blanco producen radiación electromagnética de alta energía. La aceleración de electrones de alta energía, en las cercanías de los núcleos atómicos dan lugar a la emisión de radiación electromagnética llamado rayos X de frenado.

Según Bushong C. la pérdida de energía de los electrones desacelerados se expresa en forma de rayos X. Por ejemplo, cuando se producen rayos X en un sistema de imágenes a 70 kVp el haz de electrones tienen una energía cinética de hasta 70 KeV. Un electrón con una energía cinética de 70 KeV puede perder cualquier nivel de esa energía cinética, desde cero hasta el total, en una interacción Bremsstrahlung [12]. En una producción de rayos X aproximadamente el 15% del haz de rayos X es característico y el resto es bremstrahlung. Otra característica de estos tipos de rayos es que tienen distribución continua de radiación, que se hace más intensa y se desplaza hacia frecuencias más altas, cuando se incrementa la energía de los electrones de bombardeo. Las curvas del gráfico (ver figura 4) son de los datos de 1918 de Ulrey, que bombardeó objetivos de tungsteno con electrones de cuatro energías diferente.

La implicación de la fórmula anterior, es que el simple electrón en la capa K antes de la emisión, es casi el 100 % de efectivo en el blindaje del núcleo, de modo que el electrón de la capa L ve una carga nuclear efectiva de $Z-1$. Se puede usar esta fórmula para calcular las energías cuánticas aproximadas, y las longitudes de los rayos $-X$ K alfa. Para transiciones que terminen en capas superiores, podemos escribir la ecuación mencionada deducida del modelo de Bohr para unos rayos X L-alfa como:

$$h\nu_{L\alpha} = 13.6eV(Z_{eff})^2 \left[\frac{1}{n_2^2} - \frac{1}{n_3^2} \right] = 13.6eV(Z - 7.4)^2 \left[\frac{1}{2^2} - \frac{1}{3^2} \right] \quad (2)$$

Moseley encontró que sus datos para los rayos X L-alfa fue con $Z-7.4$, indicando un blindaje correspondiente a 7.4 electrones sobre la media dentro de la capa M, donde se originó el electrón.

2.3 Interacción de la Radiación con la materia

Cuando un haz de rayos X interactúa con la materia se produce una transferencia de energía a los electrones que a su vez transmiten esa energía a la materia en muchas interacciones de fuerza de Coulomb a lo largo de sus trayectorias, esta transferencia puede involucrar excitaciones y/o ionizaciones de las partículas del medio material. Si el medio es un tejido biológico, la energía es depositada en el medio intra o extracelular, dicha energía puede destruir la capacidad reproductiva del tejido biológico, o puede convertirse en calor sin producir en este último, efectos dañinos en el organismo. Los efectos físicos presentes en las excitaciones o ionizaciones son: dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y la fotodesintegración. Los efectos predominantes en la tomografía computada es el Compton y fotoeléctrico.

2.3.1 Efecto Compton

Llamamos efecto Compton a la interacción de un haz de rayos X con los electrones de las últimas capas de los átomos, dando lugar a una dispersión de rayos X y emisión electrónica de los átomos del medio material.

Este efecto se produce gracias a que el científico descubridor Compton y colaboradores descubrieron que parte de esa radiación dispersada tiene menor frecuencia (mayor longitud de onda) que la radiación incidente, y que el cambio de longitud de onda depende del ángulo en el que se dispersa la radiación. En forma específica la radiación

dispersada sale formando un ángulo ϕ con la radiación incidente ver figura 6, y si λ y λ' , son las longitudes de onda de la radiación incidente y de la dispersada, tendremos la siguiente relación:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{mc} (1 - \cos\phi) \quad (3)$$

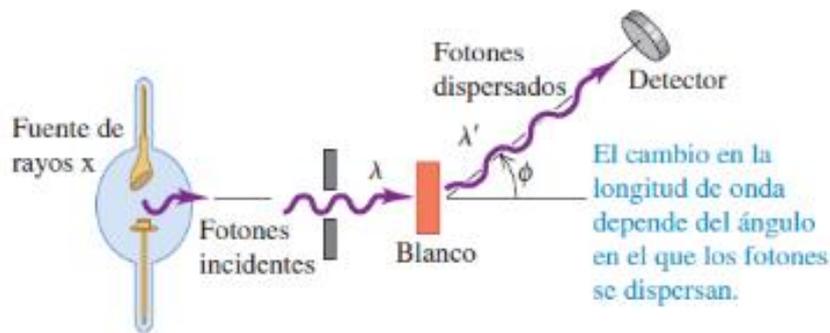
Donde m es la masa en reposo del electrón, h es la constante de Planck y c es la velocidad de la luz. Las unidades de la cantidad h/mc , que aparece en la ecuación son de longitud. Por lo que su valor numérico sería:

$$\frac{h}{mc} = \frac{6.626 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}}{9.109 \times 10^{-31} \text{ kg} (2.998 \times 10^8 \text{ m/s})} = 2.426 \times 10^{-12} \text{ m} \quad (4)$$

Así mismo deduciendo a partir de los principios de la conservación de la energía y de la cantidad de movimiento tendremos la siguiente expresión [13]:

$$pc + mc^2 = p'c + E_e \quad (5)$$

Figura. 6. Dispersión Compton



Fuente: Sear_Zemansky [13]

Además, Bushong C. nos menciona que durante una interacción Compton, la mayor parte de la energía se divide entre el rayo X disperso y el electrón Compton. Normalmente el rayo X disperso como el electrón Compton puede presentar la energía suficiente para llevar a cabo más interacciones ionizantes antes de perder toda su energía. El electrón Compton pierde toda su energía mediante la ionización y excitación, alojándose en una capa electrónica vacante creada por algún otro evento ionizante. [12]

Podemos establecer que la probabilidad de que se produzca una interacción

Compton está dado por lo siguiente:

- 1.- Aumenta al aumentar la energía de los fotones. Por ello, aumenta al disminuir la longitud de onda ($1/\lambda$).
- 2.- Es prácticamente independiente del número atómico del material, ya que este tiene escasa incidencia en el proceso.
- 3.- Es proporcional a la densidad del medio: aumenta al aumentar la densidad del medio absorbente.

Baños por su lado nos menciona que: Una consecuencia del efecto Compton en radiología, es que el fotón de radiación no es absorbido, sino que continua su trayectoria tras múltiples colisiones que le provocan múltiples desviaciones de su trayectoria, esto dará lugar a la radiación dispersa que disminuirá la calidad de la imagen radiológica y provocará el riesgo de irradiación del personal que se encuentre dentro de la sala durante la exploración radiológica [12].

2.3.2 Efecto Fotoeléctrico

Este efecto se produce cuando ocurre una colisión del haz de rayos X con los electrones del material absorbente (tejido). En esta interacción, el fotón incidente cede toda su energía, por lo que es absorbido completamente. El electrón o fotoelectrón escapa con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de ligadura del electrón (“función trabajo”).

En 1905 Albert Einstein propuso la cuantización de la energía en las interacciones y desarrolló el análisis correcto del efecto fotoeléctrico. Al basarse en una hipótesis de Max Planck, sugerida cinco años antes, Einstein postuló que un rayo de luz consiste en pequeños paquetes de energía llamados fotones o *cuantos*. La energía E de un fotón es igual a una constante h por su frecuencia f . De acuerdo con $f=c/\lambda$ para las ondas electromagnéticas en el vacío, se obtiene [13]:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \text{ (Energía de un fotón)} \quad (6)$$

Dónde h es una constante universal llamada constante de Planck, la cual su valor es :

$$h = 6.626 * 10^{-34} J.s \quad (7)$$

Einstein aplico la conservación de la energía para determinar que la energía cinética máxima para el electrón emitido es la energía hf adquirida por un fotón menos la función de trabajo del material:

$$K_{max} = \frac{1}{2}mv_{max}^2 = hf - \phi \quad (8)$$

Si sustituimos $K_{max} = eV_0$ en la ecuación anterior, obtenemos:

$$eV_0 = hf - \phi \quad (\text{efecto fotoeléctrico}) \quad (9)$$

Las energías y las funciones de trabajo de los electrones se suelen expresar en electrón volts (eV):

$$1 \text{ eV} = 1.602 * 10^{-19} \text{ J} \quad (10)$$

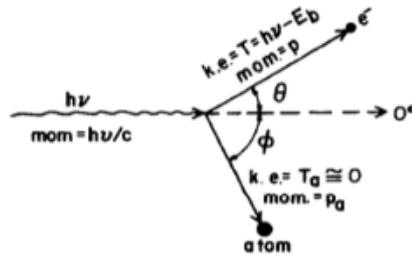
$$h = h = 6.626 * 10^{-34} \text{ J} * \text{s} = 4.136 * 10^{-15} \text{ eV} * \text{s} \quad (11)$$

El efecto fotoeléctrico es la interacción más importante de los fotones de baja energía con la materia, las secciones transversales correspondientes para el efecto fotoeléctrico aumentan fuertemente, especialmente para medios de alta Z. En consecuencia, el efecto fotoeléctrico predomina totalmente sobre el efecto Compton a bajas energías de fotones, especialmente en lo que respecta a la energía transferida a los electrones secundarios [14].

Sobre el proceso del efecto fotoeléctrico se concluye lo siguiente:

- 1.- Si hay un aumento del número atómico o dicho de otra manera si los átomos del elemento, en este caso un tejido, es un número elevado, la posibilidad de este efecto será proporcional a Z^3 , por lo tanto cuanto más electrones tenga el átomo, mayor probabilidad de que el fotón de radiación choque contra ellos y sea absorbido.
- 2.- Disminuye cuando aumenta la energía de los fotones aproximadamente como $1/E^3$, es decir, cuanto menor es la energía de los fotones del haz de radiación mayor cantidad de fotones serán absorbidos mientras atraviese el tejido (paciente).
- 3.- Aumentara el efecto fotoeléctrico cuanto más denso sea el tejido absorbente.

Figura. 7. Cinemática del efecto fotoeléctrico



Fuente: Introduction to Radiological Physic and Radiation Dosimetry [14]

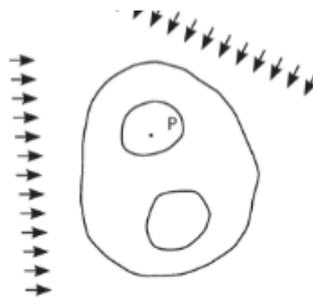
2.4 Magnitudes dosimétricas en tomografía

- **Dosis Absorbida:** La dosis absorbida, D , es el cociente de \overline{dE} por dm , donde dE es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm .

$$D = \frac{\overline{dE}}{dm} \quad (12)$$

La unidad en el Sistema Internacional (SI) de la dosis absorbida es el J/Kg y su nombre especial es *gray* (Gy). La tasa de dosis absorbida, \dot{D} , es el cociente de dD por dt , donde dD es el incremento de dosis absorbida en el intervalo de tiempo dt . El nombre especial de la unidad es Gy/s [15].

Figura. 8. Objeto irradiado y campo de radiación ambiental



Fuente: Fundamentos de Física Medica Vol.1 Medida de la Radiación [15]

Para fuentes de radiación externas, la dosis absorbida, D , en un punto P de objeto irradiado depende de:

- El objeto irradiado
- La situación de P en el objeto
- El campo de radiación ambiental
- La posición del objeto en el campo.

- **Dosis Equivalente:** La dosis equivalente $H_{T,R}$, en órgano o tejido dado, T , y debido a la radiación R , viene dado por:

$$H_{T,R} = W_R D_{T,R} \quad (13)$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media producida por la radiación R , en el tejido u órgano T y W_R , es el factor ponderal de radiación. Ya que W_R no tiene dimensiones, la unidad en el SI de dosis equivalente es la misma que la de la dosis absorbida J/Kg , o el sievert, Sv . Cuando el campo de radiación se compone de tipos y energías con diferentes valores de W_R la dosis absorbida se debe subdividir en bloques y cada parte se debe multiplicar por su valor de ponderación y todo ello se debe sumar para obtener la dosis equivalente total, es decir [15]:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (14)$$

Y para un órgano T y un campo de radiación con dos componentes:

$$H_T = \left[\frac{D_{T1}}{D_T} W_1 + \frac{D_{T2}}{D_T} W_2 \right] D_T \quad (15)$$

Figura. 9. Valores del factor de ponderación de radiación

Factores ponderales de radiación ⁽¹⁾		
Tipo e intervalo de energías	Factor ponderal de radiación, w_R	
Fotones, todas las energías	1	
Electrones y muones, todas las energías	1	
Neutrones, energía	< 10 keV	5
	10 keV a 100 keV	10
	> 100 keV a 2 MeV	20
	> 2 MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Protones distintos de los de retroceso	Energía > 2 MeV	5
	Partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados	20

(1) Todos los valores se refieren a la radiación incidente sobre el cuerpo o a las radiaciones emitidas en el caso de fuentes internas

Fuente: Fundamentos de Física Medica Vol.1 Medida de la Radiación [15]

- **Dosis Efectiva:** Se observó que la relación entre la probabilidad de aparición de efectos estocásticos y la dosis equivalente depende también del órgano o tejido

irradiado. El factor utilizado para ponderar la dosis equivalente en un tejido u órgano se denomina factor ponderal de tejido, W_T , que multiplicado a la dosis equivalente se obtiene el valor de la dosis efectiva, cuya unidad es el J/Kg o sievert Sv . La dosis efectiva viene dada por la expresión:

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (16)$$

Donde H_T es la dosis equivalente en un tejido u órgano y W_T es el factor ponderal de tejido, W_T [111].

Figura. 10. Valores del factor ponderal de tejido para los diferentes tejido u órganos

Factores ponderales de tejido, w_T	
Tejido u órgano	Factor ponderal de tejido, w_T
Gónadas	0,20
Médula ósea (roja)	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Vejiga	0,05
Mama	0,05
Hígado	0,05
Esófago	0,05
Tiroides	0,05
Piel	0,01
Superficie ósea	0,01
El resto	0,05

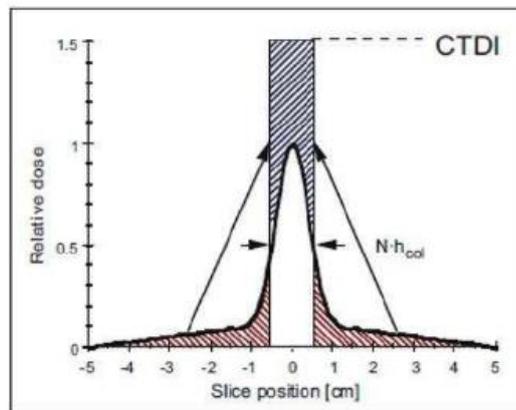
Fuente: Fundamentos de Física Medica Vol.I Medida de la Radiación [15]

Se sabe también que en un tomógrafo simulador al igual que en otros equipos de equipos con rayos X no es posible determinar directamente la dosis efectiva o la dosis absorbida en un órgano en el paciente, por ello se busca recurrir a modelos basados en aproximaciones ideales a la anatomía de un paciente para que a partir de medidas externas o en fantoma se pueda tener la manera de como calcular estas magnitudes relevantes desde el punto de vista dosimétrico, para ello se usa un indicador de dosis denominado CTDI (Índice de Dosis en tomografía computarizada), que ha sido definido como:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (17)$$

En esta fórmula, $D(z)$ es la dosis en función de la posición z para un corte único en el plano $x - y$, y T es la colimación (el ancho del haz de radiación), es decir si tenemos un corte único de TC, el haz incide sobre una zona muy fina de tejido, entonces la atenuación en el propio tejido y la dispersión de los rayos X provocan la distribución de dosis sobre el eje del paciente (eje z) que no es simétrica ni rectangular, sino que también abarca otros sectores que está fuera de la zona seleccionada, como se puede apreciar en la figura, que es una gráfica de la dosis relativa en función de la posición o del eje z y se puede ver como la forma de un perfil de dosis.

Figura. 11. Perfil de dosis en corte único de TC



Fuente: Girard Gisele [9]

Además a efectos prácticos a la hora de evaluar el CTDI se corta arbitrariamente el intervalo de integración a una distancia conocida entre -5 y $+5$ cm en relación con el plano de interés, esto se hace debido al uso de cámaras de ionización de 10 cm de longitud, la cual es más conocida como una cámara lápiz con un volumen aproximado de 3cm^2 , la cual es introducida en un maniquí de PMMA o bien se coloca en el aire, en el isocentro, en posición paralela al eje z , cabe recalcar que las medidas del CTDI se realizan en el centro como en la periferia del fantoma.

Al no considerar las dosis correspondientes a la radiación dispersa, la ionización detectada por la cámara en toda su longitud puede simplificarse en la siguiente expresión:

$$CTDI_{100} = \frac{100\text{mm}}{T} D_R \quad (18)$$

Dónde D_R es la lectura del electrómetro y T es el ancho del haz de radiación, siendo el subíndice 100 la referencia que indica que el cálculo integra una longitud de 100 mm en concordancia con la cámara, recordar que la unidad utilizada es el mGy.

De igual forma para una lectura en la que se contemple a la vez los registros de dosis tomados en el centro y en la periferia del fantoma, a una expresión del CTDI ponderado o efectivo, que se calcula como:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}(CTDI_{100,centro} + 2CTDI_{100,perif}) \quad (19)$$

Sin embargo como una estimación de la dosis aplicada se ha definido una magnitud denominada Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDI_{vol}$), cuya expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_W \quad (20)$$

En la formula, N es el número de cortes axiales a realizar, T es el espesor de cada uno de los cortes expresados en mm e I es el avance de la camilla entre cortes.

Por otro lado, para la tomografía helicoidal, el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla es el pitch. En este caso la expresión vendría dada de la siguiente manera:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_W \quad (21)$$

Adicionalmente para tratar de tener una magnitud que se correlacione con la dosis efectiva y poder comparar protocolos o equipos, se ha definido el producto de dosis – longitud (DLP), la cual viene dada en la siguiente expresión:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,W} T_i N_i \quad (22)$$

En ella la sumatoria abarca toda la serie que es definida por el índice i , T_i es el espesor de corte nominal y N_i el número de cortes con ese espesor, cabe recordar que esta magnitud tiene la ventaja de ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente y lo que es por ende a la dosis efectiva. Para la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud la cual se puede utilizar como:

$$DLP = CTDI_{vol} L \quad (23)$$

En esta ecuación, L sería la longitud escaneada real a lo largo del eje z del paciente, siendo su unidad utilizada el mGy.cm. Si se quiere estimar la dosis absorbida por cada órgano en el caso de la TC, es necesario definir factores de pesos obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada usando la siguiente expresión:

$$E = E_{DLP} DLP \quad (24)$$

Donde E representa la dosis efectiva expresada en mili Sieverts (mSv), DLP es el producto de dosis – longitud expresado en mGy.cm y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada expresada en $mSv.mGy^{-1}cm^{-1}$ en una región específica. La siguiente tabla muestra valores típicos de dosis efectiva normalizada.

Tabla 1. Valores de dosis efectivas normalizadas (EUR1999)

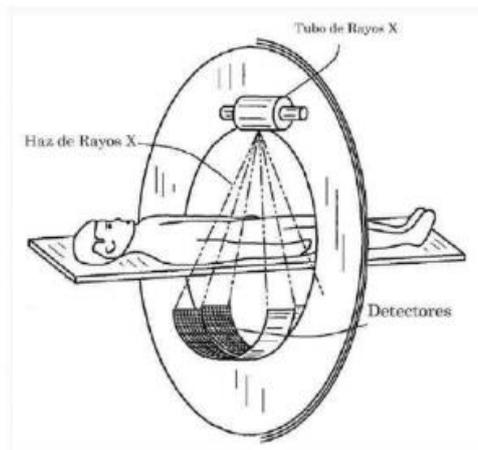
Región	E_{DLP} $mSv.mGy^{-1}cm^{-1}$
Cabeza	0.0023
Cuello	0.0054
Tórax	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

Fuente: Girard Gisele [8]

2.5 Principios físicos de atenuación para obtención de imagen

El objetivo de una adquisición de imágenes por TC es medir la transmisión del haz de rayos X a través del paciente en un gran número de proyecciones o cortes. Según Girard Gisele las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y de un conjunto de sistemas de detectores que cuentan con cientos de elementos (los cuales son celdas electrónicas y fotodiodos) a lo largo del arco detector (generalmente unos 800 - 1000 elementos), con decenas e incluso cientos de filas contiguas de detectores alineadas a lo largo del eje de rotación [9].

Figura. 12. Esquema de un escáner, contiene una fuente emisora de rayos X, y un conjunto de detectores



Fuente: Girard Gisele [9]

Los valores de píxel que se asignan en las imágenes de TC están relacionados con la atenuación del haz de rayos X en el tejido correspondiente, o más concretamente, con el coeficiente de atenuación lineal μ . La ley de Beer-Lambert establece la relación entre la intensidad del haz inicial de rayos X, I_0 , el coeficiente de atenuación lineal μ , el espesor del material x , y la intensidad del haz atenuado de rayos X, $I(x)$. El coeficiente de atenuación lineal depende de la composición y de la densidad del material x y de la energía de los fotones:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (25)$$

Puesto que la expresión describe la atenuación del haz primario, Calzado et al. mencionan que no se tiene en cuenta la intensidad de la radiación dispersa causada principalmente por el efecto Compton, como se sabe que un haz de fotones es polienergético solo quedaría integrar la ecuación mostrada para todas las energías de fotones presentes en el espectro de rayos X, sin embargo, en las metodologías de retroproyección que se han desarrollado para los algoritmos de reconstrucción de TC, dicha integración no se aplica generalmente [16]. Desde el punto de vista de la obtención de la imagen, el paciente sometido a un examen de TC puede considerarse como una matriz de diferentes coeficientes de atenuación lineal (μ_{ij}), por ejemplo, de 5122. Para este tipo de discretización, la ecuación de atenuación a lo largo de una línea que coincida, por ejemplo, con la fila i -ésima de la matriz, puede expresarse como:

$$I_i(d) = I_0 e^{-\sum_{j=1}^{j=512} \mu_{ij} \Delta x} \quad (26)$$

2.6 Unidades Hounsfield

En la TC, la matriz de reconstrucción de los coeficientes de atenuación lineal (μ_{mat}) se transforma en una matriz de números de CT medidos en unidades Hounsfield del correspondiente material o tejido (UH mat). La atenuación de los materiales o tejidos en las unidades Hounsfield se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua a temperatura ambiente (μ_{agua}):

$$UH_{mat} = \frac{\mu_{mat} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} * 1000 \quad (27)$$

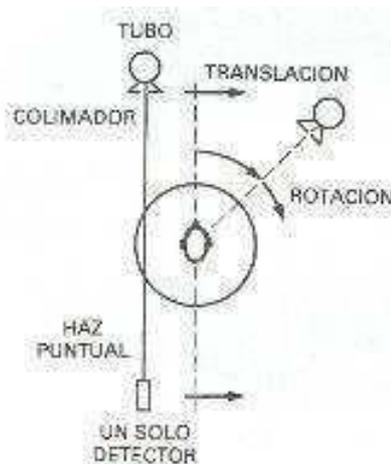
Según Girard Gisele nos dice que el aire presenta por definición un valor teórico de -1000 UH ($\mu_{mat} = 0$) y el agua tiene, también por definición, 0 H ($\mu_{mat} = \mu_{agua}$), y cada incremento de una UH se asocia con un incremento del 0,1% del coeficiente de atenuación lineal relativo al del agua. El tejido adiposo presenta valores ligeramente inferiores a cero (-100 a -80 UH); el pulmón tiene valores en el rango de -950 a -600 UH; la mayoría de tejidos blandos están representados por valores en el rango de 20 a 70 UH y el número de CT de un hueso compacto puede ser superior a 1000 UH [9].

2.7 Evolución de los equipos de Tomografía Computarizada

La descripción previa de un haz de rayos X finamente colimado con un único detector ensamblado que se traslada a lo largo del paciente y que gira entre traslaciones sucesivas es característica de los sistemas de imágenes de **primera generación**. Estos sistemas de imagen original de EMI (numero sin dimensiones con un factor de escala adecuada que representaba la diferencia de los coeficientes de atenuación de cada voxel con relación al agua " $\mu_x - \mu_w$ ") requerían 180 traslaciones, cada una de ellas separada por una rotación de 1° . Incorporaba dos detectores y separaba el haz de rayos X colimado finamente de forma que podían obtenerse dos cortes contiguos durante cada procedimiento [12] [17].

El principal inconveniente de este sistema era que requería casi 5 minutos para completar una imagen, por lo que estos sistemas de imagen de TC de primera generación pueden considerarse un proyecto de demostración. Pusieron de manifiesto la viabilidad de la unión funcional del complejo fuente-detector, el movimiento mecánico del cabezal (*gantry*) y la informática para producir una imagen.

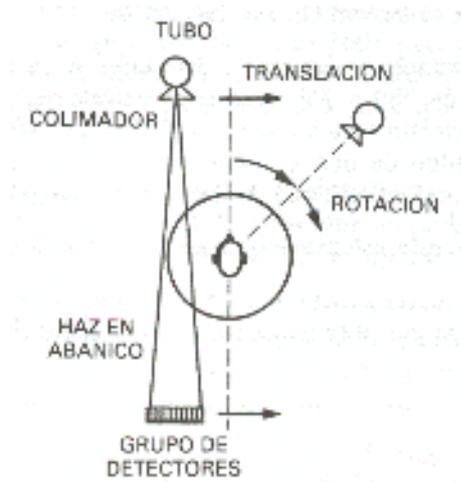
Figura. 13. Tomografía Computarizada de Primera generación



Fuente: Girard Gisele [9]

Los sistemas de imagen de **segunda generación** fueron también del tipo traslación-rotación. Estas unidades incorporaban la extensión natural del detector único a múltiples detectores ensamblados interceptando un haz de rayos X en forma de abanico en lugar de un haz de rayos X en forma de lápiz, lo que aumentaba la radiación dispersa sin embargo con esto se conseguía que el tiempo de corte se redujera entre 20 y 60 segundos

Figura. 14. Tomografía Computarizada de segunda generación

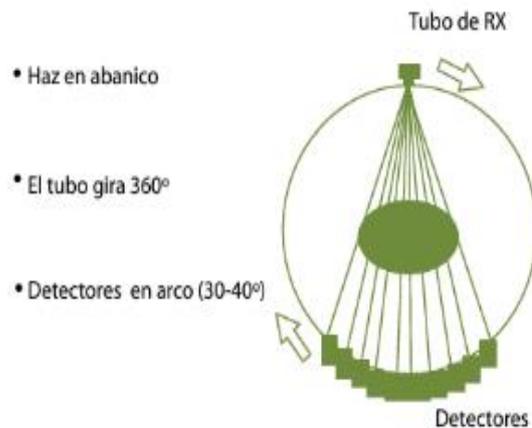


Fuente: Girard Gisele [9]

El sistema de imagen de TC de **tercera generación** utiliza un ordenamiento curvilíneo que contiene numerosos detectores y un haz en abanico. El número de detectores y el espesor del abanico del haz (entre 30 y 60°) son sustancialmente superiores a los de los sistemas de imagen de segunda generación. En los sistemas de imagen de tercera generación, el haz de radiación y el conjunto de detectores ven todo el paciente en todo momento, Esta característica del ensamblaje de los detectores de tercera generación también permite una mejor colimación del haz de rayos X que reduce el efecto de la radiación difusa. Una de las principales desventajas de los sistemas de imagen de TC de tercera generación es la aparición ocasional de artefactos en anillo. Cuando un detector o banco de detectores no funciona, la señal captada o su ausencia origina un anillo en la imagen reconstruida. Las correcciones de los algoritmos de reconstrucción de la imagen en los programas informáticos minimizan estos artefactos.

Los equipos de tercera generación, introdujeron una considerable mejora en la tecnología permitiendo reducir los tiempos de corte por debajo de 5 segundos. En sus inicios de funcionamiento todos utilizaban detectores de Xenón, posteriormente el desarrollo de detectores de esta solido die lugar a reducciones de tiempo aún superiores y a una mayor eficiencia en el uso de la dosis [17].

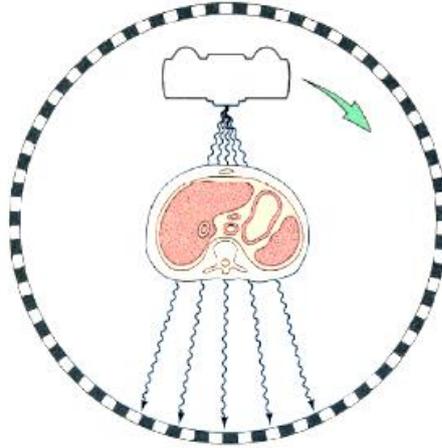
Figura. 15. Tomografía Computarizada de tercera generación



Fuente: Fundamento de Física Medica Vol.2 [17]

El diseño de los sistemas de imagen de TC de **cuarta generación** añade una configuración de giro estacionario, donde la fuente de rayos X gira, pero el conjunto de detectores no. La detección de la radiación se consigue con un ordenamiento de detectores fijo, que contiene hasta 4.000 elementos individuales, aquí el haz de rayos X tiene forma de abanico con características similares a los haces de radiación de tercera generación. El ordenamiento de detectores fijos de los sistemas de imagen no se acompaña de una trayectoria constante del haz de radiación desde la fuente hasta todos los detectores, pero permite que cada detector se calibre y su señal sea normalizada para cada imagen. [12]

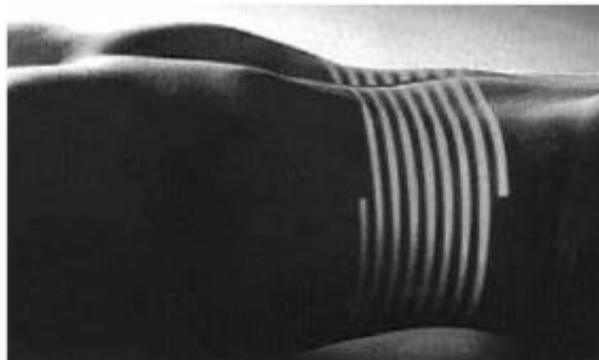
Figura. 16. Tomografía computarizada de cuarta generación, rotación-estacionario



Fuente: Bushong et.al [12]

Uno de los desarrollos más relevantes a comienzos de los años noventa fue la introducción de los equipos de tomógrafos helicoidales o también llamados de tipo helicoidal, estos se basan en la tecnología de rotación continua (slip-ring) el cual permite el giro sin interrupciones de todo el estativo, donde se alojan el tubo de rayos X, el generador de alta tensión y los detectores. Si se hace que la camilla avance simultáneamente a cierta velocidad preprogramada, se obtiene un barrido del haz de va describiendo sobre el paciente en forma de hélice con una serie de secuencia de pasos establecidos en el software. Además, los equipos de TC helicoidales presentan el denominado pitch (velocidad de desplazamiento de la camilla y el paso de la hélice), el cual se define como la relación entre la longitud de desplazamiento de la camilla en una revolución completa y el espesor de corte [17].

Figura. 17. Simulación del recorrido del haz de rayos X en TC helicoidal



Fuente: Fundamento de Física Medica Vol.2 [17]

2.8 Componentes del tomógrafo simulador

2.8.1. Gantry

Cabezal (gantry o pórtico)

Consta del tubo de rayos X, sistema de detectores, el generador de alto voltaje, la mesa de soporte para el paciente y el soporte mecánico para cada uno de ellos. Estos sub sistemas reciben órdenes electrónicas de la consola de control y transmiten datos al ordenador para la producción de la imagen y el post procesado.

El tubo de rayos X

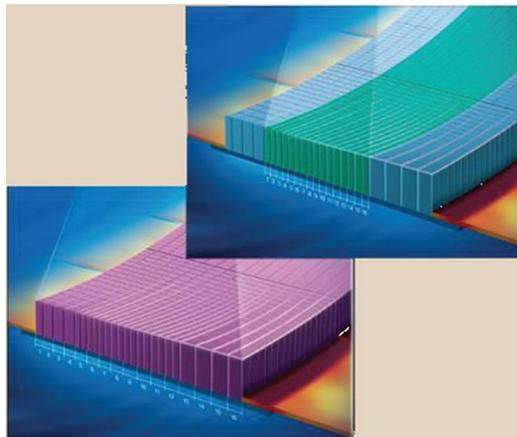
Está diseñado para soportar una elevada entrada de calor y una rápida disipación del mismo, por lo que Sasa Mutic et al. nos dice que el tubo de rayos X debe ser capaz de disipar calor con facilidad y tener un punto de fusión muy alto para soportar altas temperaturas asociadas con el gran número de imágenes adquiridas en una secuencia rápida [7].

El tubo de rayos X ubicado en el gantry funciona con voltajes entre 80 kV y 140 kV y puede generar más de 109 fotones por milímetro cuadrado por segundo a 75 cm del foco para ajustes típicos radiográficos de tensión del tubo (120 kV) y corriente (300 mA). Girard Gisele hace incapie al mencionar que el tubo de rayos X opera generalmente a valores de corriente de tubo, alto voltaje y por largos períodos de tiempo; por lo mismo requiere la rápida disipación de calor por materiales adecuados para evitar fallas. El sistema de refrigeración de tubo está diseñado para disipar el calor generado. Sin embargo, es esencial que la temperatura ambiente sea controlada por aire acondicionado para permitir el funcionamiento óptimo [9] [18].

Sistema de detectores

Los sistemas de TC helicoidal multicorte tienen múltiples detectores ordenados de forma que los números llegan a decenas de miles. Los primeros conjuntos de detectores de centelleo contenían cristales-fotomultiplicadores de centelleo ensamblados en un tubo, estos detectores no se podían alinear muy cerca unos de otros y requerían una fuente de alimentación para cada tubo fotomultiplicador. Por ello, fueron reemplazados por ensamblajes de cristales-fotodiodo de centelleo. Los fotodiodos convierten la luz en señal electrónica, son más pequeños y baratos; y además no requieren una fuente de alimentación adicional [12].

Figura. 18. Matriz multidetectora en un tomógrafo simulador



Fuente: Bushong et.al [12]

Colimación

A la salida de los rayos X se utilizan filtros y/o atenuadores para endurecer el haz (mayor energía), filtrando la radiación de baja energía. Al respecto, Sasa Mutic et al. nos menciona que es necesario utilizar un colimador del haz de rayos X previo al paciente montado en la ventana del tubo de rayos X para producir un haz estrecho de radiación, que se utiliza para garantizar un corte fino de la de la anatomía del cuerpo [7]. Una colimación adecuada reduce la dosis en el paciente restringiendo el volumen irradiado a la zona de interés. La colimación permite dar un mayor realce en el contraste de la imagen, reduciendo la radiación dispersa.

2.8.2. Generador De Rayos X

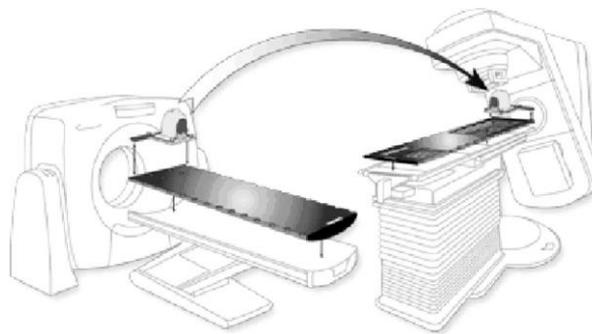
Un generador de rayos X es un dispositivo que suministra energía eléctrica al tubo de rayos X; éste generador de rayos X regula la energía eléctrica haciendo posible la generación de rayos X mediante dos mecanismos: 1. Proporciona energía al filamento para arrancar electrones (nube de electrones). 2. Acelerar estos electrones desde el cátodo al ánodo. El generador de rayos X tiene un circuito para cada una de estas funciones, esto es, el circuito de filamento y el circuito de alto voltaje. Además, el generador tiene un tercer circuito que permite regular la duración de la exposición mediante un cronómetro. El generador de rayos X consta de dos compartimentos separados: un panel de control o consola y un transformador. Los mandos del panel de control permiten al operador seleccionar el kV, los mA y el tiempo de exposición

apropiados para cada estudio particular. El Generador consta de dos transformadores, uno de bajo voltaje para el circuito de filamento y otro transformador de alto voltaje junto a un grupo de rectificadores para el circuito de alto voltaje. El rectificador es un dispositivo que cambia la corriente alterna en corriente continua. Las diferencias de potencial en estos circuitos pueden llegar a ser de 150000 V, por lo que transformadores y rectificadores deben estar inmersos en aceite, que cumple la función de aislante. [12] [21].

2.8.3. Posicionamiento Del Paciente Y La Mesa De Soporte

La mesa del escáner de simulación de TC tiene que ser compatible con la mesa del acelerador lineal, además la mesa debe estar construida con un material de baja Z (impedancia) como la fibra de carbono, de forma que no interfiera con la transmisión del haz de rayos X ni con la imagen del paciente. La mesa del paciente se recoloca ordenadamente de forma que el operador no tenga que entrar en la sala de exploraciones para cada imagen. Esta característica reduce el tiempo de exploración requerido para cada paciente. [7] [12].

Figura. 19. Camilla del tomógrafo simulador



Fuente: Sasa Mutic et al. [7]

2.8.4. Consola De Control

La consola del operador contiene dispositivos de medida y control para facilitar la selección de los factores técnicos radiográficos adecuados para la adquisición de imágenes, el movimiento mecánico del gantry, la camilla del paciente y las instrucciones comunicados al ordenador para activar la reconstrucción y transferencia de la imagen [9].

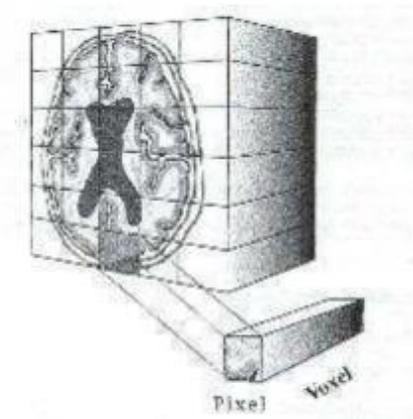
2.8.5. Ordenador

El ordenador es un subsistema único en el sistema de imagen de TC. Según el formato de la imagen, se deben resolver simultáneamente hasta 250.000 ecuaciones; por ello se requiere una gran capacidad de computación. El microprocesador y la memoria principal son el corazón del ordenador utilizado en la TC. Éstos determinan el tiempo entre el final de la obtención y la aparición de una imagen, llamado tiempo de reconstrucción [12].

2.9 Reconstrucción Y Procesado De La Imagen

Las mediciones de la transmisión de rayos X a través de un paciente constituyen la información básica para reconstruir la imagen, la cual es una matriz de pixel; un pixel es la mínima porción de una imagen digital la cual contiene información numérica expresada en número de CT o Unidades Hounsfield, reflejando en el monitor el nivel de brillo, y densidad óptica de la imagen tomográfica. Como la imagen obtenida es una representación bidimensional de un cierto volumen de tejido, esta matriz no es plana si no que tiene un grosor, al cual se le denomina grosor de corte. Al pixel con un grosor se lo denomina voxel. Un voxel es el volumen tisular determinado por el tamaño de pixel y el espesor de corte y tendrá atenuación en forma de escala de grises. Una vez que el ordenador obtiene la imagen, a cada pixel se le otorga un valor que corresponde a la atenuación media que sufre el haz de rayos X que atraviesa al paciente y llega a los detectores, que representan al voxel.

Figura. 20. Matriz de voxeles



Fuente: Girad Gisele [9]

El coeficiente de atenuación (es una magnitud que representa en forma numérica el grado de atenuación que producen los tejidos biológicos de una persona sobre el haz de rayos X) representado en un pixel, es la media de todos los coeficientes de atenuación que existan en el volumen del voxel. Luego, cada coeficiente de atenuación, en UH, se corresponde con un color en una escala de grises (toda gamma de densidades que se identifican en un estudio de TC los cuales se representan en UH desde -1000 a 1000) para formar la imagen [9]. Existen dos métodos para el análisis de la información y obtención de la imagen: el método iterativo el cual se usó es los TC de primera generación y el método analítico que utiliza la retroproyección filtrada. En el método de retroproyección filtrada se comienza a reconstruir la imagen según se van recibiendo los datos, así se crea una imagen unidimensional y se representa a continuación en la matriz, esto se hace sucesivamente con todos los disparos; después de todas las reconstrucciones se crea finalmente la imagen. Esta imagen es filtrada mediante la convolución con un kernel, con la finalidad de resaltar los datos de la imagen que puedan tener alguna importancia diagnóstica. El filtro (o *kernel* de convolución) produce imágenes reconstruidas con resolución espacial, aunque presentan también niveles de ruido relativamente altos. Bajo esta premisa Calzado et al. nos explica que el filtro “óptimo” se denomina con frecuencia en la práctica clínica, filtro *sharp* o filtro de hueso y que a menudo se utilizan filtros que reducen el nivel de ruido de las imágenes reconstruidas; estos filtros producen cierta pérdida de respuesta en las frecuencias más altas. Esto sucede moderadamente con un filtro Shepp-Logan, que proporciona imágenes que son menos ruidosas y con mejor resolución de bajo contraste y resolución espacial un poco mejor; este filtro se conoce clínicamente como filtro estándar [9] [16].

2.10 Calidad de Imagen

La calidad de imagen se expresa en términos resolución espacial, resolución de contraste, ruido, linealidad y uniformidad de imagen.

2.10.1 Resolución espacial

La resolución espacial se caracteriza por distinguir o diferenciar entre dos objetos muy pequeños o muy próximos entre sí. Las mediciones de la resolución espacial se realizan con objetos que tienen un alto contraste (como un fantoma Thor de imágenes) respecto a un fondo uniforme. La resolución espacial suele denominarse resolución de alto

contraste y se mide utilizando un patrón de resolución de barras con un rango de frecuencias espaciales denominada función de transferencia de modulación (MTF). [8] [12]. La MTF expresa la resolución espacial de un sistema de imagen de TC. Una resolución de barra y su interespaciado de igual anchura se denomina par de líneas (pl). El número de pares de líneas por unidad de longitud se denomina frecuencia espacial y para los sistemas de imagen de TC, se expresa en pares de líneas por centímetro (pl/cm) [12] [9].

2.10.2 Resolución de Contraste

Bushong, define la resolución de contraste como la capacidad para distinguir un tejido de partes blandas de otro tejido diferente, es decir la absorción de los rayos X en los tejidos depende del coeficiente de atenuación lineal de los rayos X, este coeficiente está en función de la energía del rayo X y del número atómico del tejido. Durante la tomografía la cantidad de radiación que penetra en el paciente también está determinado por la densidad del cuerpo estudiada, por ello el sistema de imagen de la tomografía es capaz de amplificar estas diferencias en el contraste del tejido o cuerpo del paciente: El intervalo de los números CT de estos tejidos es de aproximadamente de -100, 50 y 1.000 UH, esta escala amplificada de contraste permite a la TC identificar mejor estructuras adyacentes que tienen una composición similar [12].

2.10.3 Ruido

Al estudiar un medio homogéneo como el agua, cada pixel debe tener valor de cero, sin embargo, esto nunca ocurre porque la resolución de contraste del sistema no es perfecta, por tanto, los números de CT pueden promediar cero, pero existe un intervalo de valores mayores o menores de cero, esta variación en los números de CT por encima y por debajo del valor promedio es el ruido del sistema. Bushong, define el ruido como el porcentaje de la desviación estándar de un gran número de pixeles obtenidos de una imagen de un cubo de agua, y va a depender de factores como: kVp y filtración, tamaño de pixel, espesor de sección, eficiencia de los detectores, y la dosis administrada al paciente [12].

2.10.4 Linealidad

El tomógrafo simulador se debe calibrar con frecuencia para que el agua sea constantemente representada por el número de CT = 0 (referencial) y los otros tejidos por sus correspondientes números de CT, la cual se debe corroborar con un fantoma de prueba con insertos de distintitos materiales. Por lo que el trazado del número de CT en función del coeficiente de atenuación lineal debe ser una línea recta que pase por el número de CT igual a 0 para el agua.

2.10.5 Uniformidad

Cuando se obtiene una imagen de un objeto uniforme como un fantoma de agua, cada píxel debe tener el mismo valor porque cada uno de ellos representa precisamente el mismo objeto. Debido a que el sistema de imagen de TC es un mecanismo electrónico y mecánico, esta precisión no es posible de forma constante. El valor de CT para el agua puede variar día a día o incluso de hora en hora. En cualquier momento en el que se obtengan imágenes del fantoma de agua, los valores de píxel deben ser constantes en todas las regiones de la imagen reconstruida. Esta característica se denomina uniformidad espacial.

La uniformidad espacial puede comprobarse mediante programas informáticos que permite la representación de los números de CT al momento de realizar adquisiciones de imágenes en un fantoma con densidades parecidas a tejidos biológicos del cuerpo humano. Si todos los valores del histograma o del gráfico lineal están dentro de las dos desviaciones estándar del valor medio ($\pm 2 \sigma$), se dice que el sistema presenta una uniformidad espacial aceptable.

2.11 Definición de Volúmenes ICRU 83

Las imágenes tridimensionales, la selección y la delineación del GTV (volumen tumoral macroscópico), CTV (volumen tumoral clínico) y OAR (órganos de riesgo) son pasos cruciales en una cadena que empieza con la decisión de tratar al paciente con radioterapia. Debe entenderse que, aunque el GTV, CTV y OAR son conceptos oncológicos o anatómicos y éstas son cruciales en el contorneado para el proceso de planificación. Todos los volúmenes deben ser una representación de la anatomía del paciente en condiciones de tratamiento, con el fin en que en el momento de la evaluación dosimétrica durante el proceso de planificación sean consideradas para el cálculo de dosis [19].

2.11.1 Volumen tumoral macroscópico (GTV)

Es la extensión y localización macroscópica y palpable del tumor en sí, el cual su delimitación es independiente al de la técnica de tratamiento e influenciada solamente por consideraciones anatómicas. Considera el tumor primario (GTV-T), nodos regionales metastásicos (GTV-N), y la metástasis de la enfermedad (GTV-M).

2.11.2 Volumen blanco clínico (CTV)

Delimitación independiente de la técnica de tratamiento e influenciada solamente por consideraciones oncológicas. Tejido que contiene GTV y/o enfermedad microscópica con cierta probabilidad de ocurrencia considerada relevante para tratamiento (probabilidad típica > 5-10%) Basado en experiencia clínica y guiada por recomendaciones publicadas que trasladan regiones de riesgo de diseminación microscópica a límites que son claramente identificables en imágenes de TC o RMN (Resonancia magnética).

2.11.3 Volumen blanco de planificación (PTV)

Concepto geométrico para asegurar la administración de la dosis prescrita al CTV. El margen del PTV tiene en cuenta incertidumbres internas (margen interno a ITV volumen blanco interno) e incertidumbres de configuración (margen de configuración) que depende de la técnica de tratamiento empleada.

2.11.4 Órgano de riesgo (OAR)

Delimitación independiente de la técnica de tratamiento e influenciada solamente por consideraciones anatómicas.

2.11.5 Volumen de planificación del órgano de riesgo (PRV)

De forma parecida al caso del PTV, las incertidumbres y variaciones en la posición de los órganos de riesgo deben temerse en cuenta para evitar complicaciones graves. Es por ese motivo que se añaden márgenes a estos OAR de forma parecida al PTV para generar los volúmenes de planificación de los órganos de riesgo o PRV.

2.11.6 Volumen tratado (TV)

Volumen de tejido dentro de una isodosis específica. A diferencia de los tratamientos 3D convencionales, en los que se utiliza la isodosis de prescripción para determinar el volumen tratado, en tratamientos de IMRT (radioterapia de intensidad modulada) se recomienda utilizar una dosis $D_{98\%}$ para determinar el volumen tratado. Es importante identificar la forma, tamaño y posición del volumen tratado en relación al PTV por varios motivos: uno de ellos es el de proporcionar información para evaluar las causas de posibles recurrencias locales.

2.11.7 Volumen remanente de riesgo (RVR)

Volumen del paciente excluyendo todos los OAR y los CTV delimitados. Es importante en la evaluación de los planes para poder identificar regiones de altas dosis absorbidas dentro del paciente que podrían pasar inadvertidas. También puede resultar útil en la evaluación de los efectos tardíos, como la carcinogénesis.

CAPÍTULO 3

Materiales

Para realizar el presente trabajo se utilizó un tomógrafo simulador de marca Siemens y modelo Somatom Scope, el fantoma Catphan modelo CTP 503 y software Radiant Dicom Viewer. Todos ellos pertenecientes al Instituto Regional de Enfermedades Neoplásicas del Centro. A continuación, se describirán detalladamente cada uno de ellos.

3.1 Tomógrafo Simulador Siemens Somatom Scope

El simulador usado en el servicio de radioterapia es de la marca Siemens modelo Somatom Scope con un conjunto de detectores de 24 filas con 16 cortes de exploración y de 32 cortes de reconstrucción de imágenes, tiene un pórtilo de 70 cm de diámetro con una inclinación de $\pm 30^\circ$, además tiene las siguientes características:

- Colimación: 16 x 0.6 mm
- Tiempo de escaneo: 50 s
- Longitud de escaneo: 705,2 mm
- Tiempo de rotación: 1 s
- Ajuste del tubo: 130 Kv, 80 mAs
- DLP: 624.5 mGy.cm
- CTDIvol: 8.7 mGy
- Dosis efectiva: 0.5 mSv

Figura. 21. Tomógrafo Simulador Siemens Somatom Scope



Fuente: Autor

3.2 Fantoma Catphan 503

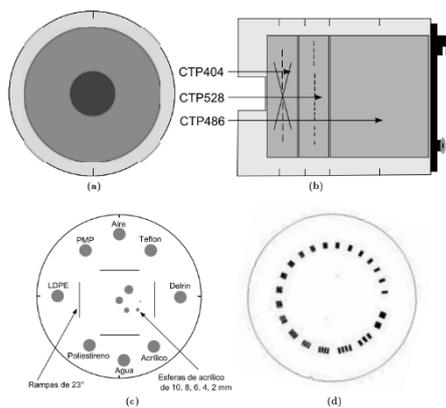
El modelo usado para las pruebas de calidad de imágenes es el Catphan 503, que está conformado por tres módulos CTP 504, CTP 528 y CTO 486, los cuales están diseñados para el análisis de las imágenes obtenidas para pruebas de uniformidad espacial, ruido, numero de TC, entre otras.

El módulo CTP 404, contiene cuatro rampas de alambre con una inclinación de 23° , que permiten la posición del fantoma en plano sagital, coronal y axial, además de ello contiene insertos de densidades electrónicas conocidas, los cuales permite evaluar linealidad de los números CT, además de ello contiene cinco esferas de acrílico para verificar la resolución de bajo contraste.

El módulo CTP 528, es perfecto para analizar el alto contraste espacial, conteniendo 21 pares de línea por centímetro, cada una de ellas tiene un espaciado dados por el fabricante con el que permite determinar la función de transferencia de modulación, y su resultado es una línea que permite comparar cada una que se realice un control de calidad.

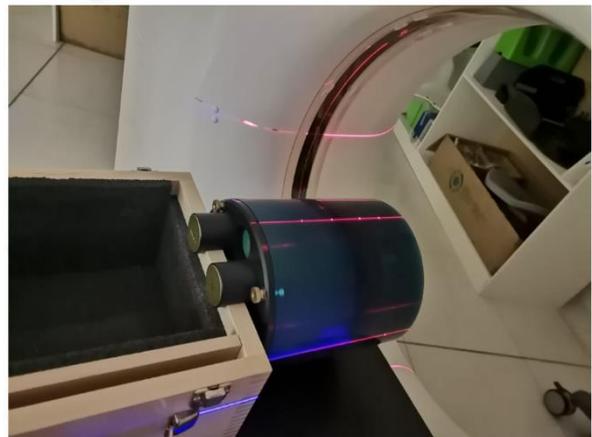
El módulo 486, es donde se puede analizar la uniformidad y el ruido de la imagen

Figura. 22. Fantoma en diferentes vistas para cada módulo descrito



Fuente: Manual Catphan CTP 503 [20]

Figura. 23. Fantoma Catphan modelo CTP 503

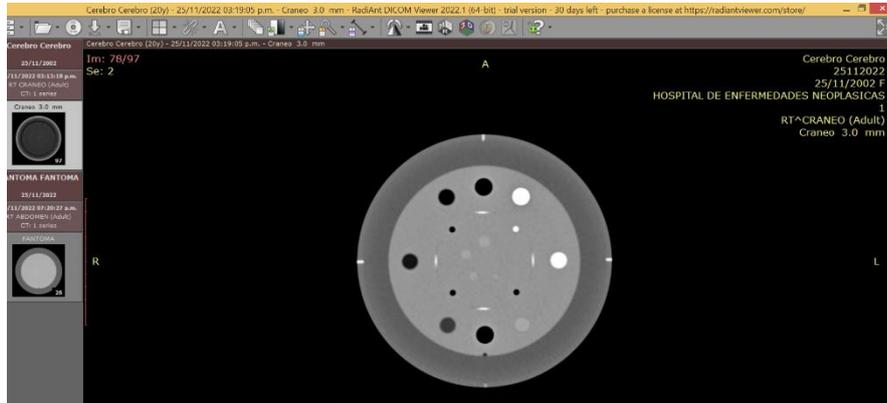


Fuente: Autor

3.3 Software Radiant Dicom Viewer

RadiAnt DICOM Viewer es un software de análisis de imágenes de libre acceso que nos permite utilizar herramientas básicas para la manipulación y medida de las imágenes como son desplazamiento y zoom fluidos, ajustes de brillo y contraste, modo negativo, configuración predeterminada de ventana para Tomografías Computadas (pulmones, huesos, etc.), posibilidad de rotar (90, 180 grados) o girar las imágenes (horizontal y vertical), longitud de segmento, valores de parámetros medios, mínimos y máximos (ej: densidad en Unidades Hounsfield en las tomografías computadas) dentro de círculos/elipses y sus áreas, Valores de herramienta de lápiz para dibujar libremente. Por lo que su uso fue una gran ayuda para el análisis de las imágenes en formato DICOM.

Figura. 24. Software Radiant Dicom Viewer



Fuente: Autor

CAPÍTULO 4

Procedimiento Experimental

4.1 Metodología

En este trabajo de investigación las mediciones se realizaron en un fantoma Catphan CTP 503, para optimizar los parámetros de exploración y así mismo obtener protocolos de mejora de calidad de imagen, esta optimización se realizó con un tomógrafo simulador de la marca Siemens modelo Somatom Scope. Para ello se analizaron en la manera posible estudio de cerebro; con el fin de optimizarlos a través de sus parámetros técnicos como lo es el kilovoltaje, miliamperaje, el modo automático (CareDose) y forma de adquisición, parámetros necesarios que fueron los que se tomaron en cuenta para la optimización, dichas imágenes optimizadas pudieron ser comparadas con los protocolos estandarizados dados por el equipo, evaluando sus relaciones de bajo contraste, uniformidad de imagen, ruido de imagen, relación señal ruido y relación contraste ruido; cabe mencionar que para este estudio nos centramos en un protocolo de cerebro con el fin de aumentar la precisión de la identificación del volumen tumoral en la radioterapia cerebral.

Para cada ajuste de parámetros pertenecientes a un protocolo de imagen realizado se halló las siguientes relaciones:

- **Relación Contraste Ruido (CNR):** Para poder lograr la medición se trabajó en la sección 404 del Catphan, en los cuales se tomará los valores medios de pixel y la desviación estándar de cuatro objetivos (PMP, LDPE, Acrílico y teflón) con ROI's de aproximadamente 0.5 cm de radio, los mismos tamaños de ROI's se utilizarán para las mediciones de cada material fuera del objetivo y tener la señal de fondo. Se usará la siguiente ecuación:

$$CNR = \frac{|\overline{HU}_{objetivo} - \overline{HU}_{fondo}|}{\sqrt{\sigma_{objetivo}^2 + \sigma_{fondo}^2}} \quad (28)$$

- **Visibilidad de bajo contraste:** También se puede tener estos valores usando la sección 404 del fantoma Catphan, para este caso se tomó los valores nominales de dos objetivos LDPE (aprox.100UH, según manual) y poliestireno (aprox.35 UH según manual), usando la siguiente ecuación:

$$LCV = \frac{|\overline{HU}_{LDPE} - \overline{HU}_{PS}|}{\sqrt{\sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{PS}^2}} \quad (29)$$

- **Relación señal ruido:** Se obtuvo usando la sección de 486 del fantoma Catphan, en el cual se analizará los valores medios de pixel y desviación estándar de cinco regiones de interés de aproximadamente 1 cm de radio, usando la siguiente ecuación:

$$SNR = \frac{UH_{ponderado}}{\sigma_{ponderado}} \quad (30)$$

Con:

$$UH_{ponderado} = \frac{\sum_{i=1}^5 (UH_i / \sigma_i^2)}{\sum_{i=1}^5 (1 / \sigma_i^2)} \quad (31)$$

$$\sigma_{ponderado} = \frac{1 / \sigma_i}{\sum_{i=1}^5 (1 / \sigma_i^2)} \quad (32)$$

Donde UH_i representa el valor de pixel promedio para un ROI y σ_i dado a la desviación estándar.

- **Ruido:** Se puede analizar trabajando con los datos del ítem anterior, en ese caso los resultados se darán en porcentaje (%), sabiendo que para obtener el resultado se divide la desviación típica por la diferencia entre el número CT del agua y el del aire, multiplicando por 100 para expresarse en porcentaje

$$Nivel\ de\ ruido\ (\%) = \frac{\sigma * 100}{1000} \quad (33)$$

- Uniformidad de imagen:

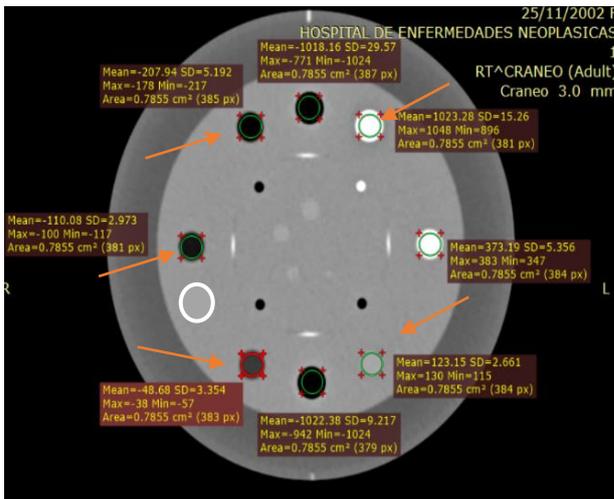
$$UI = 100 * \frac{UH_{periferia} - UH_{centro}}{UH_{centro} + 1000} \quad (34)$$

Donde $UH_{periferia}$, es la media de los valores de pixel dentro de los ROI periféricos, mientras que el UH_{centro} es el promedio de los valores de pixel dentro del ROI central.

Se debe tener en cuenta que para realizar el análisis de las relaciones mencionadas en el fantoma Catphan se considera las siguientes secciones:

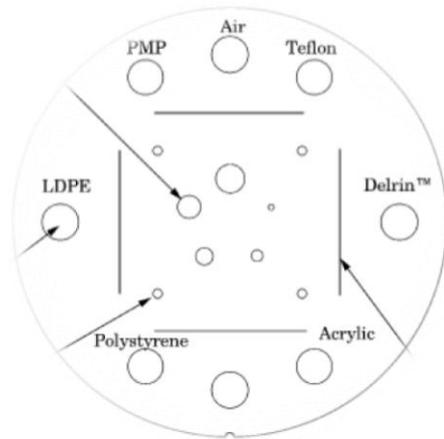
- En la sección del módulo CTP 404, podemos realizar el análisis de Relación Contraste Ruido (CNR) y la relación Visibilidad de bajo contraste (LCV)

Figura. 25. Imagen de CT



Fuente: Autor

Figura. 26. Sección CTP 404 módulo Catphan

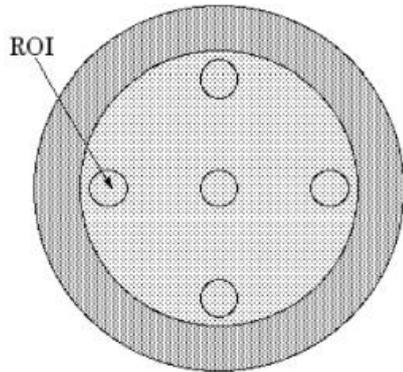


Fuente: Manual Catphan CTP 503

Como se puede apreciar en la figura 25, las flechas de color naranja que apuntan a los materiales LDPE, PMP, poliestireno, acrílico y teflón son los analizados para hallar el CNR y LCV, el ROI de color blanco bordeado se considera como el dato del fondo, la cual estará analizado en cada posición junto al tipo de material.

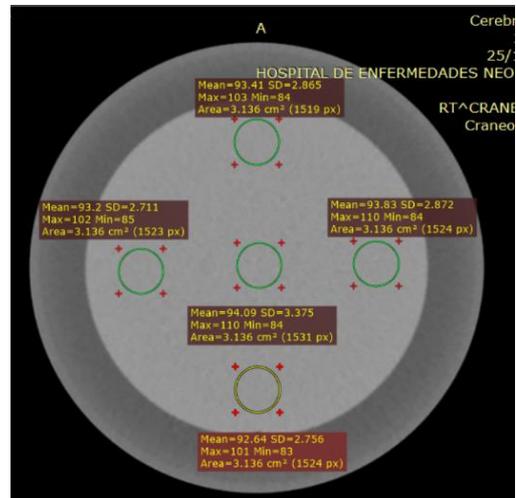
- En la sección del módulo CTP 486, podemos realizar el análisis de la Relación Señal Ruido (SNR), Ruido y Uniformidad de imagen.

Figura. 27. Sección del módulo CTP 486



Fuente: Manual Catphan CTP

Figura. 28. Imagen módulo CTP 486 en TC



Fuente: Autor

Como se puede apreciar en la Figura.28, el análisis de los 5 ROI's se realizará de dicha forma partiendo desde el centro hacia la parte superior y luego en sentido contrario, este análisis se realiza para cada protocolo creado.

4.2 Parte Experimental

Para realizar las mediciones se hicieron una serie de adquisiciones de imágenes con tres distintos kilovoltajes que proporciona el tomógrafo simulador Siemens Somatom Scope, de los cuales la primera adquisición corresponde a un protocolo estándar para estudios de Cerebro, los cuales se darán detalle en la Tabla 2. Cabe recalcar que el sistema de control automáticos de exposición (Care Dose 4D) solo se utilizó en imágenes estándar para posteriormente apagarse para las siguientes adquisiciones de imágenes.

Tabla 2. Parámetros de adquisición para diferentes protocolos utilizados

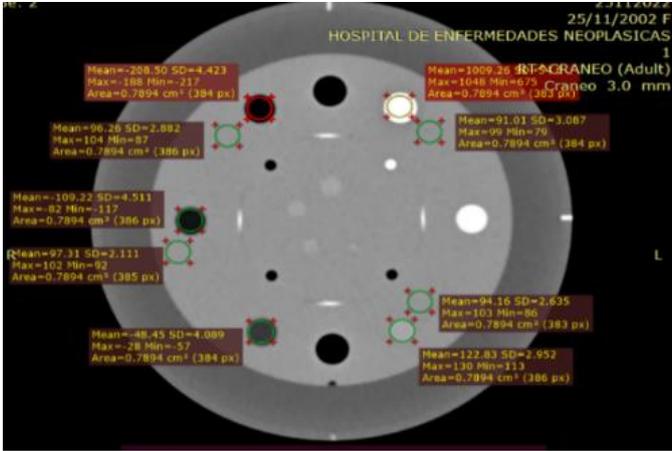
<i>Protocolos</i>	kV	mA	Modo	CareDose4D	CTDIvol(mGy)	DLP (mGy.cm)	Dosis efectiva (mSv)
<i>Estándar(0)</i>	130	143	helicoidal	on	55.56	1068	2.46
<i>1</i>	130	121	helicoidal	off	47.01	1069	2.46
<i>2</i>	130	149	helicoidal	off	57.89	1264	2.91
<i>3</i>	130	83	helicoidal	off	32.25	770	1.77
<i>4</i>	110	143	helicoidal	off	38.08	923	2.12
<i>5</i>	110	165	helicoidal	off	43.93	1012	2.33
<i>6</i>	80	220	helicoidal	off	26.14	571	1.31
<i>7</i>	80	192	helicoidal	off	22.81	477	1.10
<i>Estándar (A)</i>	130	177	axial	on	78.51	1809	4.16
<i>B</i>	130	200	axial	off	85.80	1977	4.55
<i>C</i>	110	150	axial	off	44.10	1016	2.34
<i>D</i>	110	200	axial	off	58.80	1242	2.86
<i>E</i>	80	150	axial	off	19.02	438.31	1.01

Fuente: Autor

Ahora se analizará las mediciones correspondientes para cada protocolo de imagen, siguiendo las recomendaciones descritas en la parte de metodología:

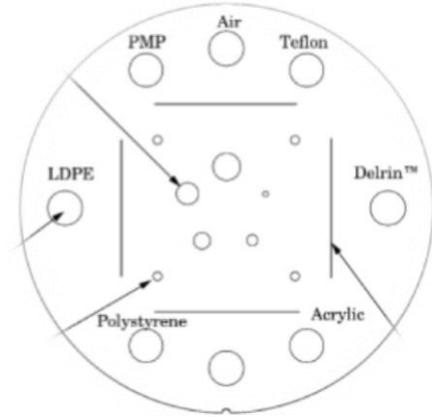
- Protocolos Estándar (0 – A)

Figura. 29. Mediciones en protocolo estándar (0), 130 kV y 143 mA



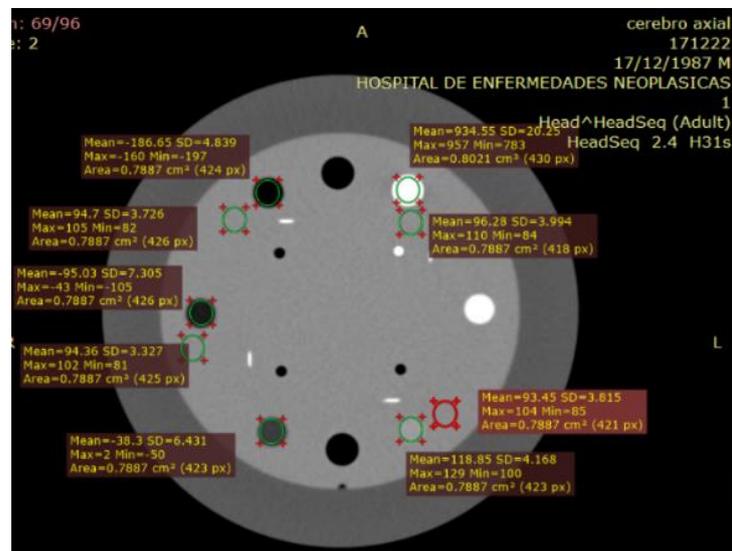
Fuente: Autor

Figura. 30. Módulo 404 fantoma Catphan



Fuente: Manual Catphan CTP 503

Figura. 31. Mediciones en Protocolo estándar (A)



Fuente: Autor

Tabla 3. Análisis de valores medios de pixel (VMP) y SD para protocolo estándar (0)

<i>Imagen</i>		PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
		target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
<i>Helicoidal</i>	Mean	-208.50	96.26	1009.26	91.01	122.83	94.16	-109.22	97.31
	UH								
	SD	4.423	2.882	54.6	3.087	2.952	2.635	4.511	2.111
<i>Axial</i>	Mean	-186.65	94.7	934.55	96.28	118.85	93.45	-95.03	94.36
	UH								
	SD	4.839	3.726	20.25	3.994	4.168	3.815	7.305	3.327

Fuente: Autor

- Haciendo uso de la ecuación (28), para obtener la relación contraste – ruido, tenemos que:

- **Para PMP:**

$$\text{Protocolo (0): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|-208.50 - 96.26|}{\sqrt{4.423^2 + 2.882^2}} = 57.73$$

$$\text{Protocolo (A): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|-186.65 - 94.7|}{\sqrt{4.839^2 + 3.726^2}} = 46.07$$

- **Para Teflón:**

$$\text{Protocolo (0): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|1009.26 - 91.01|}{\sqrt{54.6^2 + 3.087^2}} = 16.79$$

$$\text{Protocolo (A): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|934.55 - 96.28|}{\sqrt{20.25^2 + 3.994^2}} = 40.61$$

- **Para Acrílico:**

$$\text{Protocolo (0): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|122.83 - 94.16|}{\sqrt{2.952^2 + 2.635^2}} = 7.25$$

$$\text{Protocolo (A): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|118.85 - 93.45|}{\sqrt{4.168^2 + 3.815^2}} = 4.50$$

- Para LDPE:

$$\text{Protocolo (0): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|-109.22 - 97.31|}{\sqrt{4.511^2 + 2.111^2}} = 41.47$$

$$\text{Protocolo (A): } CNR = \frac{|\overline{HU}_{\text{objetivo}} - \overline{HU}_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} = \frac{|-95.03 - 94.36|}{\sqrt{7.305^2 + 3.327^2}} = 23.60$$

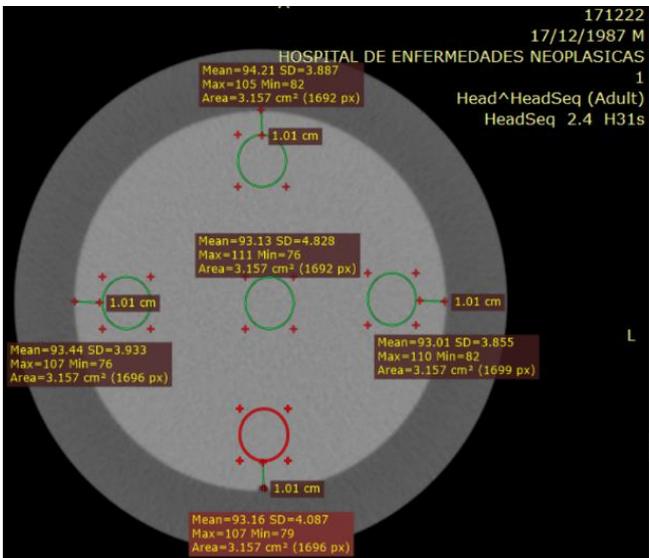
- Haciendo uso de la ecuación (29), de visibilidad de bajo contraste:

$$\text{Protocolo (0): } LCV = \frac{|\overline{HU}_{LDPE} - \overline{HU}_{PS}|}{\sqrt{\sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{PS}^2}} = \frac{|-100 - (-35)|}{\sqrt{4.511^2 + 4.089^2}} = 10.68$$

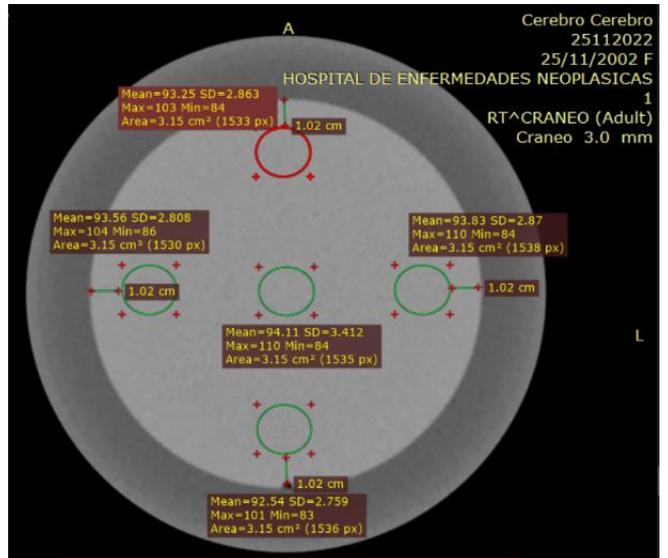
$$\text{Protocolo (A): } LCV = \frac{|\overline{HU}_{LDPE} - \overline{HU}_{PS}|}{\sqrt{\sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{PS}^2}} = \frac{|-100 - (-35)|}{\sqrt{7.305^2 + 6.431^2}} = 6.68$$

Figura. 32. Medida de VMP y SD en protocolo estándar (A)

Figura. 33. Medida de VMP y SD en protocolo Estándar (0)



Fuente: Autor



Fuente: Autor

Cada ROI's fue plasmado en la imagen en sentido horario, comenzando con el roí central, siendo L1 (arriba), L2 (derecha), L3 (abajo), L4 (izquierda), en corte axial.

Tabla 4. Valores medio de pixel y desviación estándar en Protocolo (0) y (A)

Protocolo Estándar		Centro	L1	L2	L3	L4
Helicoidal	VMP (valores medios de pixel)	94.11	93.25	93.83	92.54	93.56
	SD (desviación estándar)	3.412	2.863	2.87	2.759	2.808
Axial	VMP (valores medios de pixel)	93.13	94.21	93.01	93.16	93.44
	SD (desviación estándar)	4.828	3.887	3.855	4.087	3.933

Fuente: Autor

- Hallando la relación señal – ruido (SNR), usamos la ecuación (30):

$$\text{Protocolo (0): } SNR = \frac{UH_{ponderado}}{\sigma_{ponderado}} = \frac{93.46}{2.94} = 31.79$$

$$\text{Protocolo (A): } SNR = \frac{UH_{ponderado}}{\sigma_{ponderado}} = \frac{93.39}{4.12} = 22.67$$

- Hallando el nivel de ruido, usamos la ecuación (31):

$$\text{Protocolo (0): Nivel de ruido (\%)} = \frac{\sigma * 100}{1000} = \frac{3.412 * 100}{1000} = 0.34\%$$

$$\text{Protocolo (A): Nivel de ruido (\%)} = \frac{\sigma * 100}{1000} = \frac{4.828 * 100}{1000} = 0.483\%$$

- Se procederá hallar el índice de uniformidad, usando la ecuación (32):

$$\text{Protocolo (0): } UI = 100 * \frac{UH_{periferia} - UH_{centro}}{UH_{centro} + 1000} = 100 * \frac{93.29 - 94.11}{94.11 + 1000} = -0.07$$

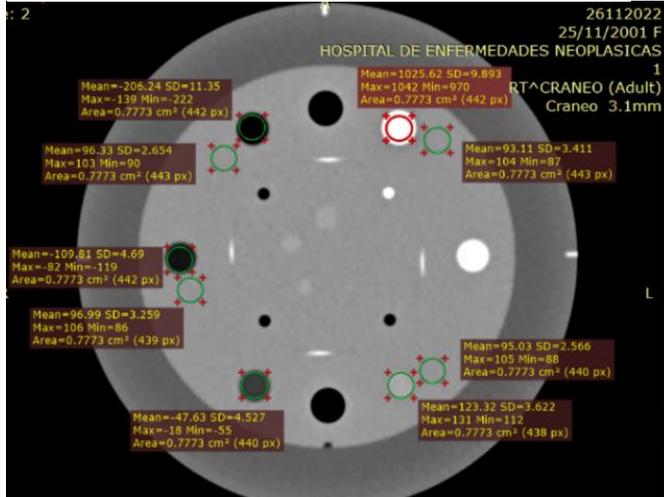
$$\text{Protocolo (A): } UI = 100 * \frac{UH_{periferia} - UH_{centro}}{UH_{centro} + 1000} = 100 * \frac{93.46 - 93.13}{93.13 + 1000} = -0.03$$

De igual manera se hará el mismo procedimiento de análisis para el resto de protocolos, para posteriormente unificar todos los resultados en un solo cuadro resumen.

- Protocolo (1)

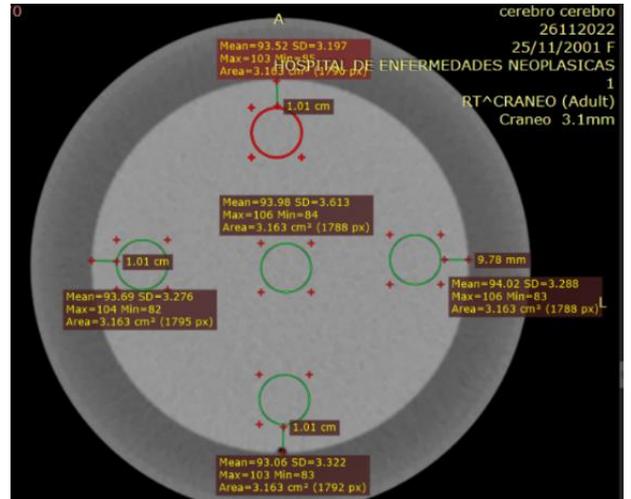
Se procederá analizar la imagen del protocolo mencionado como en el caso anterior

Figura. 34. Análisis para la relación contraste ruido en Protocolo (1) 130 kV y 121 mA



Fuente: Autor

Figura. 35. Análisis para medida de VMP y SD en Protocolo (1)



Fuente: Autor

Tabla 5. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar del Protocolo (1)

Protocolo (1)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	93.98	93.52	94.01	93.06	93.69
SD (desviación estándar)	3.613	3.197	3.288	3.322	3.276

Fuente: Autor

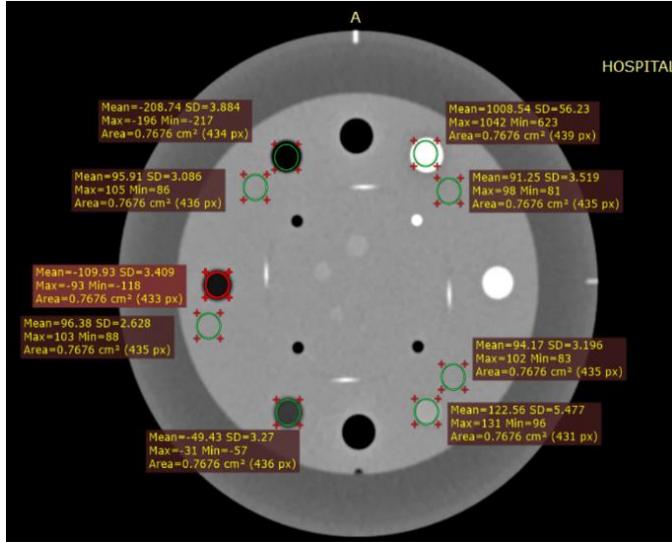
Tabla 6. Datos obtenidos de VMP y SD en protocolo (1)

Protocolo (1)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-206.24	96.33	1025.62	93.11	123.32	95.03	-109.81	96.99
SD	11.35	2.654	9.893	3.411	3.622	2.566	4.69	3.259

Fuente: Autor

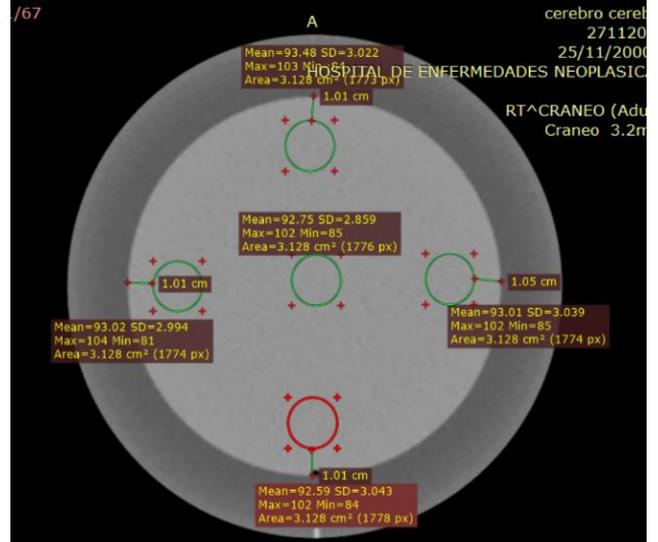
- Protocolo (2):

Figura. 36. Análisis de ROI's en Protocolo (2) 130 kV y 140 mA



Fuente: Autor

Figura. 37. Obtención de VMP y SD en Protocolo (2)



Fuente: Autor

Tabla 7. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (2)

Protocolo (2)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-208.74	95.91	1008.54	91.25	122.56	94.17	-109.93	96.38
SD	3.884	3.086	56.23	3.519	5.477	3.196	3.409	2.628

Fuente: Autor

Tabla 8. Análisis de VMP y SD en protocolo (2)

Protocolo (2)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	92.75	93.48	93.01	92.59	93.02
SD (desviación estándar)	2.859	3.022	3.039	3.043	2.994

Fuente: Autor

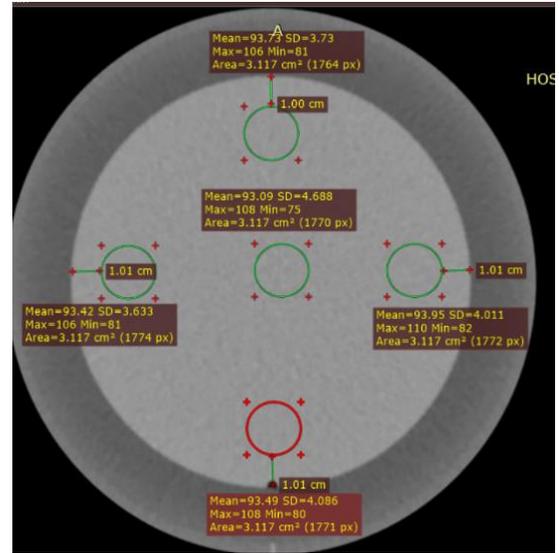
- Protocolo (3):

Figura. 38. Análisis de ROI's en Protocolo (3) 130kV y 83 mA



Fuente: Autor

Figura. 39. Análisis de VMP y SD en Protocolo (3)



Fuente: Autor

Tabla 9. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (3)

Protocolo (3)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-209.46	98.24	1026.90	91.56	122.47	93.72	-110.29	97.29
SD	5.068	3.987	8.389	2.842	2.862	2.948	5.67	3.39

Fuente: Autor

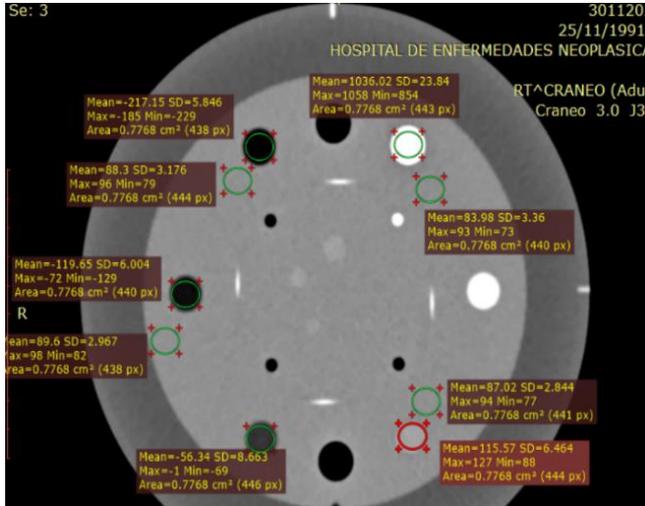
Tabla 10. Análisis de VMP y SD en Protocolo (3) en cinco ROI's

Protocolo (3)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	93.09	93.73	93.95	93.49	93.42
SD (desviación estándar)	4.688	3.73	4.011	4.086	3.633

Fuente: Autor

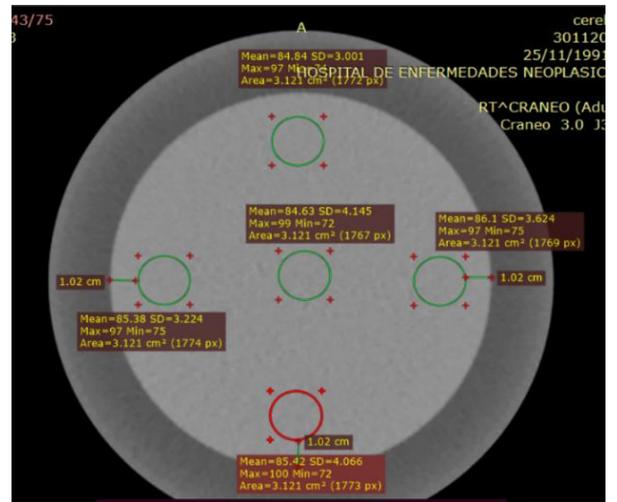
- Protocolo (4):

Figura. 40. Análisis de ROI's en Protocolo (4), 110 kV y 143 mA



Fuente: Autor

Figura. 41. Análisis de VMP y SD en Protocolo (4)



Fuente: Autor

Tabla 11. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (4)

Protocolo (4)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-217.15	88.3	1036.02	83.98	115.57	87.02	-119.65	89.6
SD	5.846	3.176	23.84	3.36	6.464	2.844	6.004	2.967

Fuente: Autor

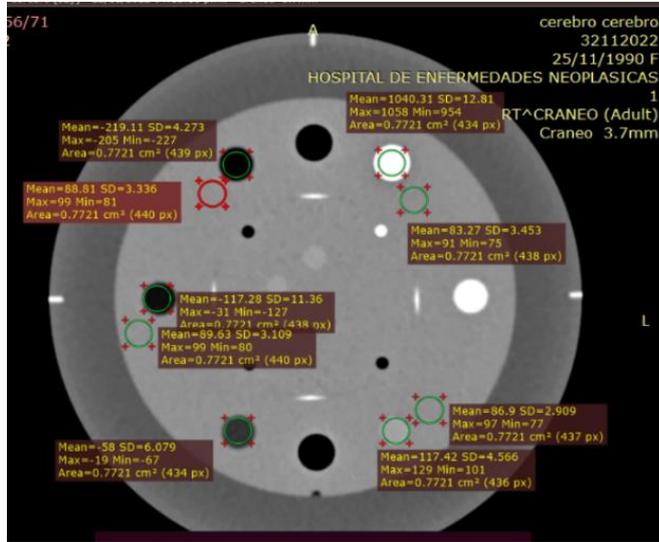
Tabla 12. Análisis de VMP y SD en Protocolo (4) en cinco ROI's

Protocolo (4)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	84.63	84.84	86.1	85.42	85.38
SD (desviación estándar)	4.165	3.001	3.624	4.066	3.224

Fuente: Autor

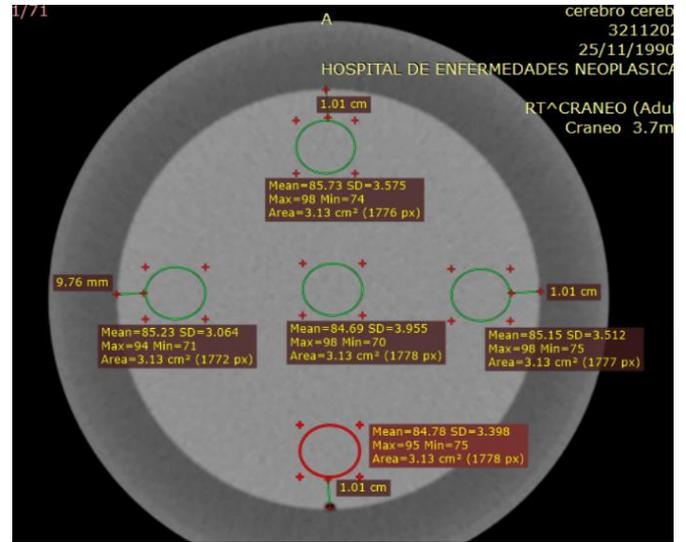
- Protocolo (5):

Figura.42. Análisis de ROI's en Protocolo (5), 110 kV y 165 mA



Fuente: Autor

Figura. 43. Análisis de VMP y SD en Protocolo (5)



Fuente: Autor

Tabla 13. Análisis de valores medios de pixel y valores estándar en Protocolo (5)

Protocolo (5)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-219.11	88.81	1040.31	83.27	117.42	86.9	-117.07	89.63
SD	4.273	3.336	12.81	3.453	4.566	2.909	11.36	3.109

Fuente: Autor

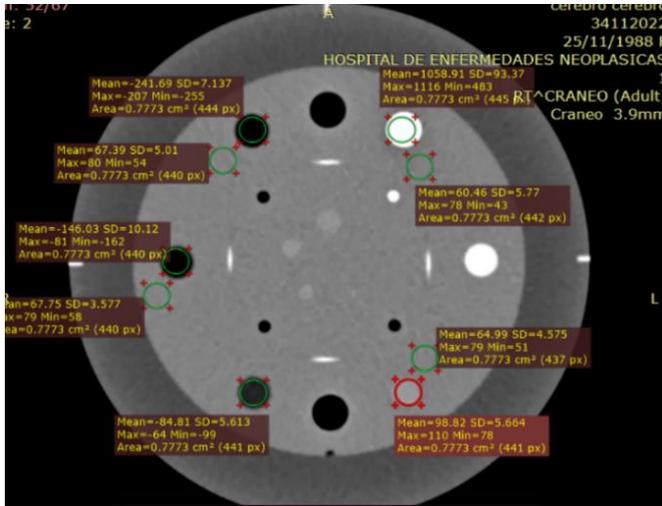
Tabla 14. Análisis de VMP y SD en Protocolo (5) en cinco ROI's

Protocolo (5)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	84.69	85.73	85.15	84.78	85.23
SD (desviación estándar)	3.955	3.575	3.512	3.398	3.064

Fuente: Autor

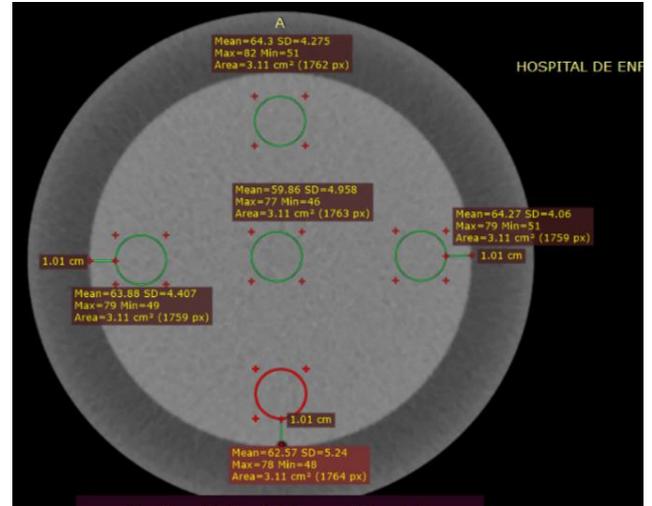
- Protocolo (6):

Figura. 44. Análisis de ROI's en Protocolo (6), 80 kV y 220 mA



Fuente: Autor

Figura. 45. Análisis de VMP y SD en Protocolo (6)



Fuente: Autor

Tabla 15. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (6)

Protocolo (6)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-241.69	67.39	1058.91	60.46	98.82	64.99	-146.03	67.75
SD	7.137	5.01	93.37	5.77	5.664	4.575	10.12	3.577

Fuente: Autor

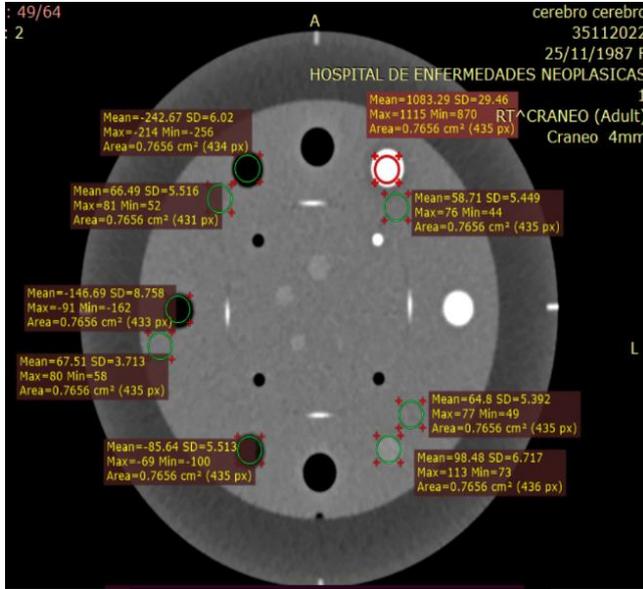
Tabla 16. Análisis de VMP y SD en Protocolo (6) en cinco ROI's

Protocolo (6)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	59.86	64.3	64.27	62.57	63.88
SD (desviación estándar)	4.958	4.275	4.06	5.24	4.407

Fuente: Autor

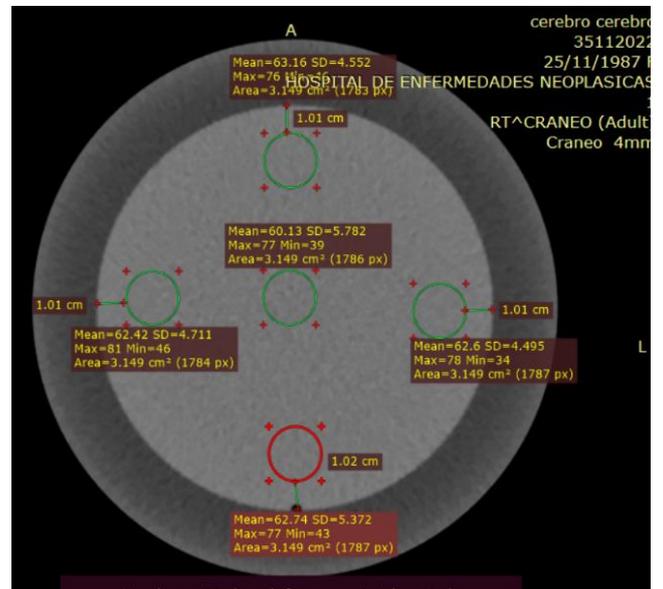
- Protocolo (7):

Figura 46. Análisis de ROI's en Protocolo (7), 80 kV y 192 mA



Fuente: Autor

Figura 47. Análisis de VMP y SD en Protocolo (7)



Fuente: Autor

Tabla 17. Análisis de Valores Medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (7)

Protocolo (7)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-242.67	66.49	1083.29	58.71	98.48	64.80	-146.69	67.51
SD	6.02	5.516	29.46	5.449	6.717	5.392	8.758	3.713

Fuente: Autor

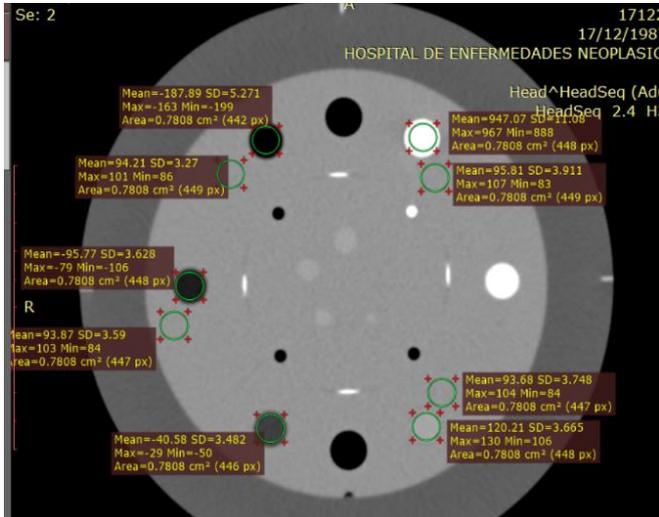
Tabla 18. Análisis de VMP y SD en Protocolo (7) en cinco ROI's

Protocolo (7)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	60.13	63.16	62.60	62.74	62.42
SD (desviación estándar)	5.782	4.552	4.495	5.372	4.711

Fuente: Autor

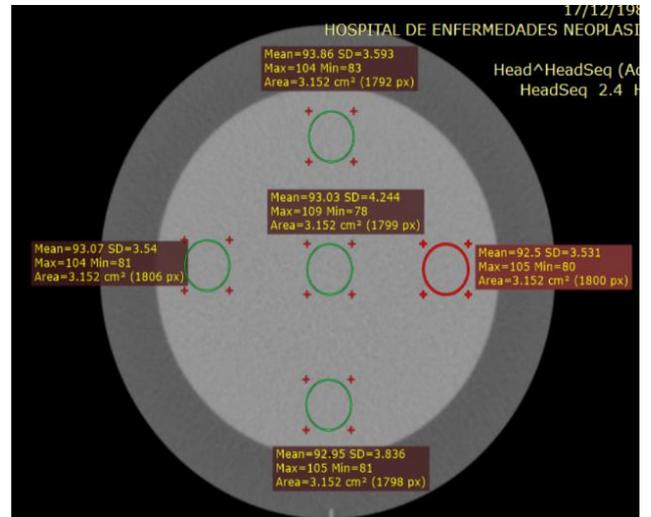
- Protocolo (B):

Figura 48. Análisis de Protocolo (B) 130 kV y 200 mA



Fuente: Autor

Figura 49. Análisis de VMP y SD en protocolo (B)



Fuente: Autor

Tabla 19. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (B)

Protocolo (B)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-187.89	94.21	947.07	95.81	120.21	93.68	-95.77	93.87
SD	5.271	3.27	11.08	3.911	3.665	3.748	3.628	3.59

Fuente: Autor

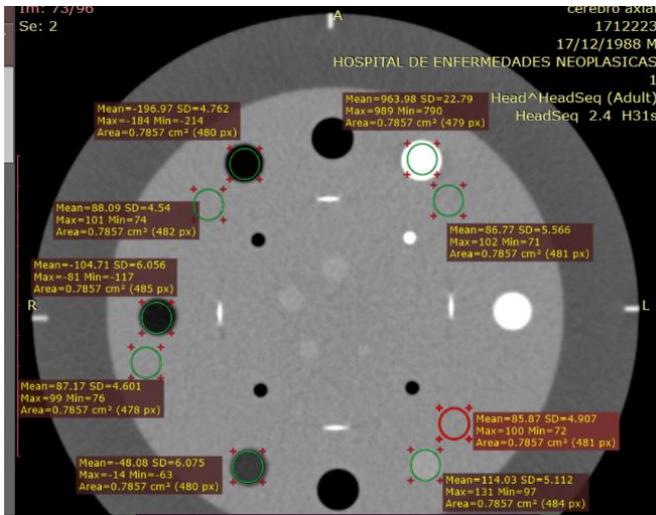
Tabla 20. Análisis de VMP y SD en Protocolo (B) en cinco ROI's

Protocolo (B)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	93.03	93.86	92.5	92.95	93.07
SD (desviación estándar)	4.244	3.593	3.531	3.836	3.54

Fuente: Autor

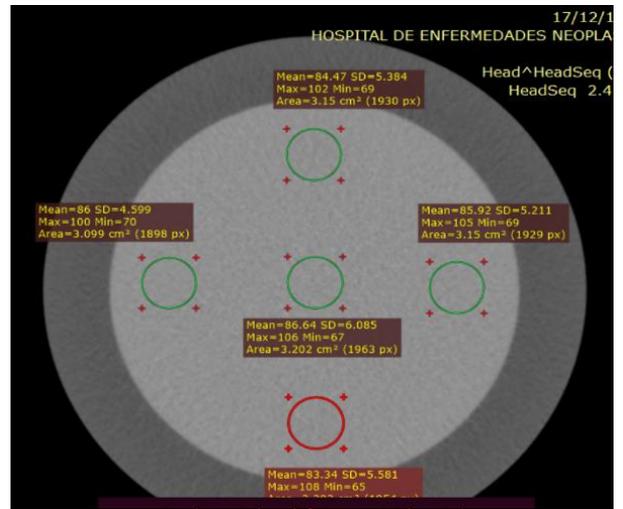
- Protocolo (C):

Figura. 50. Análisis de Protocolo (C) 110 kV y 150 mA



Fuente: Autor

Figura. 51. Análisis de VMP y SD en protocolo (C)



Fuente: Autor

Tabla 21. Análisis de valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (C)

Protocolo (C)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-196.97	88.09	963.98	86.77	114.03	85.87	-104.71	87.17
SD	4.762	4.54	22.79	5.566	5.112	4.907	6.056	4.601

Fuente: Autor

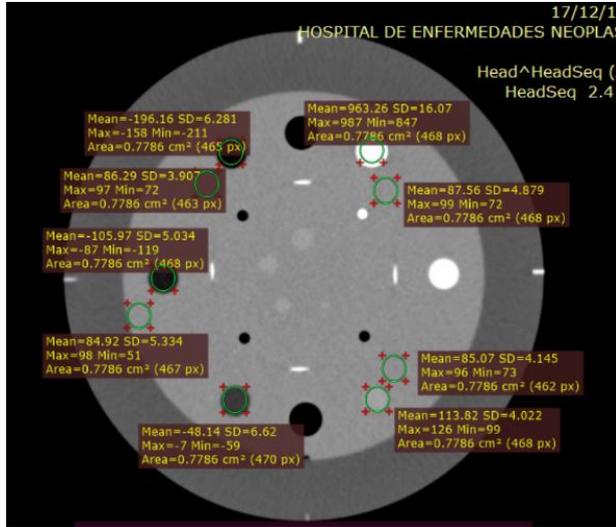
Tabla 22. Análisis de VMP y SD en Protocolo (C) en cinco ROI's

Protocolo (C)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	86.64	84.47	85.92	83.34	86
SD (desviación estándar)	6.085	5.384	5.211	5.581	4.599

Fuente: Autor

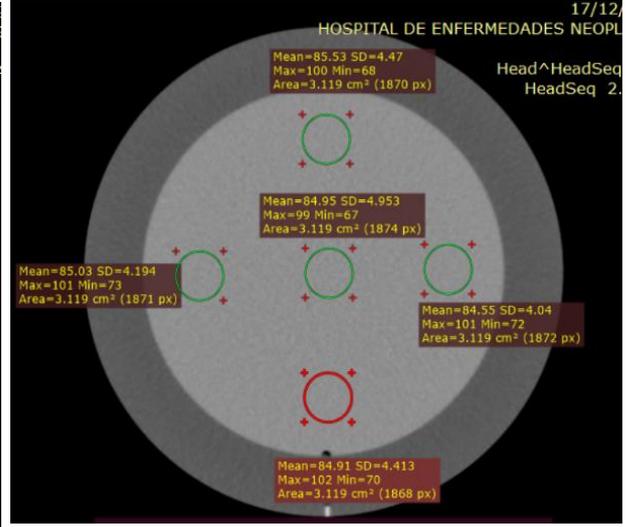
- Protocolo (D):

Figura. 52. Análisis de Protocolo (D) 110 Kv y 200 mA



Fuente: Autor

Figura. 53. Análisis de VMP y SD en Protocolo (D)



Fuente: Autor

Tabla 23. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (D)

Protocolo (D)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-196.16	86.29	963.26	87.56	113.82	85.07	-105.97	84.92
SD	6.281	3.907	16.07	4.879	4.022	4.145	5.034	5.334

Fuente: Autor

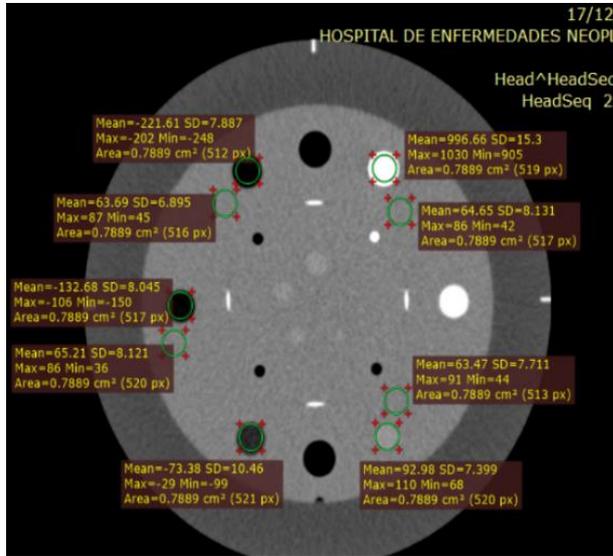
Tabla 24. Análisis de VMP y SD en Protocolo (D) en cinco ROI's

Protocolo (D)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	84.95	85.53	84.55	84.91	85.03
SD (desviación estándar)	4.953	4.47	4.04	4.413	4.194

Fuente: Autor

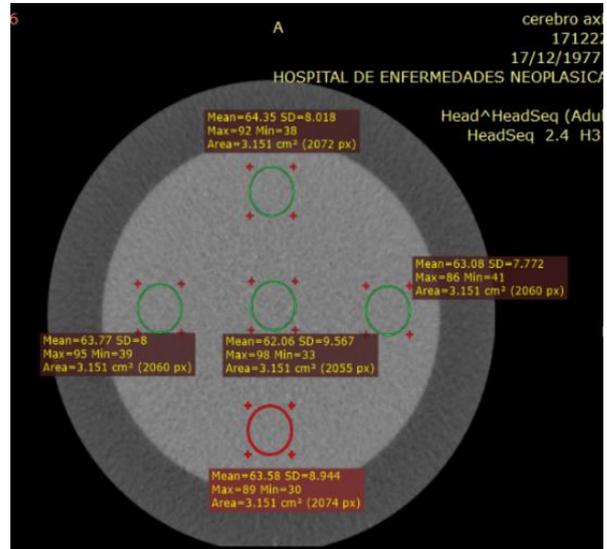
- Protocolo (E):

Figura. 54. Análisis de Protocolo (E) 80 Kv Y 150 mA



Fuente: Autor

Figura. 55. Análisis de VMP y SD en protocolo E



Fuente: Autor

Tabla 25. Análisis de Valores medios de pixel y desviación estándar en Protocolo (E)

Protocolo (E)	PMP		Teflón		Acrílico		LDPE	
	target	fondo	target	fondo	target	fondo	target	Fondo
Mean HU	-221.61	63.69	996.66	64.65	92.98	63.47	-132.68	65.21
SD	7.887	6.895	15.3	8.131	7.399	7.711	8.245	8.121

Fuente: Autor

Tabla 26. Análisis de VMP y SD en protocolo (E) en cinco ROI's

Protocolo (E)	Centro	L1	L2	L3	L4
VMP (valores medios de pixel)	62.06	64.35	63.08	63.58	63.77
SD (desviación estándar)	9.567	8.018	7.772	8.944	8

Fuente: Autor

Se calcularon las incertidumbres de las mediciones considerando la de tipo A ya que en este estudio realizado se utilizaron ROI's para analizar cada protocolo en las calidades de imagen, para ello usaremos la siguiente ecuación que se aplicará para las medidas de incertidumbre:

$$\sigma_{total}^2 = \sigma_{objetivo}^2 + \sigma_{fondo}^2 \quad (35)$$

*Para relación contraste Ruido (CNR):

-PMP:

$$Protocolo (0): \sigma_{CNR,PMP}^2 = \sigma_{PMP}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 4.423^2 + 2.882^2$$

$$\sigma_{CNR,PMP} = \sqrt{19.563 + 8.306} = \pm 5.279$$

$$Protocolo (A): \sigma_{CNR,PMP}^2 = \sigma_{PMP}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 4.839^2 + 3.726^2$$

$$\sigma_{CNR,PMP} = \sqrt{23.416 + 13.883} = \pm 6.107$$

$$Protocolo (1): \sigma_{CNR,PMP}^2 = \sigma_{PMP}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 11.35^2 + 2.654^2$$

$$\sigma_{CNR,PMP} = \sqrt{128.822 + 7.044} = \pm 11.656$$

$$Protocolo (2): \sigma_{CNR,PMP}^2 = \sigma_{PMP}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 3.884^2 + 3.086^2$$

$$\sigma_{CNR,PMP} = \sqrt{15.085 + 9.523} = \pm 4.960$$

-Teflón:

$$Protocolo (0): \sigma_{CNR,teflon}^2 = \sigma_{teflon}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 54.6^2 + 3.087^2$$

$$\sigma_{CNR,teflon} = \sqrt{2981.16 + 9.530} = \pm 54.687$$

$$Protocolo (A): \sigma_{CNR,teflon}^2 = \sigma_{teflon}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 20.25^2 + 3.994^2$$

$$\sigma_{CNR,teflon} = \sqrt{410.063 + 192.738} = \pm 24.552$$

$$Protocolo (1): \sigma_{CNR,teflon}^2 = \sigma_{teflon}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 9.893^2 + 3.411^2$$

$$\sigma_{CNR,teflon} = \sqrt{87.978 + 11.635} = \pm 9.981$$

$$\text{Protocolo (2): } \sigma_{CNR,teflon}^2 = \sigma_{teflon}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 56.23^2 + 3.519^2$$

$$\sigma_{CNR,teflon} = \sqrt{3161.813 + 12.383} = \pm 56.340$$

-Acrílico:

$$\text{Protocolo (0): } \sigma_{CNR,acrílico}^2 = \sigma_{acrílico}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 2.952^2 + 2.635^2$$

$$\sigma_{CNR,acrílico} = \sqrt{8.714 + 6.943} = \pm 3.957$$

$$\text{Protocolo (A): } \sigma_{CNR,acrílico}^2 = \sigma_{acrílico}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 4.168^2 + 3.815^2$$

$$\sigma_{CNR,acrílico} = \sqrt{17.372 + 14.554} = \pm 5.650$$

$$\text{Protocolo (1): } \sigma_{CNR,acrílico}^2 = \sigma_{acrílico}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 3.622^2 + 2.566^2$$

$$\sigma_{CNR,acrílico} = \sqrt{13.119 + 6.584} = \pm 4.439$$

$$\text{Protocolo (2): } \sigma_{CNR,acrílico}^2 = \sigma_{acrílico}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 5.477^2 + 3.196^2$$

$$\sigma_{CNR,acrílico} = \sqrt{29.998 + 10.214} = \pm 6.341$$

-LDPE:

$$\text{Protocolo (0): } \sigma_{CNR,LDPE}^2 = \sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 4.511^2 + 2.111^2$$

$$\sigma_{CNR,LDPE} = \sqrt{20.350 + 4.456} = \pm 4.980$$

$$\text{Protocolo (A): } \sigma_{CNR,LDPE}^2 = \sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 7.305^2 + 3.327^2$$

$$\sigma_{CNR,LDPE} = \sqrt{53.363 + 11.069} = \pm 8.027$$

$$\text{Protocolo (1): } \sigma_{CNR,LDPE}^2 = \sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 4.69^2 + 3.259^2$$

$$\sigma_{CNR,acrílico} = \sqrt{21.996 + 10.621} = \pm 5.711$$

$$\text{Protocolo (2): } \sigma_{CNR,LDPE}^2 = \sigma_{LDPE}^2 + \sigma_{fondo}^2 = 3.408^2 + 2.628^2$$

$$\sigma_{CNR,acrílico} = \sqrt{11.614 + 6.906} = \pm 4.303$$

- Para la relación de visibilidad de bajo contraste (LCV):

$$\text{Protocolo (0): } \sigma_{LCV}^2 = \sigma_{LPDE}^2 + \sigma_{poliestireno}^2 = 4.511^2 + 4.089^2$$

$$\sigma_{LCV} = \sqrt{20.349 + 16.720} = \pm 6.088$$

$$\text{Protocolo (A): } \sigma_{LCV}^2 = \sigma_{LPDE}^2 + \sigma_{poliestireno}^2 = 7.305^2 + 6.431^2$$

$$\sigma_{LCV} = \sqrt{53.363 + 41.358} = \pm 9.732$$

$$\text{Protocolo (1): } \sigma_{LCV}^2 = \sigma_{LPDE}^2 + \sigma_{poliestireno}^2 = 4.69^2 + 4.527^2$$

$$\sigma_{LCV} = \sqrt{21.996 + 20.493} = \pm 6.518$$

$$\text{Protocolo (2): } \sigma_{LCV}^2 = \sigma_{LPDE}^2 + \sigma_{poliestireno}^2 = 3.409^2 + 3.27^2$$

$$\sigma_{LCV} = \sqrt{11.621 + 10.693} = \pm 4.724$$

- Para la relación señal – ruido (SNR) e índice de uniformidad la incertidumbre será:

$$\sigma_{UH} = \frac{\sigma_{promedio}}{\sqrt{\#medidas}}$$

$$\text{Protocolo (0): } \sigma_{UH} = \frac{2.94}{\sqrt{5}} = \pm 1.312$$

$$\text{Protocolo (A): } \sigma_{UH} = \frac{4.12}{\sqrt{5}} = \pm 1.843$$

$$\text{Protocolo (1): } \sigma_{UH} = \frac{3.34}{\sqrt{5}} = \pm 1.494$$

$$\text{Protocolo (2): } \sigma_{UH} = \frac{2.991}{\sqrt{5}} = \pm 1.338$$

De igual forma para el resto de protocolos se puede seguir hallando el cálculo de incertidumbre. En el siguiente capítulo se procede a registrar todos los datos de las relaciones para la calidad de imagen de cada protocolo, tomando en cuenta que cada registro es el resultado promedio incluyendo la incertidumbre de acuerdo a la distribución de Poisson.

CAPÍTULO 5

Resultados y Discusiones

5.1 Resultados

Los resultados de los protocolos analizados se presentan en el cuadro resumen descrito en el siguiente cuadro:

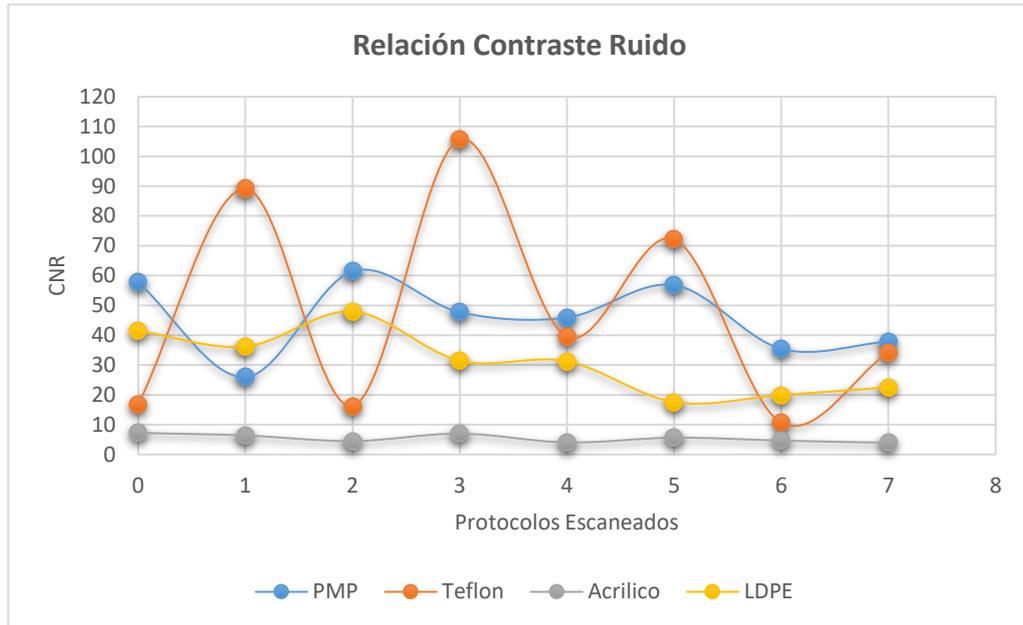
Tabla 27. Resumen de pruebas de imágenes del protocolo estándar y optimizados

Protocolos	CNR				LCV	SNR	Nivel de Ruido(%)	UI
	PMP	Teflón	Acrílico	LDPE				
<i>Estándar (0)</i>	57.73	16.76	7.25	41.47	10.68	31.79	0.31	-0.07
<i>1</i>	25.96	89.11	6.38	36.21	9.97	28.04	0.36	-0.04
<i>2</i>	61.41	16.28	4.48	47.93	13.76	31.19	0.29	0.03
<i>3</i>	47.71	105.6	6.99	31.42	8.45	23.21	0.47	0.05
<i>4</i>	45.91	39.54	4.04	31.24	6.17	23.58	0.42	0.07
<i>5</i>	56.8	72.14	5.64	17.55	5.04	24.31	0.39	0.05
<i>6</i>	35.44	10.67	4.66	19.92	5.62	13.73	0.49	0.37
<i>7</i>	37.86	34.2	3.91	22.52	6.28	12.49	0.58	0.25
<i>Estándar (A)</i>	46.07	40.61	4.5	23.6	6.68	22.67	0.48	-0.03
<i>B</i>	45.48	72.45	5.06	37.16	12.93	24.83	0.42	0.01
<i>C</i>	43.32	37.39	3.97	25.22	7.58	15.87	0.61	-0.12
<i>D</i>	38.18	52.14	4.98	26.03	7.82	19.26	0.50	0.01
<i>E</i>	27.23	53.79	2.76	17.10	4.88	7.49	0.96	0.15

Fuente: Autor

- **Relación Contraste Ruido**

Figura. 56. Relación Contraste Ruido para objetivos de PMP, teflón, acrílico y LDPE

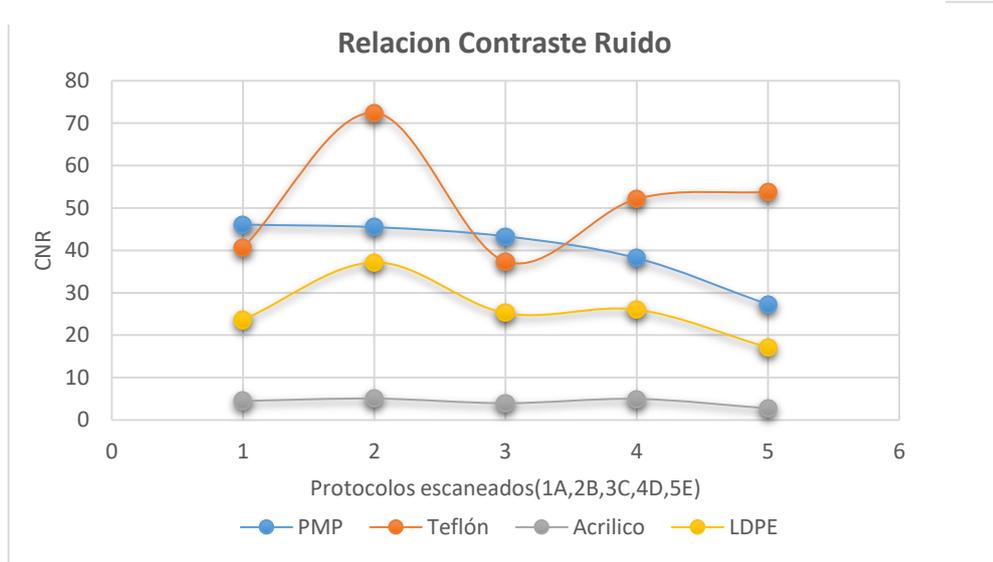


Fuente: Autor

Según la gráfica podemos apreciar que para los números de Unidades Hounsfield bajos como lo son los del material (PMP) el protocolo (2) con 61.41, es mucho mejor que el protocolo estándar (0) con 57.73, el cual se obtuvo con los parámetros clínicos de 130 kv y 149 mA y esto se debe a que el haz es más penetrante en este estudio con un aproximado de 6 % en mejoría comparado al protocolo base, en este mismo esquema podemos apreciar que para el protocolo (1) el CNR es la más baja de todos los protocolos escaneados con 25.96. Por otro lado, para los números de Unidades Hounsfield elevados (Teflón), el protocolo (3) con 130 Kv y 83 mA fue el que mejor funciono para estos tipos de material con 105.6 de CNR, mucho mejor que el protocolo estándar (0) con una relación base de 16.76. Para el resto de materiales como lo es LDPE el protocolo (5) parece situarse mucho mejor que los demás protocolos escaneados con una relación de 17.55.

También se puede analizar la gráfica de las adquisiciones de imágenes realizadas de manera axial, en este caso tenemos la siguiente imagen donde los números del 1 al 5 corresponden a los protocolos escaneados desde la letra A-E.

Figura. 57. Gráfica de Relación Contraste Ruido, con imágenes adquiridas de modo axial

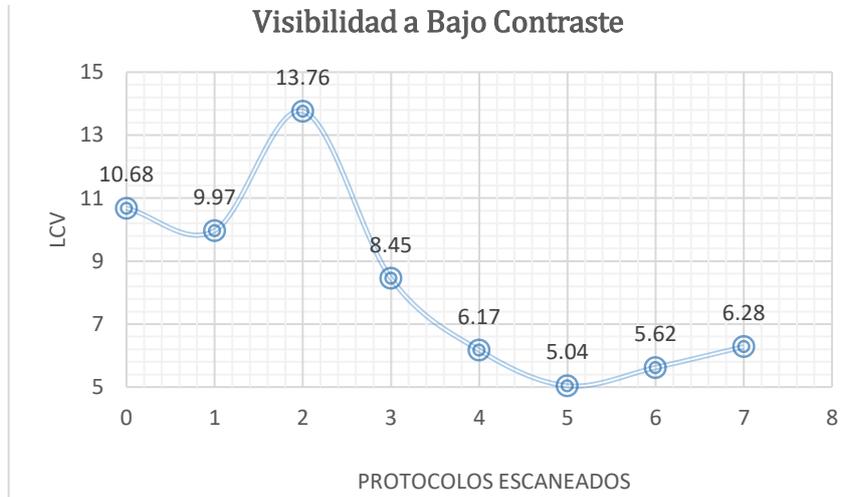


Fuente: Autor

Para este caso en los protocolos adquiridos de modo axial tenemos que para los números de Unidades Hounsfield bajos como lo son los del material (PMP) el protocolo estándar (A) con 46.07, que es ligeramente superior al protocolo B, es mucho mejor que todos los protocolos adquiridos en esta prueba, el cual se obtuvo con los parámetros clínicos de 130 kv y 177 mA. Por otro lado, para los números de Unidades Hounsfield elevados (Teflón), el protocolo (B) con 130 Kv y 200 mA fue el que mejor funcionó para estos tipos de material con 72.45 de CNR, mucho mejor que el protocolo estándar (0) con una relación base de 40.61 y el resto de imágenes. Para el resto de materiales como lo es LDPE el protocolo (A) parece situarse mucho mejor que los demás protocolos escaneados con una relación de 23.6.

- **Visibilidad a Bajo Contraste**

Figura. 58. Gráfica de la visibilidad a bajo contraste en el target de LDPE y poliestireno



Fuente: Autor

La visibilidad de bajo contraste es un parámetro vinculado con la relación señal contraste, especialmente para tejido blandos como lo es el cerebro, en la gráfica podemos apreciar que el protocolo (2) con 130 Kv y 149 mA es el que tiene el VCL más alto con 13.76, en comparación con el protocolo estándar (0) con una relación de 10.68, que dado en porcentaje es aproximadamente en 28% mejor, podemos ver que aumentando ligeramente la cantidad de electrones en el amperaje podemos obtener imágenes mucho más nítidas para la identificación de objetos a bajo contraste. De igual manera se analiza la gráfica de las adquisiciones de imágenes realizadas de manera axial:

Figura. 59. Valores de LCV en protocolos tomados en modo axial

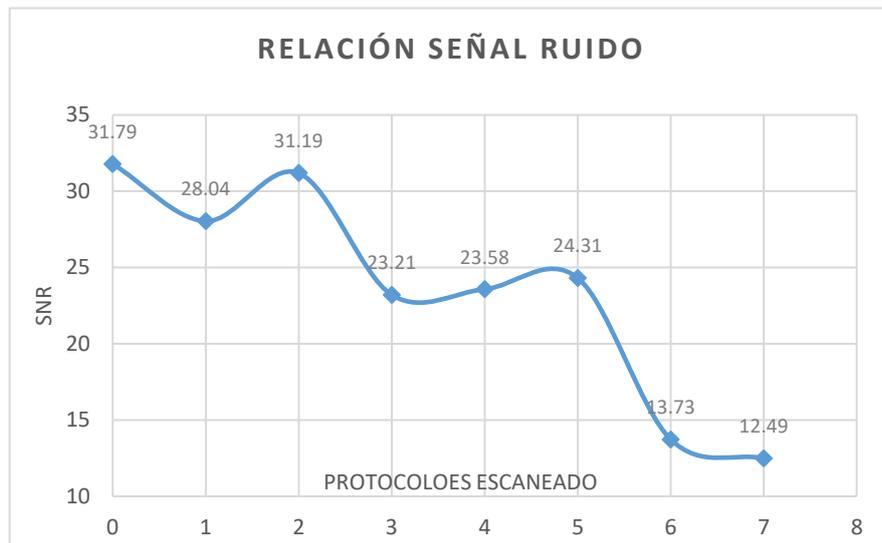


Fuente: Autor

Como bien se mencionó anteriormente la visibilidad de bajo contraste es un parámetro vinculado con la relación señal contraste, para este caso se observa que el protocolo (B) con 130 Kv y 200 mA es el que tiene el VCL más alto con 12.93, en comparación con el protocolo estándar (A) con una relación de 6.68. Como bien se puede decir que en modo helicoidal el protocolo (2) es el mejor con 13.76, comparado al 12.93 del protocolo (B) para la obtención de imágenes mucho más nítidas para la identificación de objetos a bajo contraste.

- **Relación Señal Ruido:**

Figura. 60. Gráfica de la desviación estándar vs protocolos escaneados para la relación señal ruido

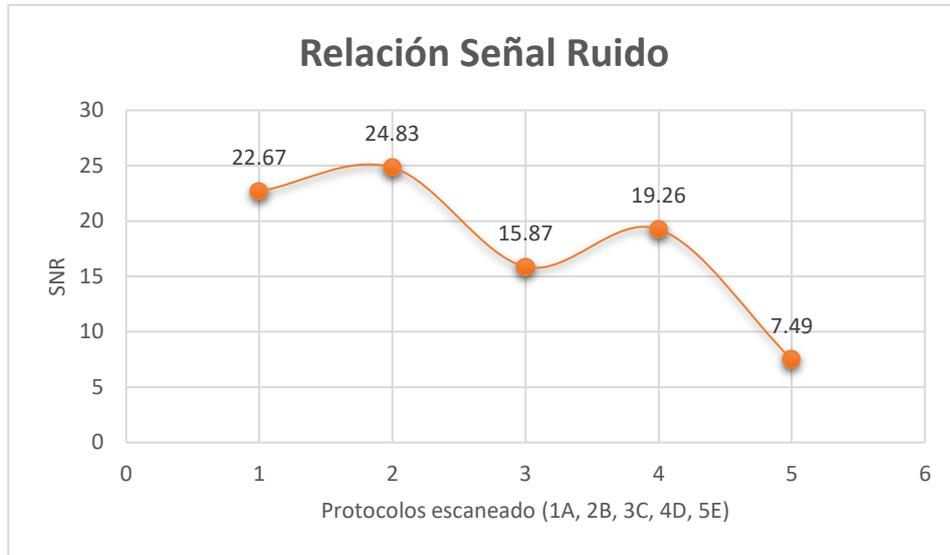


Fuente: Autor

En la gráfica podemos apreciar la SNR en el protocolo estándar (0) es el mayor al de todos los protocolos escaneados con una relación de 31.79, sin embargo, el protocolo (2) también tiene una relación casi idéntica con 31.19, es decir para ambos estudios se puede tener una mejor respuesta para este parámetro, esto también se debe porque en ambos protocolos se trabajó con una calidad de haz más penetrante.

En esta prueba también se puede analizar los datos obtenidos para las adquisiciones de modo axial, en este caso tenemos la siguiente graficas:

Figura. 61. Gráfica de la relación señal ruido, adquiridos en modo axial.

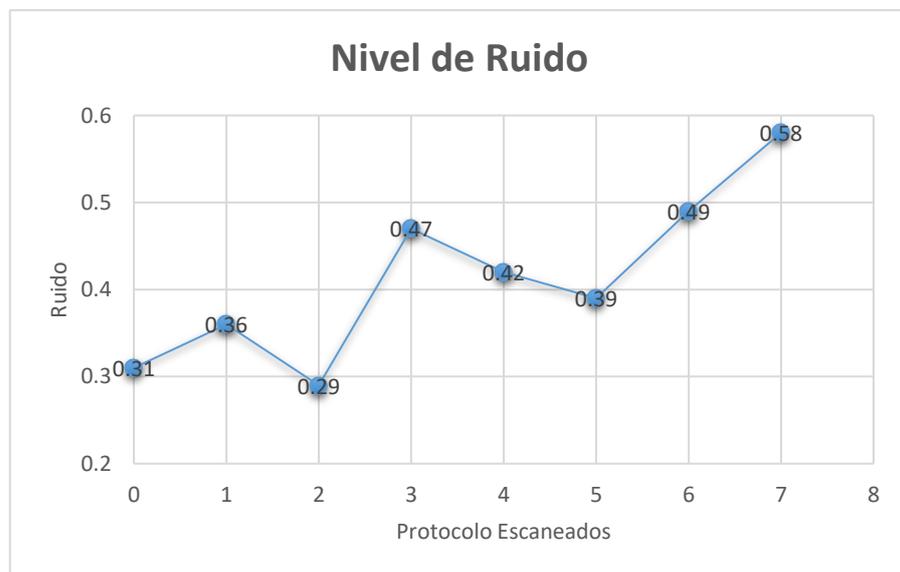


Fuente: Autor

Aquí también se puede apreciar que el protocolo (B) es el mayor al de todos los protocolos escaneados con una relación de 24.83, un poco por encima al protocolo estándar (A) con 22.67, también se puede deducir que para ambos estudios se puede tener una mejor respuesta para este parámetro en estudios de modo axial.

- **Nivel de Ruido (%):**

Figura. 62. Gráfica del nivel de ruido en protocolos escaneados

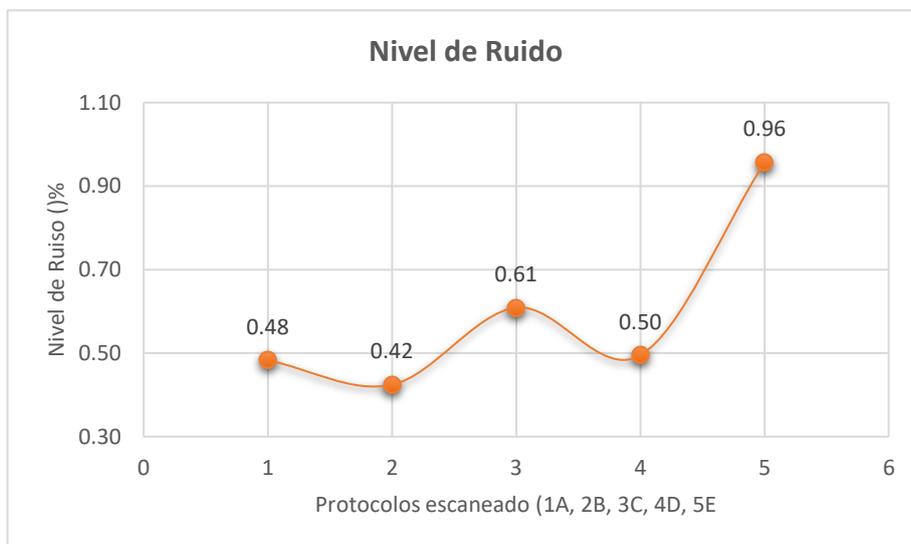


Fuente: Autor

Como bien podemos apreciar en la figura 58, el nivel de ruido en protocolo estándar (0), es de 0.31 %, lo que quiere decir que es una de las más bajas a nivel de los diferentes protocolos estándar, que comparado con el protocolo (7) es de 0.58%, mucho mayor, sin embargo, se puede apreciar que en el protocolo (2) la señal de ruido es ligeramente más baja que el protocolo estándar lo que indica un nivel de ruido de 0.29 %. Se puede decir que al tener mayor nivel de ruido las imágenes se vuelven cada vez más borrosas, oscureciendo los límites de tejidos blandos, por lo que también se puede concluir que al trabajar con un kilovoltaje elevado y una corriente elevada (ya que en el protocolo estándar y el protocolo (2) el kilovoltaje fue el mismo de 130 kv pero el miliamperaje oscilaba entre 140 y 150) , ahora bien si nos fijamos en el protocolo (7), si bien en cierto su parámetro fue de 190 mA aproximadamente pero su kilovoltaje fue de 80, lo que fue una desventaja para la reducción de niveles de ruido.

Nivel de ruido para protocolos de modo axial, tenemos el siguiente gráfico:

Figura. 63. Nivel de ruido para imágenes en modo axial

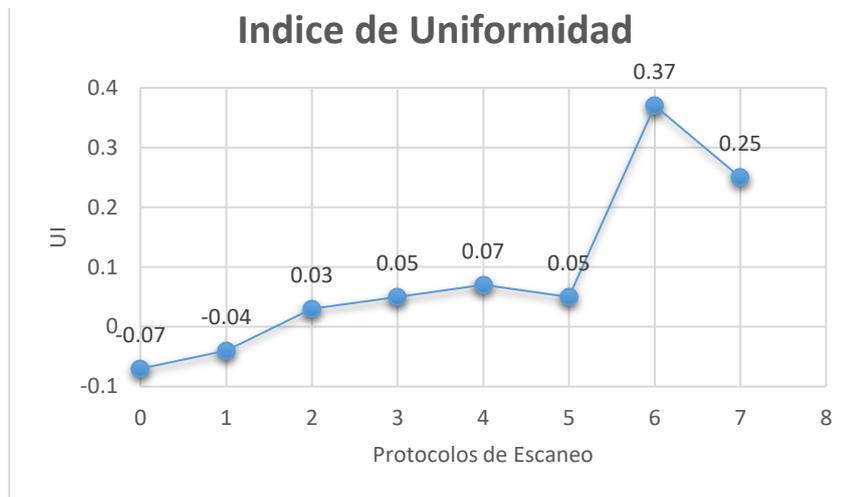


Fuente: Autor

Se puede apreciar en la figura 57, el nivel de ruido en protocolo (B), es de 0.42 %, lo que quiere decir que es una de las más bajas a nivel de los diferentes protocolos adquiridos de modo axial, caso contrario sucede con el protocolo (E), que registra 0.96 % de niveles de ruido y eso se debe por el bajo kv y miliamperaje usado para este tipo de estudios. Pero se puede decir que tanto el protocolo (2) y el protocolo (B) en ambas modalidades de adquisición son los que contienen los valores más bajos.

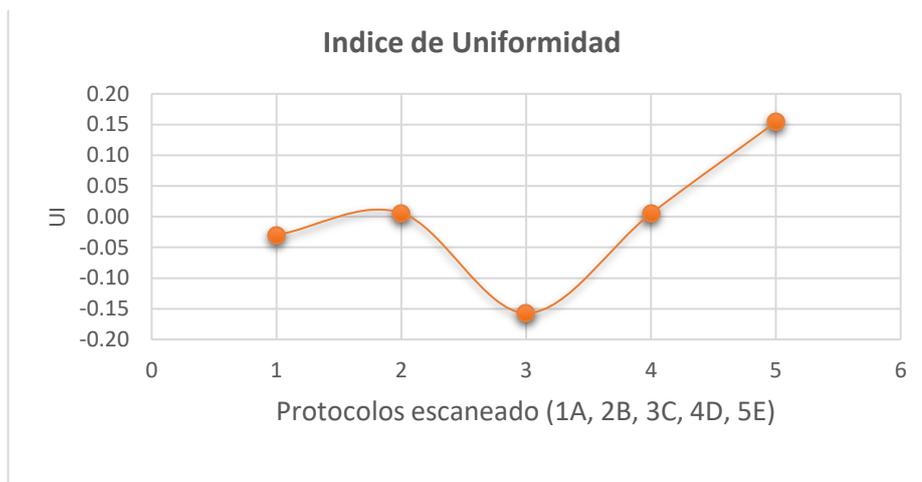
- **Índice de Uniformidad:**

Figura. 64. Gráfico del Índice de Uniformidad para los protocolos escaneados, modo helicoidal



Fuente: Autor

Figura. 65. Índice de Uniformidad para protocolos de adquisición en modo axial



Fuente: Autor

Se puede apreciar que el índice de uniformidad tanto para el protocolo estándar (0) y protocolo (1) con -0.07 y -0.04 respectivamente es negativo, lo que nos indica que hay un efecto de limitación observado en todas las imágenes analizadas para dichos estudios, lo mismo sucede en el protocolo estándar (A) y el protocolo (C) con -0.03 y -0.16 ambos adquiridos en modo axial; en el protocolo (2) al protocolo (5) las relaciones de índice de uniformidad son las más bajas y positivas, al igual lo que sucede con el protocolo (B) y (D), lo que indica que en estos estudios habrá una mayor visibilidad en la mejora de imagen, indicando que la calidad del haz empleado fue un factor determinante.

5.2 Discusiones

Se sabe que el principio ALARA considera la imagen y el tratamiento como términos que se relacionan simultáneamente, por ende, cuando se considere un ligero aumento en la dosis de imagen ya sea por la variación de algún parámetro clínico al momento de realizar el estudio de algún protocolo, los beneficios que tendría éste aumento sería en beneficio y claramente justificados. Por ello los recientes estudios han concluido que la CNR, el SNR junto al índice de uniformidad son parámetros críticos de la calidad de imagen para lo que es la exactitudes, identificación y precisión del contorneo, Por otro lado, se sabe que hay pocos estudios que informan sobre la mejora de estos parámetros de exploración para radioterapia a nivel internacional, mucho aún a nivel nacional.

Por ello en el estudio realizado en este trabajo de investigación tenemos que la relación contraste ruido (CNR) máximo fue para el material (PMP) fue de 61.41 correspondiente al protocolo (2) y para el material (Teflón) que tiene los números UH más elevados la máxima CNR fue de 105.6 que corresponde al protocolo (3) cabe recalcar que estos estudios se realizaron en modo helicoidal, mientras que el modo axial también se hicieron análisis en el cual tenemos que la relación contraste ruido máximo para el material (PMP) fue de 46.07 que pertenece al protocolo estándar (A) muy cercano al valor obtenido de 45.48 perteneciente al protocolo (B), mientras que para el material (Teflón) el protocolo (B) es el que tiene la relación CNR más elevado con 72.45, cabe precisar que todos los protocolos obtenidos fueron realizados en un tomógrafo simulador Siemens; por otro lado en el estudio realizado por Pavlos et al., (2018), obtiene un valor para PMP de 64.7 y en teflon de 219.1 para el tomografo simulador GE , para Philips en PMP de 72 y Teflón de 142.2 y para Toshiba en PMP de 51 y Teflón de 106.8, todos los estudios se realizaron en Protocolo cerebro y con fantoma Catphan de modulo 404; mientras en la investigación de Estak et al. (2020) no especifica con que marca de tomografo simulador realiza sus estudios, el autor lo realiza con otro tipo de fantoma el cual es el ACR phantom hace suponer que sus datos de CNR lo obtiene de material de acrílico el cual tiene una relacion hallada de 2.8, mientras que con nuestro fantoma se obtiene un valor de 7.25 correspondientemente.

Asi mismo tambien se evaluó la visibilidad a bajo contraste (LCV) el cual en el protocolo (2) se obtiene una relación de 13.76, el cual es el mas alto de todos los protocolos estudiados de modo de adquisición de manera helicoidal y para el modo axial tenemos el valor de 12.93 perteneciente al protocolo (B), lo que es casi similar al estudios

de Pavlos et.al con una relación de 13.9 para su tomógrafo de marca GE.

Con respecto a la relación señal ruido (SNR), en el estudio realizado se obtiene que el valor más alto fue del protocolo estándar con 31.79, el protocolo (2) con 31.19, y el protocolo (B) de modo axial con 24.83, lo que demuestra que es claramente superior a los datos obtenidos por Pavlos et al. siendo de 7.1 para su tomógrafo simulador Philips, y Estak et a.,(2020) con mean SNR (según gráfica y otro fantoma) de 0.7 en su protocolo (4).

De igual manera también tenemos que el nivel de ruido mas bajo en el estudio realizado fue para el protocolo (2) con 0.29 % y para la adquisición de modo axial el protocolo (B) con 0.42 % de nivel de ruido , los cuales son muy por debajo al estudio realizado por Pavlos et al. con 2.7 % en el tomógrafo GE y por Estak er al. con aproximadamente 15% de nivel mas bajo en su protocolo (5). Por ello podemos decir que el nivel de ruido es un parámetro que puede afectar los detalles a bajo contraste lo que eventualmente conllevaria a una disminucion en la calidad de imagen, por ello en nuestro estudio se puede corroborar que en el protocolo (2) al tener un menor nivel de ruido , el parametro LCV es mucho mas alto, es lo mismo que sucede con el protocolo (B) de la adquisición axial, esto nos da entender que se puede identificar con mayor precisión los objetos a bajo contraste y la SNR también conlleva a la misma relación , esto se debe a que se uso un kilovoltaje mas elevado con una corriente mas elevada que en los protocolo estándares. Y por último pero no menos importante tambien tenemos que en nuestro estudio el índice de uniformidad (IU) es muy importante para la calidad de imagen el cual se obtuvo una relación de 0.03 para el protocolo (2) y de 0.01 para el protocolo (B) siendo una de las mejores en los protocolos propuestos. Cabe mencionar que ninguno de los autores mencionados nos da la informacion sobre el modo de adquisición en que hicieron sus analisis de optimización a los diferentes protocolos que propusieron, además en el presente trabajo de investigacion se optó por comparar las imágenes obtenidos para cada protocolo tanto en adquisiciones de modo helicoidal y axial, sin embargo el modo helicoidal es el modo clinicamente usado en el centro de labores, por el cual las adquisiciones realizadas del modo axial son protocolos que se puede incorporar para futuras investigaciones.

Conclusiones

- Se logró crear un protocolo específico de optimización de imágenes a partir de del protocolo estandarizado del tomógrafo simulador Siemens modelo Somatom Scope denominado “Protocolo (2)”, este protocolo específico creado tiene una mayor relación contraste ruido (CNR) que a diferencia de los demás protocolos, con un relación de 61.41 para material PMP y de 47.93 para LDPE, gracias a ello se probó de manera subjetiva la visualización de objetos circulares de bajo contraste usando las imágenes de dicho protocolo, mejorando por encima al protocolo estándar aproximadamente en un 6%.
- El estudio de los parámetros de exploración del tomógrafo simulador es un paso fundamental para la optimización del protocolo estándar por ello este trabajo de investigación se basó en estudiar los parámetros de kilovoltaje, miliamperaje y la herramienta de CareDose como parámetros fundamentales en la mejora de la calidad de imagen.
- Se pudo evaluar y optimizar los parámetros estandarizados del tomógrafo simulador con los cuales se logró crear 11 protocolos optimizados a partir del protocolo estandarizado, los cuales dichas imágenes optimizados fueron realizadas en modo helicoidal y axial en el equipo.
- Se logró comparar las imágenes optimizadas del equipo con las imágenes estandarizadas, ante ello se encontró la relación contraste ruido (CNR) de todos los protocolos, siendo el más alto del protocolo (2) de 61.41 para material PMP, de 47.93 para el LPDE, y el más bajo para el protocolo (1) con 25.96 para PMP, y de 17.55 para LDPE del protocolo (5); para la visibilidad a bajo contraste (LCV) tenemos que para el protocolo (2) es el más alto posible, mientras que el protocolo (5) resultó ser el de menor valor; para la relación señal ruido (SNR) el protocolo (2) tiene una relación de 31.19 siendo uno de las más altas junto al protocolo estándar (0), por otro lado el nivel de ruido para el protocolo (2) es la más bajas posible con 0.29 % al igual que el índice de uniformidad (UI) con 0.03 para el mismo protocolo.
- Se logró crear un registro de todos los protocolos utilizados en el presente estudio que son presentados en el apartado de resultados y discusiones, en los cuales se puede identificar el kilovoltaje, amperaje, modo de adquisición, CTDIvol y dosis efectiva con los cuales se pudo tener como resultado la relación contraste ruido (CNR), relación señal ruido

(SNR), visibilidad a bajo contraste (LCV), índice de uniformidad, y nivel ruido, gracias a este análisis de imágenes podemos concluir que el protocolo (2) es el que mejor resultados presenta para estudios en protocolos de cabeza; no debemos olvidar que el protocolo (B) también presenta los mejores resultados para estudios de modo axial, sin embargo se podría incorporar con el tiempo para su uso clínico en la institución.

Recomendaciones

En base a los resultados obtenidos y la experiencia generada durante el proceso del presente trabajo de investigación, se recomienda:

- Realizar un control de calidad anual al tomógrafo simulador con el fin de verificar que todos los parámetros correspondientes al equipo se encuentren en óptimas condiciones y dentro de sus niveles de tolerancia,
- En referencia al fantoma Catphan CTP 503, se puede realizar estudios de los parámetros de calidad de imagen en fantomas superiores a éste en los cuales se pueda comparar los resultados obtenidos en la relación contraste ruido (CNR), relación señal ruido (SNR), visibilidad a bajo contraste (LCV), índice de uniformidad, y nivel ruido,

Trabajos Futuros

- Obtener el porcentaje de precisión del contorneado de protocolos optimizados respecto a protocolos estandarizados y a su vez verificar la variación porcentual en dosis en que se puede mejorar para los órganos de riesgo en una planificación de tratamiento.
- Se sugiere realizar una investigación adicional sobre la optimización de los parámetros de calidad de imagen al compararlos con los datos de otros tomógrafos simuladores de diferentes marcas y realizar un registro de ello.
- Se puede realizar el mismo trabajo de investigación para otros protocolos específicos del cuerpo donde existan una mayor incidencia de neoplásicas en la institución.

Referencias

- [1] Nisbet et al. (2017). Ajuste del protocolo de tomografía computarizada para la planificación de la radioterapia. Instituto Británico de Radiología, 2, 6.
- [2] Estak et al. (2020). Optimización de los parámetros de tomografía computarizada para aumentar la precisión de la identificación del volumen tumoral bruto en radioterapia cerebral. Revista de Radioterapia en la Práctica, 1, 5.
- [3] Guang-Pei et al. (2017). Improving CT quality with optimized image parameters for radiation treatment planning and delivery guidance. *Elsevier*, 4(1), 6–11. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.10.003>.
- [4] Mohammad Rezaee et al. (2018). Evaluación de la Calidad de la Imagen y el Rendimiento Dosimétrico de los Simuladores de TC. *Revista de la Imagen Medica y Ciencias de la Radiación*, 1(1), 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.10.003>
- [5] Pavlos et al., (2018). Calidad de imagen para simuladores de TC de radioterapia con diferentes diámetros de escáner. Elsevier, 45, 7.
- [6] T. Davis et al. (2017). Evaluación de la variación del rendimiento del escáner de TC (calidad de imagen y unidades Hounsfield) con los parámetros de exploración, para la optimización de la imagen en la planificación del tratamiento de radioterapia. Elsevier, 1, 10.
- [7] Sasa Mutic et al. (2003). Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulations process Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66. *American Association of Physicists in Medicine*, 30(10). <https://doi.org/10.1118/1.1609271>.
- [8] Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. (2003). *AAPM*, 1, 10.1118/1.1609271. <https://doi.org/10.1118/1.1609271>
- [9] Girard Gisele. (2016). Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada. (Tesis de Maestría. Universidad de Buenos Aires. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales.). Archivo digital http://hdl.handle.net/20.500.12110/tesis_n5952_Girard.
- [10] International Atomic Energy Agency. (2005). *Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students* (1.^a ed.). E.B Podgorsak.

- [11] M Olmo R Nave. (2001). Radiación brehmsstrahlung. Agosto 15,2017, de HyperPhysics Sitio web: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/hframe.html>
- [12] Bushong, C. (2010). *Manual de Radiología para Técnicos* (9.^a ed., Vol. 1). Elseiver.
- [13] Sears * Zemansky. (2006). *Física Universitaria: Con Física Moderna* (12.^a ed., Vol.2). Pearson.
- [14] Herbert Attix, F. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry* (1.^a ed.). Wiley-VCH Verlag GmbH & Co.KGaA.
- [15] Sociedad Española de Física Médica [SEFM]. (s. f.). *Fundamentos de Física Médica: Medida de la Radiación* (Vol. 1). Antonio Brosed.
- [16] Calzado et al. (2010). *Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones / Revista de Física Médica*. Revista de Física Médica. Recuperado enero de 2022, de <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/115>.
- [17] Sociedad Española de Física Médica [SEFM]. (s. f.). *Fundamentos de Física Médica: Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad* (Vol. 1). Antonio Brosed.
- [18] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. (2012). Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. En *IAEA HUMAN HEALTH SERIES* (N.º 19). https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1557_web.pdf
- [19] Oxford University Press. (2010). The International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *ICRU Report 83, 10(1)*. <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq001>
- [20] The Phhantom Laboratory. (2017) *Catphan 503 Manual*. https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/58b5c81659cc6836cd99693b/1488308248425/Test+CTP503+Manual+10_16.pdf
- [21] Organismo Internacional de Energía Atómica & Organización Panamericana de la Salud. (2021). *Protocolo de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*. TECDOC 1958. <https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE-1958web.pdf>
- [22] Sociedad Española de Física Médica SEFM et al. (2012) *Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico* (Revisión 2011 ed.). IAEA.

- [23] Sociedad Valenciana de Protección Radiológica y Radiofísica. (2002). *Manual de Procedimientos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico* (1.^a ed.). Generalitat Valenciana, Conselleria de Sanitat. <http://www.proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/MANUAL-DE-CONTROL-DE-CALIDAD-VALENCIA.pdf>.
- [24] Hua Li et al. (2014). Optimización automática de simulación de TC para radioterapia: una estrategia general. *Medical Physisc*, 3, 12.