

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

EVALUACIÓN DEL DETERIORO DE LA CALIDAD DEL
TOMÓGRAFO SIEMENS EMOTION 6 DEL HOSPITAL SOLCA
NÚCLEO DE QUITO Y SU INFLUENCIA EN LA DOSIS Y
CALIDAD DE IMAGEN.

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE FACULTAD DE
CIENCIAS

JORGE HUMBERTO GARCÍA NAVAS
garciajorgef@yahoo.com

Director: MARCO VINICIO BAYAS REA
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, ENERO 2019

DECLARACIÓN

Yo JORGE HUMBERTO GARCÍA NAVAS, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual, correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Jorge Humberto García Navas

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por JORGE HUMBERTO GARCÍA NAVAS, bajo mi supervisión

Marco Vinicio Bayas Rea
Director del Proyecto

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Hospital SOLCA Núcleo de Quito, por el auspicio brindado para la realización del programa de maestría. A Marco Bayas por la dirección del proyecto. Al Departamento de Radiodiagnóstico de Solca, en especial al personal técnico por el apoyo durante la realización del proyecto. Al departamento técnico de Siemens por el soporte durante la fase inicial. A Mayra y Yolanda por su apoyo incondicional.

DEDICATORIA

A mis padres Luis y Aída, un gran ejemplo de vida.

Jorge

Índice de contenido

| | |
|--|-----------|
| Índice de figuras | ix |
| Resumen | 1 |
| Abstract | 2 |
| 1 | 1 |
| 1.1 Introducción | 1 |
| 1.2 Producción de las imágenes tomográficas | 2 |
| 1.3 Aseguramiento de la calidad en Tomografía | 4 |
| 2 Dosimetría y Calidad de Imagen en Tomografía Computarizada | 7 |
| 2.1 Rayos X en Tomografía | 7 |
| 2.2 Parámetros en tomografía computarizada | 7 |
| 2.3 Calidad del haz | 10 |
| 2.4 Distribución del kerma en aire al isocentro del TC | 11 |
| 2.5 Radiografía computarizada (CR) | 12 |
| 2.6 Calidad de Imagen. | 14 |
| 3 Métodos | 19 |
| 3.1 Tomógrafo Siemens Emotion 6 | 19 |
| 3.1.1 Control de calidad del tomógrafo | 19 |
| 3.2 Medición de la capa hemirreductora HVL | 20 |
| 3.2.1 Montaje experimental | 20 |
| 3.3 Distribución del kerma en aire al isocentro del Tomógrafo mediante radiografía computada. | 23 |
| 3.3.1 Medición directa del kerma aire. | 23 |
| 3.3.2 Valor Medio de Pixel en el isocentro del tomógrafo | 26 |
| 3.3.3 Medida periódica de la distribución de kerma aire del tomógrafo mediante Radiografía Computada | 27 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.4 | Medida simultánea de dosis y parámetros de calidad de imagen (MTF, NPS) | 30 |
| 3.4.1 | Sistema de medida | 31 |
| 4 | Resultados y Discusión | 35 |
| 4.1 | Evolución del HVL | 35 |
| 4.2 | Calibración del sistema CR. | 37 |
| 4.2.1 | Kerma aire en el isocentro ($f_{air}(0)$) | 37 |
| 4.2.2 | Curva de calibración del sistema CR Fuji | 38 |
| 4.3 | Medida del kerma aire mediante el sistema CR | 40 |
| 4.3.1 | Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 110 kV y filtro modulador para cuerpo (Body) | 41 |
| 4.3.2 | Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 110 kV y filtro modulador para cráneo (Head) | 43 |
| 4.3.3 | Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 130 kV y filtro modulador de cuerpo (Body) | 44 |
| 4.3.4 | Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 130 kV y filtro Head . | 45 |
| 4.4 | Dosis y calidad de imagen | 46 |
| 4.4.1 | Evolución de la dosis en el eje del fantoma CTDI | 48 |
| 4.4.2 | Evolución de la función de transferencia de modulación. | 49 |
| 4.4.3 | Evolución de la NPS | 50 |
| 5 | Conclusiones | 53 |
| | Referencias | 56 |
| | Apéndices | 59 |
| A | Medidas experimentales | 59 |

Índice de cuadros

| | | |
|-----|--|----|
| 1.1 | Pruebas de control de calidad con las tolerancias. La frecuencia de realización de las pruebas es a la instalación del equipo, anualmente o cuando se realizan reparaciones. | 5 |
| 3.1 | Protocolos de uso clínico más utilizados en el departamento de radiodiagnóstico en el tomógrafo SE6 de SOLCA Quito | 30 |
| 3.2 | Configuración de adquisición y reconstrucción de los protocolos utilizados en el tomógrafo SE6 de SOLCA Quito | 30 |
| 4.1 | Valores de HVL, μ , μ/ρ y Energía para 110 kVp y 130 kVp del tomógrafo SE6 en las diferentes días de medida. | 35 |
| 4.2 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para la tendencia en el tiempo del HVL para 110 kVp y 130 kVp. | 37 |
| 4.3 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 110 kV filtro cuerpo. | 42 |
| 4.4 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 110 kV filtro Head. | 43 |
| 4.5 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 130 kV filtro cuerpo. | 44 |
| 4.6 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 130 kV filtro head. | 46 |
| 4.7 | Condiciones ambientales al día de la medida y valores del factor de corrección de presión y temperatura calculado. | 47 |
| A.1 | Resultados experimentales de $f_{air}(0)$ para 110 kV | 59 |
| A.2 | Resultados experimentales de $f_{air}(0)$ para 130 kV | 60 |
| A.3 | Resultados experimentales de la medida del nivel de saturación del sistema CR para 110 kV | 60 |
| A.4 | Resultados experimentales de la medida del nivel de saturación del sistema CR para 130 kV | 61 |
| A.5 | Medición experimental del VMP en función del kerma aire para 110 kV | 61 |

| | | |
|------|--|----|
| A.6 | Medición experimental del VMP en función del kerma aire 130 kV . . . | 61 |
| A.7 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q1. | 62 |
| A.8 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q2. | 62 |
| A.9 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q3. | 63 |
| A.10 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q4. | 63 |
| A.11 | Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q5. | 64 |

Índice de figuras

| | | |
|-----|---|----|
| 1.1 | TC de diagnostico y seguimiento de la enfermedad | 1 |
| 1.2 | Producción de Imágenes en tomografía | 3 |
| 1.3 | Reconstrucción por retroproyección | 3 |
| 1.4 | Reconstrucción por retroproyección | 4 |
| 2.1 | Representación del FOV, Píxel, Vóxel y tamaño de la matriz | 9 |
| 2.2 | Definición de HVL | 11 |
| 2.3 | Sistema de coordenadas y posición de los filtros añadidos del tomógrafo. | 12 |
| 2.4 | Modulo Fantoma ACR para resolución espacial y valores de MTF . . . | 15 |
| 2.5 | La figura muestra las tres funciones básicas de propagación la PSF, la LSF y la ESF | 16 |
| 2.6 | Imágenes con igual valor de ruido global pero con diferente textura . . | 17 |
| 3.1 | Arreglo experimental para la determinacion de la calidad del haz. . . . | 21 |
| 3.2 | Configuración en modo de servicio, modulo static mode que permite utilizar el tubo de rayos X en una posicion fija. | 22 |
| 3.3 | Arreglo experimental para la determinación del kerma en aire con cámara de ionización. | 23 |
| 3.4 | Equipo dosimétrico utilizado en la determinación del kerma aire al isocentro del tomografo | 25 |
| 3.5 | Arreglo experimental para la obtención del kerma aire al isocentro del equipo. | 28 |
| 3.6 | Medida en imagej de $f_L(x)$. Determinación del perfil de VMP en la dirección x, donde x = 200 mm corresponde al isocentro. | 29 |
| 3.7 | Medida en imagej de $f_{air}(z)$. Determinación del perfil de VMP en la dirección z en el software ImageJ, donde z = 40 mm corresponde al isocentro. | 30 |
| 3.8 | Alineación del sistema de medida en el tomógrafo, cámara y electrómetro para la obtención del HVL | 31 |
| 3.9 | Definición de los limites de estudio para la medida simultánea de dosis y parámetros de calidad de imagen. | 32 |

| | | |
|------|---|----|
| 4.1 | Exposición vs d y $\ln(N)$ vs d para 110 y 130 kVp | 35 |
| 4.2 | Gráfico de la tendencia en el tiempo del HVL para 110 kVp y 130 kVp. | 36 |
| 4.3 | Comportamiento del kerma aire en el isocentro del tomógrafo a diferentes valores de mAs para 110 KVp y 130 kVp. | 38 |
| 4.4 | Nivel de saturación del CR para 110 y 130 kVp. Gráfico semilogarítmico de los VMP con respecto al kerma aire para 110 kVp y 130 kVp. | 39 |
| 4.5 | Curva de calibración del CR a 110 kVp. | 39 |
| 4.6 | Curva de calibración del CR a 130 kVp. | 40 |
| 4.7 | Resultados de un día de medida de $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ | 41 |
| 4.8 | Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ | 41 |
| 4.9 | Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X. | 42 |
| 4.10 | Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ para 110 kVp. | 43 |
| 4.11 | Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 110 kV, 100mA y filtro Head. | 44 |
| 4.12 | Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ para 130 kVp. | 45 |
| 4.13 | Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 130 kV, 100mA y filtro Body. | 45 |
| 4.14 | Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ para 130kVp. | 46 |
| 4.15 | Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 130 kV, 100mA y filtro Head. | 47 |
| 4.16 | Gráficas de MTF y NPS durante un día de medida. | 48 |
| 4.17 | Evolución de la dosis en el centro del fantoma para los 5 protocolos de estudio. | 49 |
| 4.18 | MTF(10%) para los protocolos de cráneo adulto y pediátrico (Q1 y Q4). | 49 |
| 4.19 | MTF(10%) para los protocolos de torax, abdomen y pelvis para adulto (Q2 y Q3) y torax pediátrico (Q5). | 50 |
| 4.20 | NPS vs t para los protocolos Q1, Q2, Q3 y Q4). | 51 |
| 4.21 | NPS vs t para el protocolo Q5). | 52 |

Resumen

En el presente trabajo, se evaluó la variación de la dosis y de la calidad de imagen del tomógrafo Siemens Emotion 6 durante el tiempo de vida útil del tubo de rayos X. Para esto se trabajó con cinco protocolos de adquisición de imágenes de uso clínico en pacientes adultos y pediátricos. El posible efecto del desgaste del tubo de Rayos X se cuantificó midiendo las dosis en el centro de un fantoma CTDI, así como calculando la función de transferencia de modulación (MTF) y el espectro de potencia de ruido (NPS) en un fantoma ACR, esto último es una medida de la calidad de imagen. El estado del tubo se monitorizó con la evaluación de las características del haz, es decir, la medida de la capa hemirreductora (HVL) y la distribución del kerma en aire en el eje de giro del tomógrafo ($f_{air}(z)$) y en la dirección transversal al eje de giro ($f_L(x)$). Se encontró, que el valor de la capa hemirreductora disminuyó un máximo de 0.158 mmAl para 110 kV y 0.267 mmAl para 130 kV. Estas variaciones corresponden al 2.4 % y al 3.4 % para 110 y 130kV respectivamente, y están dentro de los límites de tolerancia de los protocolos de garantía de calidad en tomografía. No existe una correlación directa de los perfiles del kerma en aire con el tiempo de uso del tubo de rayos X. La variación del kerma en aire en el isocentro es menor del 8 % con respecto a su valor medio en el periodo de estudio. Por lo que, en general, no existe un efecto significativo del desgaste del tomógrafo con las características dosimétricas estudiadas. En general, se encontró que, con un 95 % de confianza, no existe correlación entre el tiempo y la dosis, tampoco entre el tiempo y los parámetros de imagen, por lo que podemos concluir que permanecieron estables durante los 6 meses de evaluación del equipo. Por lo tanto, el desgaste normal del tomógrafo y del tubo de rayos X no alterará significativamente en el diagnóstico médico.

Abstract

In this study, the dose variation and the image quality of the Siemens Emotion 6 computed tomograph during the life time of the X-ray tube was evaluated. For this, five clinical protocols for both adult and pediatric patients were studied. The possible effect of the X-ray tube deterioration was quantified by measuring the doses in the center of a CTDI phantom, as well as by calculating the modulation transfer function (MTF) and the noise power spectrum (NPS) in the ACR phantom, the latter is a measurement of the image quality. The X ray tube state was monitored with the evaluation of the beam characteristics, that is, the measurement of the hemireductive layer (HVL) and the distribution of the kerma in air along both the rotation axis of the tomograph ($f_{air}(z)$) and the transverse axis ($f_L(x)$). It was found that the HVL value decreased a maximum of 0.158 mmAl for 110 kV and 0.267 mmAl for 130 kV. These variations correspond to 2.4 % and 3.4 % for 110 and 130 kV respectively, in agreement of the tolerance limits of the quality control protocols in tomography. It does not exist a direct correlation between the kerma in air profile and the X ray tube using time. During the study, the variation of the kerma in air in the isocenter is less than 8 % with respect to the mean value. Therefore, there is no significant effect of the deterioration of the tomograph with the dosimetric characteristics analyzed. In general, we found that, with 95 % of confidence, it does not exist correlation between dose and time neither between time and the image parameters, that is, they remained stable during the 6 months of evaluation. Therefore, the normal deterioration of the equipment during the life time of the X ray tube will not significantly affect the medical diagnosis.

Capítulo 1

1.1 Introducción

En la actualidad, la tomografía computarizada (TC) es una herramienta fundamental en el diagnóstico médico, ya que tiene la capacidad de generar imágenes que pueden diferenciar tejidos con densidades electrónicas similares [1][2]. Esto permite visualizar con mayor detalle los tejidos blandos, así como, malformaciones o anomalías funcionales en la anatomía del paciente. La figura 1.1, muestra la utilidad de la tomografía computarizada en el diagnóstico de un paciente con múltiples lesiones en los pulmones. Luego de recibir tratamiento mediante inmunoterapia se realiza una tomografía de control después de 20 meses y se evidencia una respuesta favorable al tratamiento.

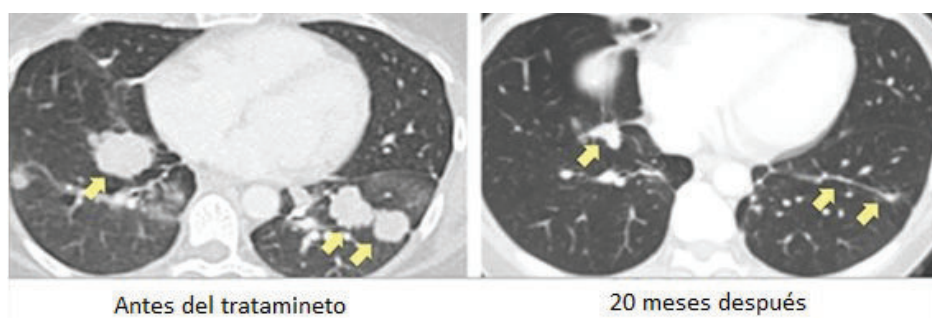


Figura 1.1: Izquierda: tomografía de diagnóstico, las flechas en amarillo indican la localización de las lesiones encontradas. Derecha: imagen con la respuesta al tratamiento de dichas lesiones. Figura adaptada de: <https://www.cancer.gov/espanol/noticias/temas-y-relatos-blog/2015/inmunoterapia-mutaciones-especificas>.

Debido a los avances en la calidad de imagen y la reducción de los tiempos de adquisición, la TC ha experimentado un enorme crecimiento en el uso clínico, gracias a la introducción de la tomografía helicoidal en la década de los 80 y la tomografía multicorte en los años 90, permitiendo aumentar el número de procedimientos por equipo y por día [2][3][4][5]. Este incremento hace necesario que se asegure un equilibrio entre los beneficios de mejora de la salud humana, y los riesgos relacionados con la exposición de las personas a la radiación. Consistentemente, el Organismo Internacional de Energía

Atómica (OIEA) conjuntamente con la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha establecido lineamientos generales sobre la protección radiológica en medicina [6]. Impulsando la optimización de la práctica, asegurando que los niveles de dosis al paciente en los procedimientos radiológicos estén dentro de los niveles de referencia establecidos [7]. Particularmente promueve la investigación en materia de radiación, reconociendo el hecho de que la exposición médica representa un abrumador porcentaje de las exposiciones humanas a las fuentes artificiales de radiación.

1.2 Producción de las imágenes tomográficas

El equipo de tomografía compuesto por un tubo de rayos X y un sistema de detectores que giran alrededor del paciente, el haz de rayos X se considera como varios haces colimados en una disposición de abanico, cada haz atraviesa el tejido y experimenta una atenuación hasta llegar al sistema de detectores [8][9]. El Sistema de adquisición de datos de los detectores recopila la información sobre la transmisión del haz de rayos X en cada posición θ del arreglo tubo-detectores como se muestra en la figura 1.2. Bajo aproximaciones como la ausencia de radiación dispersa, haz monocromático, etc. la intensidad del haz de radiación $I(a)$ que llega al detector a viene dada por la siguiente relación:

$$I(a) = I_o * e^{-\sum \mu_i x_i} \quad (1.1)$$

donde I_o es la intensidad inicial del haz de Rayos X, μ_i es el coeficiente de atenuación lineal de la región de tejido i dentro del pixel de coordenadas (x,y) que están en la trayectoria del haz de rayos X [2].

Por lo tanto, el objetivo de la tomografía es asignar un valor de coeficiente de atenuación μ a cada pixel de la imagen bidimensional. Las proyecciones de tomografía forman un conjunto de datos 2D, llamado sinograma, ver figura 1.2B, que a través de algoritmos matemáticos se transforma en una imagen 2D que representa ese corte. Hay dos clases de algoritmos de reconstrucción: los analíticos y los iterativos [9][10][11].

Reconstrucción analítica de la imagen: Retroproyección simple

Este algoritmo se basa en asumir que tanto lo medido como lo proyectado están representados por una función continua. A cada posición θ del tubo de rayos X le corresponderá un perfil de intensidades $I(\theta)$, cada valor de intensidad es transformado a un perfil de atenuación $P(\theta)$ (proyección), para una región del cuerpo durante una rotación completa del tubo de rayos X y detectores tendremos multiples proyecciones las

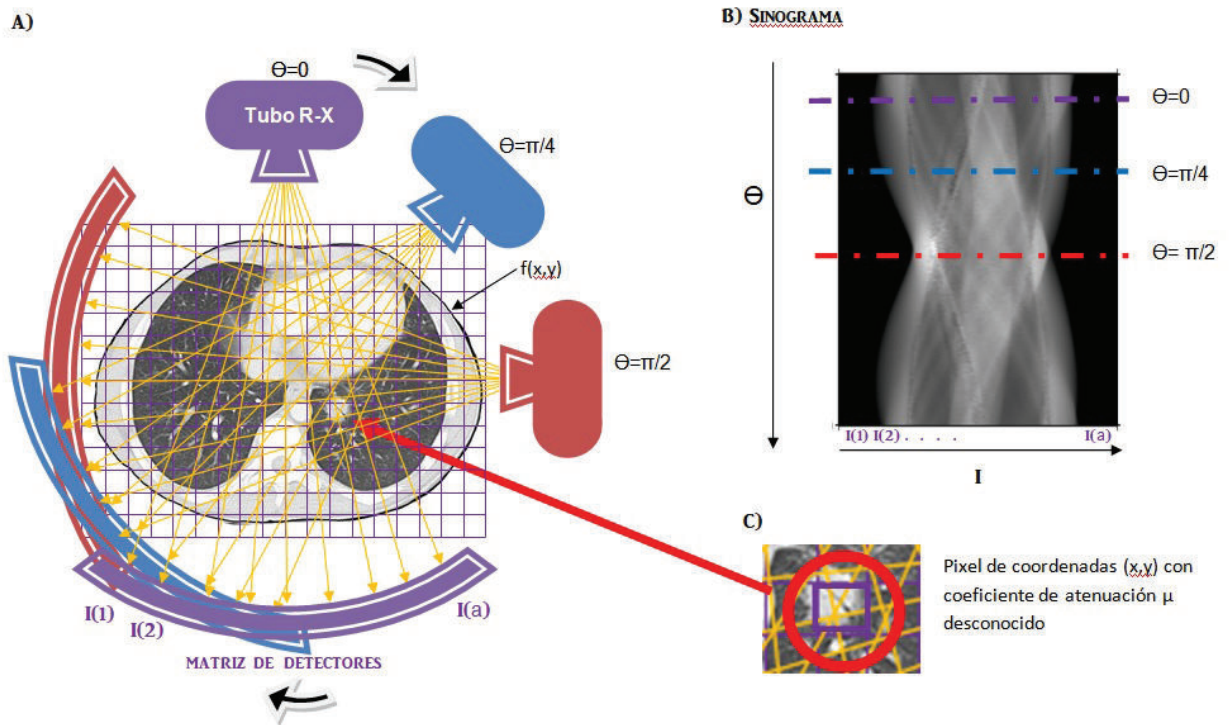


Figura 1.2: Producción de Imágenes en tomografía. A) Arreglo Tubo de rayos X y detectores que giran alrededor del paciente ($f(x,y)$) para producir los diferentes perfiles de intensidad. B) Sinograma obtenido a partir de los diferentes perfiles de dosis medidos durante una rotación completa del Tubo de rayos X alrededor del paciente.

cuales pueden ser retroproyectadas para obtener el valor del coeficiente de atenuación de cada pixel de coordenadas (x,y) como se observa en la figura 1.3.

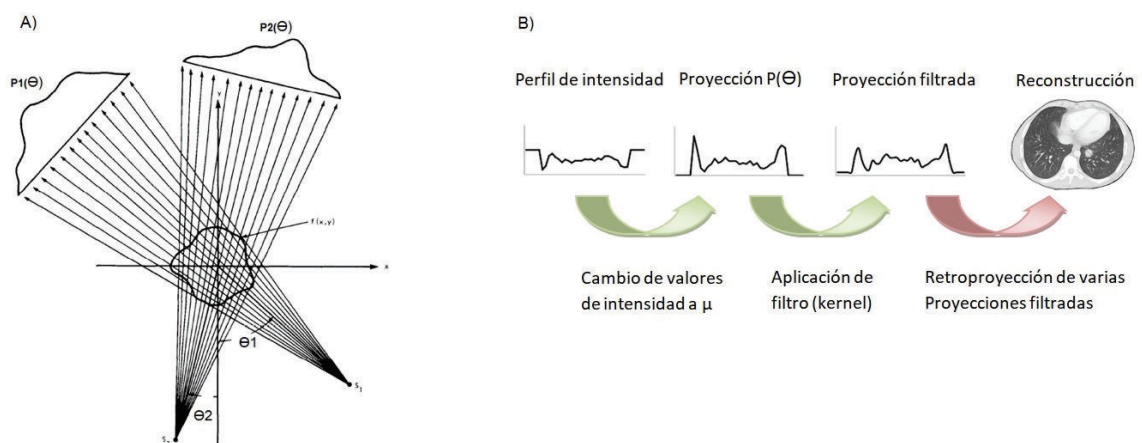


Figura 1.3: Producción de Imágenes por retroproyección. A) Proyecciones P de un objeto $f(x,y)$ en 2 diferentes posiciones del tubo de Rayos X. B) Etapas del procesamiento de lo medido por los detectores hasta obtener la imagen reconstruida.

En el proceso de reconstrucción por retroproyección, las proyecciones $P(\theta)$ se com-

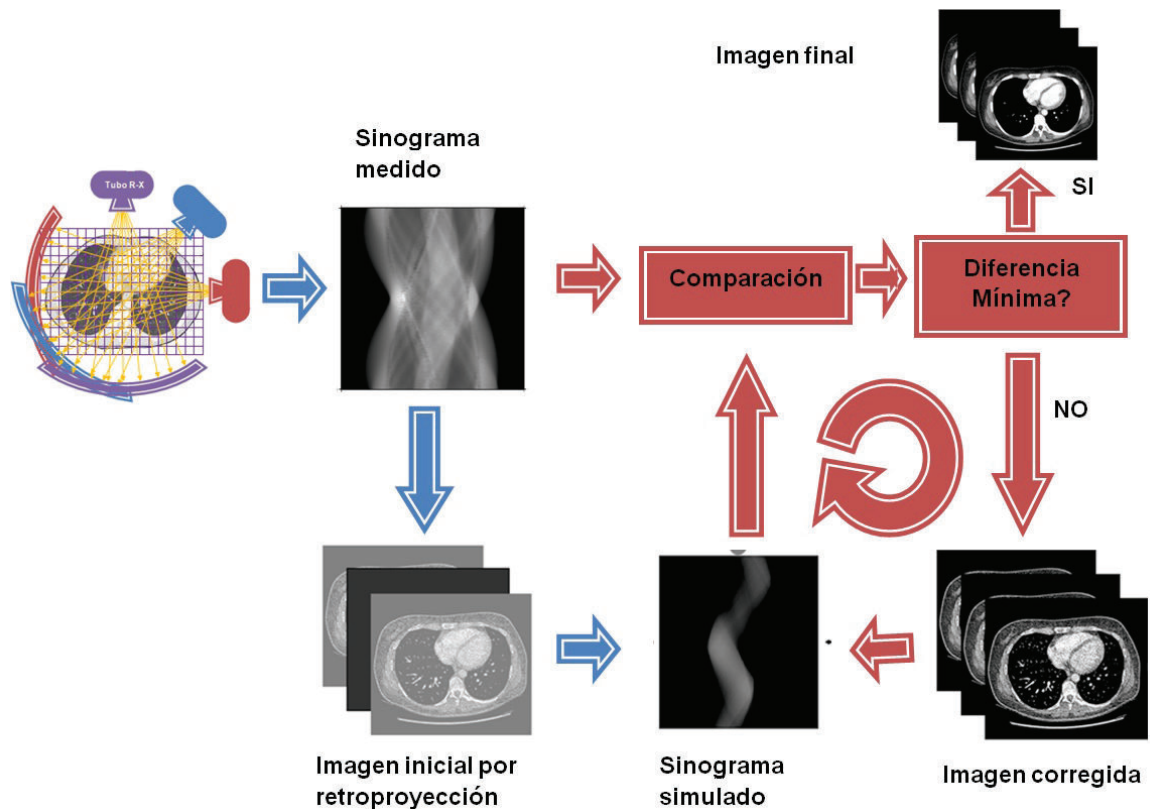


Figura 1.4: Producción de Imágenes por reconstrucción iterativa. En azul el proceso de reconstrucción por retroproyección filtrada, en rojo las partes del proceso de reconstrucción iterativa hasta producir la imagen final.

binan con una función filtro que compensa la borrosidad de la imagen. En la clínica se elige el filtro (kernel) para la reconstrucción de la imagen y dependerá si se quiere resaltar tejido blando o hueso, cada filtro es un compromiso entre la nitidez y el ruido de la imagen resultante [8].

Reconstrucción Iterativa

La reconstrucción iterativa ver figura 1.4, inicia con una reconstrucción por retroproyección, se simula con esta primera imagen una proyección por simulación computarizada obteniéndose un sinograma simulado, el cual es comparado con el sinograma medido inicial. En caso de discrepancia, la imagen estimada es actualizada en base a un algoritmo que toma en cuenta esta diferencia. La corrección de los datos de imagen y proyección se repite hasta que se cumple una condición predefinida por el algoritmo y se genera la imagen final [10][12].

1.3 Aseguramiento de la calidad en Tomografía

Un programa de control de calidad en radiodiagnóstico tiene como finalidad asegurar que las imágenes de diagnóstico producidas tengan una calidad suficientemente alta

tal que proporcionen consistentemente información diagnóstica adecuada con el costo más bajo posible y con la menor exposición posible del paciente a la radiación. Ésto requiere de la participación de los físicos médicos [13].

| Parámetro | Tolerancia |
|--|--|
| Parámetros Geométricos | |
| Alineación del haz de luz - haz de radiación | $\leq \pm 15\%$ del espesor de corte |
| Desplazamiento de la cámara | $\leq 2\text{mm}$ |
| Espesor efectivo de corte | Discrepancia $< 1.5\text{mm}$ |
| Exactitud de la posición del corte sobre el topograma | $\leq 2\text{mm}$ |
| Calidad de Imagen | |
| Verificación de la ausencia de artefactos en la imagen | Según especificaciones del fabricante |
| Valor medio del número CT | En agua: 0 ± 4 UH En aire: -1000 ± 4 UH |
| Linealidad y escala de contraste | Según especificaciones del fabricante |
| Resolución a bajo contraste (resolución de contraste) | Según especificaciones del fabricante |
| Resolución a alto contraste (resolución espacial) | Según especificaciones del fabricante |
| Dosimetría | |
| Capa Hemirreductora | Diferir $\pm 1\text{mm}$ de Al respecto de la referencia |
| Constancia y reproducibilidad del kV | Desviación estandar $\leq \pm 5\%$ Coeficiente de Variación $\leq \pm 3\%$ |
| Índice de dosis TC (CTDI) | CTDI $\leq \pm 20\%$ del valor de referencia |

Tabla 1.1: Pruebas de control de calidad con las tolerancias. La frecuencia de realización de las pruebas es a la instalación del equipo, anualmente o cuando se realizan reparaciones.

Una de las partes esenciales del programa de garantía de calidad en tomografía es la calidad de imagen, la mayoría de los procedimientos de control de calidad de imagen son cualitativos, es decir, empleando fantasmas en los cuales se hace una evaluación visual. En la tabla 1.1 se listan las pruebas de control de calidad mínimos a realizar conjuntamente con las tolerancias y frecuencias correspondientes.

El Comité Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) en el reporte 87 recomienda actualizar los métodos de evaluación de la calidad de imagen, es decir,

la resolución espacial y la cuantificación del ruido. Este reporte se basa en desarrollos recientes en metrología de TC combinado con nuevas tecnologías de medida para realizar una caracterización más precisa de la dosis y calidad de imagen para los sistemas modernos de tomografía computarizada. Hace énfasis en la determinación de la calidad del haz de radiación (HVL) que influye directamente en la calidad de imagen y los valores de CT ya que los coeficientes de atenuación son dependientes de la energía y para evaluar la estabilidad del haz de radiación se debe determinar la distribución del kerma en aire de forma periódica.

En el Hospital Oncológico de SOLCA Núcleo de Quito se realizan estudios de TC de diagnóstico y control subsecuente cada 3, 6 o 12 meses a cada paciente con el tomógrafo Siemens Emotion 6. Debido a la carga de trabajo del equipo se realiza el cambio del tubo de Rayos X de una a dos veces por año. En el hospital se desconoce el estado del tubo así como la calidad de imagen y las dosis asociadas desde su instalación hasta su cambio. En este trabajo se evaluará la estabilidad de los parámetros de radiación del tubo de rayos X en el tiempo y se determinará la influencia de dicha variación con la dosis depositada y la calidad de imagen de los exámenes tomográficos para el radiodiagnóstico médico.

Capítulo 2

Dosimetría y Calidad de Imagen en Tomografía Computarizada

2.1 Rayos X en Tomografía

Los rayos X se producen debido al bombardeo de un blanco (ánodo) con electrones. Cuando el ánodo está constituido por elementos pesados como el Tungsteno, el 80 % de los fotones son de Bremsstrahlung, producidos debido a la desaceleración de los electrones al colisionar con los núcleos atómicos. El 20 % restante a la radiación característica del ánodo, superponiendo picos monoenergéticos al espectro continuo de Bremsstrahlung [2][14].

Teniendo en cuenta que los fotones de rayos X utilizados en tomografía se generan mediante voltajes de tubo de 80 a 140 kVp y para espesores de filtración de aluminio típicos (3 mm a 4 mm), la energía media de los fotones varía de 43.7 a 61.5 keV [15]. En este rango, las principales interacciones (desde un punto de vista de transferencia de energía) de los fotones en agua (que representa bastante bien las propiedades del tejido blando) son la dispersión Compton (excepto en el hueso) y el efecto fotoeléctrico [16].

2.2 Parámetros en tomografía computarizada

Potencial del tubo

El potencial del tubo (kVp) es la diferencia de potencial pico entre el ánodo y el cátodo en el tubo de rayos X, y determina la aceleración de los electrones emitidos por efecto termoiónico. El kVp define la energía máxima y la energía media del espectro resultante [2][14]. Los tomógrafos normalmente funcionan a potenciales de 80 a 140 kVp,

las opciones de voltaje de tubo en CT dependen del proveedor. Por ejemplo, la energía media del espectro de 80 kVp es de aproximadamente 40 keV y la energía máxima es 80 keV [2].

Corriente del tubo

Durante el examen se ajusta la corriente del tubo mediante el control de la fuente del filamento, esto permite variar el flujo de electrones en el tubo de rayos X y por tanto el número de fotones emitidos. La corriente a escoger depende de la región del cuerpo y el tipo de examen a realizar, los valores típicos van desde 35 mA a 280 mA.

Modos de exploración

La tomografía computarizada puede realizarse en modo axial, la mesa del paciente se mantiene estática durante cada rotación del sistema tubo de rayos X y los detectores, y se mueve después de completar un giro hacia la posición de la siguiente imagen. Como ciertas áreas no son irradiadas, no hay datos de transmisión para su reconstrucción y por tanto ciertas lesiones pueden perderse.

Otro modo de exploración es el helicoidal. En este modo, la mesa del tomógrafo se mueve continuamente mientras el tubo de rayos X y los detectores giran alrededor formando una adquisición de datos en forma espiral. De esta manera, se obtiene información de todo el paciente para poder realizar la reconstrucción. En este modo de exploración es necesario menos tiempo para realizar un examen que en modo axial y la dosis al paciente es menor comparado al modo axial.

Pitch

En modo helicoidal, el término pitch se define para tomógrafos de un solo corte como el incremento de la posición de la mesa por cada rotación de 360° del gantry dividido para el ancho de salida del haz de rayos X (colimación del corte tomográfico). En los tomógrafos multicorte se define como el incremento de la posición de la mesa por cada rotación de 360° del gantry dividido para el número de filas de detectores y dividido para el ancho de corte tomográfico [17][18]. Por lo tanto un pitch de 1 significa que se realiza un barrido continuo sin dejar zonas sin irradiar. Cuando el pitch es mayor a 1, existen zonas entre dos proyecciones sucesivas sin irradiar, por lo tanto, disminuye la dosis y reduce el tiempo de exploración. Y cuando el pitch es menor a 1, existe sobreposición de zonas irradiadas, por tanto, incrementa la dosis al paciente y

aumenta la información para la reconstrucción.

Tiempo de rotación

El tiempo de rotación es el intervalo de tiempo necesario para completar una rotación completa del tubo y detectores alrededor del paciente. En el tomógrafo Siemens Modelo Emotion 6 requiere 0.6 s para una rotación completa. En el modo de exploración axial, el tiempo de exploración es igual al tiempo de exposición, en el modo espiral el tiempo de exposición es igual al tiempo de exploración dividido para el pitch. El tiempo de exposición tiene el mismo impacto en la dosis de radiación y en la calidad de imagen que la corriente del tubo, por lo que se usa el producto corriente - tiempo (mAs).

Matriz de reconstrucción

La matriz de reconstrucción es el arreglo de filas y columnas de píxeles correspondiente a la imagen reconstruida ver figura 2.1. Usualmente la matriz de reconstrucción es de 512 x 512 píxeles. Si el tamaño de la matriz aumenta, aumenta el nivel de detalle de la imagen reconstruida, y también aumenta el tiempo de reconstrucción y el tamaño del archivo que la contiene.

Espesor de corte

El espesor o tamaño de corte, se refiere al espesor efectivo de la sección irradiada, y se mide como el ancho a la mitad del máximo (FWHM) en un perfil de dosis en el centro del tomógrafo, y es igual a la colimación del haz de radiación.

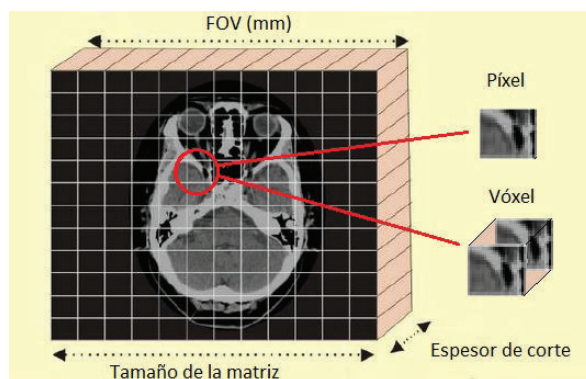


Figura 2.1: Representación del espesor de corte, FOV, Píxel, Vóxel, y tamaño de la matriz. Figura adaptada de: <http://www.sprawls.org/resources/CTIQDM/>

FOV

De sus siglas en inglés Field of View, es la máxima área de exploración incluida en la imagen reconstruida. Este valor es seleccionado por el operador, mientras más pequeño sea el FOV mayor será la resolución espacial y si el FOV es grande reduce la resolución espacial, debido a que usamos siempre la misma matriz de reconstrucción entonces el tamaño de píxel depende del FOV escogido.

2.3 Calidad del haz

En radiología, la tomografía computarizada posee el espectro de Rayos X de mayor energía media [2][14], esto es debido a la potencia del tubo, la filtración añadida en el eje central y los moduladores del haz que aumentan la filtración como se muestra en la figura 2.3. Debido a que los métodos espectroscópicos son difíciles de implementar en la clínica, para la determinación de la calidad del haz en los protocolos de Rayos X convencional se utiliza la evaluación de la capa hemirreductora (HVL)[13]. El HVL se define como el espesor d de material entre el tubo de rayos X y el detector de tal manera que reduce la exposición inicial sin filtro $X(0)$ a la mitad para una determinada potencia del tubo como se muestra en la figura 2.2. Se usa un filtro de aluminio para kVp menores a 140 y cobre para kVp mayores a 140.

La intensidad del haz de rayos X al pasar por el filtro varía según la ley de atenuación exponencial $X(d) = X(0)e^{-\mu*d}$. A partir de medidas con varios espesores d se puede construir una curva de transmisión relativa de acuerdo a la ecuación:

$$N(d) = \frac{X(d)}{X(0)} \quad (2.1)$$

La capa hemirreductora puede ser evaluada gráficamente, interpolada de los datos adyacentes o estimada a partir de un ajuste de la curva de $N(d)$ como se muestra en la figura 2.2. El método convencional para calcular el HVL en tomografía computarizada requiere detener la rotación del tubo de rayos X en modo de servicio y la metodología es la misma para cualquier tubo de rayos X convencional. Para el rango de energías usadas en tomografía se utiliza el aluminio como material atenuador y el arreglo de medida debe ser en una buena geometría [19][20].

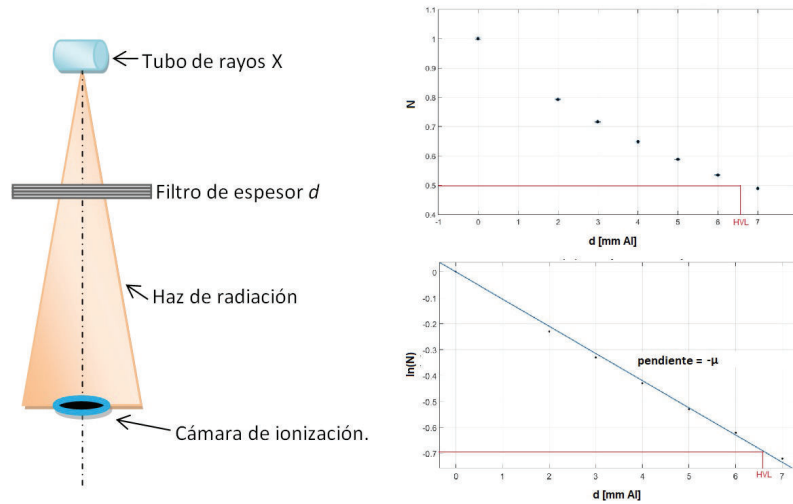


Figura 2.2: A la izquierda se muestra el arreglo experimental para la determinación del HVL. En la parte superior derecha se muestra la gráfica N en función del espesor d , con línea roja se indica el HVL que corresponde al espesor cuando $N(d) = 0,5$. En la parte inferior derecha se muestra la grafica $\ln(N)$ en función del espesor d , la pendiente de la línea de tendencia corresponde al coeficiente de atenuación lineal y el HVL se puede determinar evaluando el espesor para $N = 0,5$.

2.4 Distribución del kerma en aire al isocentro del TC

El kerma en aire, k , es el cociente entre dE_{tr} y dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas en un volumen de aire de masa dm [19][20]. La caracterización de la distribución de kerma aire en el eje x como en el eje longitudinal z es un método válido para el aseguramiento de la reproducibilidad de la fluencia del haz de rayos X en el tiempo. Se define la función $f_{air}(z)$ como la distribución del kerma-aire a lo largo del eje z perpendicular al plano de corte en el isocentro y la función $f_L(x)$ es un perfil de kerma aire transversal al haz de rayos X en el isocentro [21].

En la figura 2.3 se pueden identificar los siguientes componentes del tomógrafo: el ánodo del tubo de rayos X, la filtración inherente como parte del tubo de rayos X, la filtración añadida, un filtro compensador (filtro de corbatin) que uniformiza la distribución del kerma en aire que incide sobre el paciente y los detectores, y el colimador que delimita el haz de rayos X longitudinal al eje z . Cada fabricante tendrá diferentes configuraciones de estos componentes, por lo que son necesarias mediciones individuales en ambas direcciones o mediciones bidimensionales simultáneas, realizadas en el aire, para caracterizar la distribución de salida específica del tomógrafo [21].

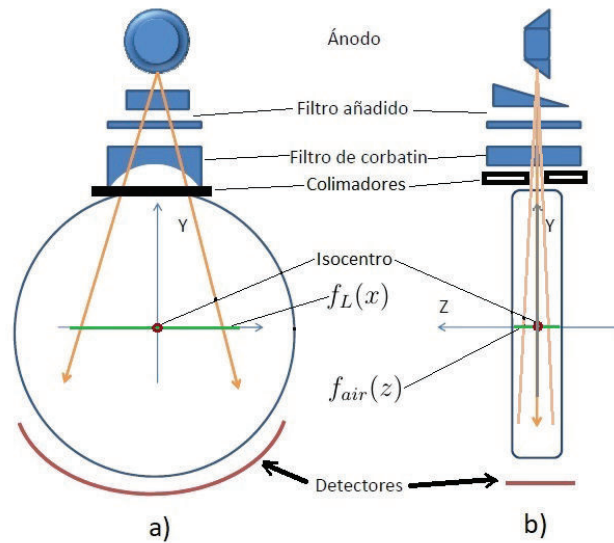


Figura 2.3: En la figura en gris el sistema de coordenadas del tomógrafo, vista frontal a y vista lateral b. En tomate se representa al haz de rayos X que atraviesa por los diferentes filtros añadidos y componentes del tomógrafo. En verde se representan los perfiles de kerma en aire a lo largo del eje X $f_L(x)$ y $f_{air}(z)$ a lo largo del eje Z.

2.5 Radiografía computarizada (CR)

La radiografía computarizada (CR) se refiere a un sistema de detectores de fósforo fotoestimulables (PSP), que están alojados en un casete. Los centelleadores tradicionales, como el Gd_2O_2S y el yoduro de cesio (CsI), emiten luz cuando se irradian con un haz de rayos X. Los rayos X son absorbidos por los fósforos fotoestimulables, una fracción de la energía de rayos X absorbida queda atrapada en la pantalla de la PSP y se puede leer más tarde con luz láser. El casete se introduce en una unidad lectora y la placa de imagen se retira mecánicamente del casete y es trasladada verticalmente en la dirección (y) y se escanea horizontalmente en la dirección (x) mediante un rayo láser de aproximadamente 700 nm de longitud de onda. La luz láser roja estimula la emisión de energía atrapada en un área pequeña (ubicación x, y) de la placa de imagen, y la luz visible azul-verde se emite desde el PSP a medida que los electrones energéticos descienden a su estado fundamental. La luz emitida pasa por una guía de luz de fibra óptica hacia un tubo fotomultiplicador (PMT), en donde se produce una señal electrónica, que se digitaliza y se almacena como un valor de pixel. Para cada ubicación espacial (x, y) en la placa de imagen, se determina un valor de escala de grises correspondiente que es proporcional a la energía de rayos X absorbida localmente. Para borrar la placa se expone a luz blanca para eliminar cualquier energía residual atrapada. La imagen digital generada por el lector CR se almacena temporalmente en un disco duro local. Una vez adquirida, la imagen radiográfica digital se somete al

procesamiento de imágenes por el lector CR. Por lo general, la imagen se envía a un PACS para que la interprete un radiólogo.

Interpretación del Valor Medio de Pixel (VMP) en el sistema CR Fuji

El VMP debido a una exposición ($X[mR]$) para el sistema CR de Fuji puede ser expresado por la siguiente ecuación [22]:

$$VMP = \frac{1024}{L} \log(S \times C \times X) + 511 \quad (2.2)$$

donde L y S son la latitud y sensibilidad del sistema de lectura de la IP, C constante de calibración, X la exposición. L puede tener valores numéricos de 0,5 a 4 que corresponden al número de registros de exposición que se representan en una imagen. S puede tener valores de 2 a 20000 que cuando se divide para 200 corresponde al punto medio del rango de exposición en mR, asumiendo una calibración adecuada. La constante C tiene un valor de aproximadamente 0,005, dependiendo de la calibración. El sistema Fuji CR se calibra de acuerdo a las condiciones estándar para radiología, de tal manera que 1 mR de exposición de un haz de 80 kVp con 1 mm de cobre y 1 mm de filtración adicional de aluminio resulta en un valor S de 200. El sistema Fuji CR tiene tres modos de procesamiento (Modos EDR): automático, semiautomático y fijo. El modo automático implica que la imagen obtenida se analiza de acuerdo con un algoritmos específicos dependiendo de la región del paciente y del examen en donde S y L se ajustan para reescalar los valores de pixeles para proporcionar un contraste óptimo para el diagnóstico clínico. El modo Semiautomático fija el valor de L y ajusta S basado en la señal media en un área física de interés en la imagen. El modo fijo permite al usuario especificar los valores de L y S que se utilizarán en la imagen. Seleccionamos el modo fijo para evitar posibles interferencias del análisis de la imagen obtenida o el reescalamiento de los VMP. En el modo EDR se utilizará $L = 4$ y $S = 50$ y el modulo de control de calidad AVE4.0.

Relación entre el VMP y el kerma en aire

Despejando de la ecuación 2.2 la exposición X y cambiando la base del logaritmo a base e tenemos:

$$X = \frac{1}{S \times C} \times \frac{\exp\left\{\frac{L \ln(10)(VMP)}{1024}\right\}}{\exp\left\{\frac{511L \ln(10)}{1024}\right\}} \quad (2.3)$$

Por otro lado, el kerma en aire se relaciona con la exposición por :

$$k_{aire} = X \left(\frac{W_{aire}}{e^-} \right) \quad (2.4)$$

donde $\frac{W_{aire}}{e^-} = 33,97 J/C$ y es el numero de coulombios de carga creados por Joule de energía depositada, dando la carga creada por unidad de masa de aire o exposición [14]. Reemplazando la ecuación 2.3 en la ecuación 2.4 tenemos:

$$k_{aire} = \frac{1}{S \times C} \times \frac{\exp\left\{\frac{L \ln(10)(VMP)}{1024}\right\}}{\exp\left\{\frac{511L \ln(10)}{1024}\right\}} \times \left(\frac{W_{aire}}{e^-} \right) \quad (2.5)$$

si durante el procesamiento del CR se mantiene constante C , S y L la ecuación anterior puede ser escrita:

$$k_{aire} = C_1 e^{C_2(VMP)} \quad (2.6)$$

donde C_1 y C_2 son las constantes a ser determinadas a partir de la curva de calibración k_{aire} en función del VMP .

Para obtener la curva de calibración para cada kVp de estudio se irradió a diferentes valores de corriente (I) del tubo y se calculó el kerma en aire en el isocentro del TC a partir de las medidas realizadas con la cámara de ionización, luego se ubicó la IP en su chasis en el isocentro del TC, y se irradió bajo las mismas condiciones de la cámara de ionización, por lo tanto, para el mismo valor de kVp y mA tendremos una medida en la cámara y un VMP en una región de interés ubicada en el isocentro del equipo.

2.6 Calidad de Imagen.

Resolución espacial

La resolución espacial de alto contraste expresa la capacidad de un sistema para discriminar dos o más estructuras vecinas como individuales. Por lo que, la resolución espacial es importante para detectar bordes de estructuras, márgenes de tumores, pequeños cuerpos extraños y pequeñas estructuras óseas [3].

La resolución espacial se puede evaluar con patrones de prueba de pares de líneas como se observa en la parte superior de la figura 2.4 (barras de plástico o acrílico o un material más denso, separadas por espacios que contienen un material menos atenuante). La resolución de un patrón de prueba de par de líneas requiere que cada barra y espacio sean visibles por separado en la imagen y esto dependerá del observador. En lugar de especificar el ancho de la barra, generalmente se describen por una frecuencia espacial en pares de líneas por centímetro, donde el ancho de la barra está en centímetros [2][23].

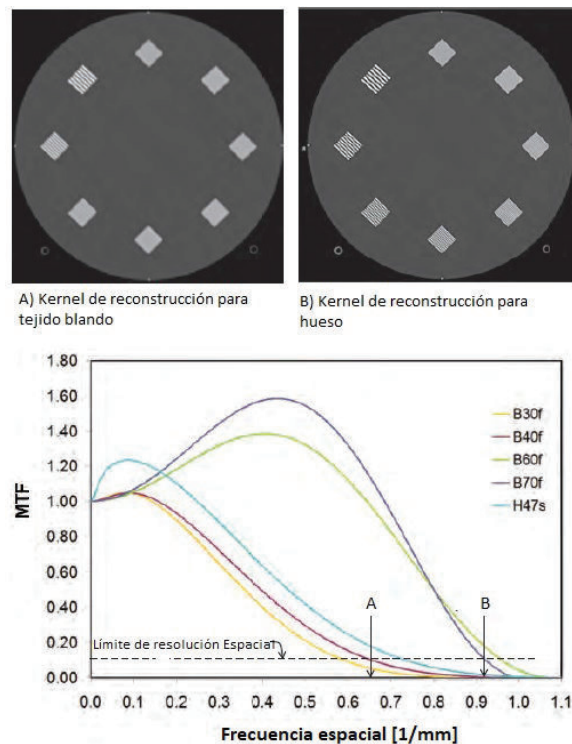


Figura 2.4: En la parte superior vemos la imagen del modulo del Fantoma del colegio Americano de Radiología (ACR) para resolución espacial, En esta figura las dos imágenes del fantoma han sido realizadas en la misma adquisición pero con diferente filtro de reconstrucción A) tejido blando con 0.6 pl/mm y B) Hueso con 0.9 pl/mm. En la parte inferior se encuentra la evaluación del limite de reolución mediante la MTF al 10% para A) la MTF al 10% = 0.66 pl/mm y B) la MTF al 10% = 0.92 pl/mm. Figura adaptada de [5].

Otro método para cuantificar la resolución espacial, que no es afectado por la subjetividad del observador (como la mencionada anteriormente), es mediante el uso de la Función de Transferencia de Modulación (MTF). Éste índice, expresado en pares de líneas por milímetro (pl/mm), describe como disminuye el contraste entre las barras presentes en un espectro con el aumento de la frecuencia espacial. Desde un punto de vista matemático, la MTF es la transformada de Fourier de la Función de dispersión de un punto (PSF) del sistema (que refleja cómo un sistema representa la imagen de un punto). La escala de la función de transferencia de modulación toma valores de 0 a 1. Un valor MTF de 0 significa que la imagen está en blanco y no contiene información

sobre el objeto escaneado. La resolución límite es la frecuencia espacial en MTF de 0.1 (MTF 10 %) para cualquier tomógrafo, como se indica en la figura 2.4 en donde se ve la equivalencia entre el valor de pares de líneas obtenidos por la simple observación del fantoma ACR y por la evaluación mediante la MTF al 10 %. Se hace referencia al MTF de 0.1 porque es el MTF más bajo que dará como resultado una imagen de CT visible [2]. En general, el valor MTF 10 % es una indicación de la frecuencia espacial máxima detectable[24]. La MTF depende de la Frecuencia de Nyquist, que representa la condición en la que un objeto no puede resolverse con precisión. El teorema de Nyquist, tal como se aplica a CT, nos dice que un objeto no puede estar completamente dentro de un píxel, por lo que, debe ser dos veces el tamaño del píxel para aumentar la probabilidad de resolución.

La dificultad de obtener una imagen de una fuente puntal puede resolverse empleando una fuente lineal cuya imagen da lugar a la función de respuesta a una línea (LSF), como se muestra en la Figura 2.5. La LSF es que, para sistemas invariantes en el espacio e invariantes ante rotaciones, es una representación unidimensional de la PSF tridimensional. De este modo, la MTF unidimensional puede obtenerse a partir del módulo de la transformada de Fourier de la LSF unidimensional [2]:

$$MTF(v) = |F[LSF(x)]| \quad (2.7)$$

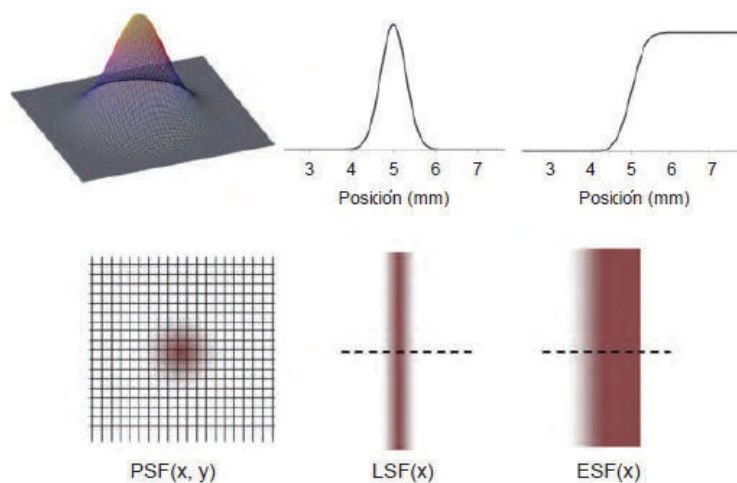


Figura 2.5: La figura muestra las tres funciones básicas de propagación. La PSF(x,y) es una función de propagación en 2 dimensiones, la LSF y la ESF son funciones de propagación en una dimensión. Las tres funciones de propagación están relacionadas matemáticamente. Figura adaptada de [2].

La LSF de un sistema de imagen se puede obtener empleando una rendija muy delgada y opaca. La dificultad que este método implica es que el uso de rendijas requiere

de una fabricación y alineamiento precisos. Esto se soluciona empleando únicamente la mitad de la rendija, es decir, una placa opaca con un borde pulido. La imagen que se obtiene representa la función de respuesta a un borde (ESF) y se muestra en la Figura 2.5. Matemáticamente, la LSF se obtiene derivando la ESF:

$$LSF(x) = \frac{d}{dx}ESF(X) \quad (2.8)$$

Ruido en tomografía, Espectro de potencia de ruido (NPS)

El espectro de potencia de ruido (NPS) describe como el ruido se propaga a través del sistema de imagen. La NPS es una función que depende de la frecuencia espacial como la MTF. Mientras la desviación estándar σ de una región de interés (ROI) de una imagen mide el nivel de ruido global, la NPS describe el ruido global de la imagen y su textura [2].

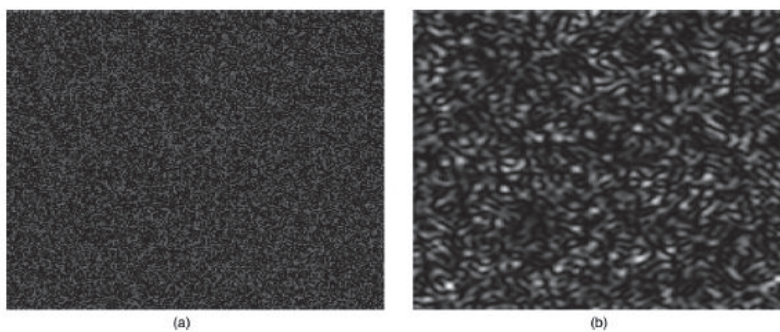


Figura 2.6: Dos imágenes con la misma desviación estándar pero con diferente textura del ruido. Ruido de alta frecuencia (a) y ruido de baja frecuencia (b). Imagen adaptada de [24].

El uso de la desviación estándar para estimar el ruido de la imagen en tomografía es muy utilizado debido a que es muy fácil de obtener. Sin embargo, provee una descripción muy limitada sobre el ruido, y dos imágenes con textura muy diferente pueden tener la misma desviación estándar, como se muestra en la figura 2.6.

El ruido en el plano (x, y) en tomografía se debe en gran parte a la reconstrucción por retroproyección filtrada, el ruido del sistema en una proyección se retroproyecta en cada pixel de la imagen reconstruida. En modo helicoidal, debido a como se adquiere la información para la reconstrucción de la imagen, se genera ruido además del plano (x, y) en el eje z . Debido a la correlación del ruido que existe en las tres dimensiones en tomografía, es necesario analizar la NPS 3D, que se denota como $NPS(fx, fy, fz)$. Para medir la NPS 3D, se evalúa un volumen de interés a una cierta distancia alrededor de un punto de coordenadas x, y y z en una imagen que se generan a partir de un fantoma de densidad homogénea y se calcula mediante la transformada de Fourier 3D

de los datos adquiridos del volumen 3D [2][24].

Capítulo 3

Métodos

3.1 Tomógrafo Siemens Emotion 6

El tomógrafo Siemens Emotion 6 que posee el departamento de Imagenología del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo de Quito, es un equipo de tercera generación multicorte y fue fabricado e instalado en el año 2009. El equipo posee un tubo de rayos X modelo DURA 422 MV con 3 tensiones de operación que son 80, 110 y 130 kV las cuales tienen un rango de variación del $\pm 10\%$, y el rango de corrientes del tubo es de 20 a 345 mA con una tolerancia del $\pm 20\%$. El sistema de detección está conformado por detectores cerámicos ultra rápidos (UFC) y para la reconstrucción de la imagen utiliza 4 diferentes tipos de kernels: H para cráneo, B para cuerpo, C para cráneo pediátrico y S para aplicaciones especiales.

Este equipo es utilizado para la realización de exámenes de diagnóstico a los pacientes oncológicos, la mayoría de exámenes que se realizan son de cuerpo entero, es decir, comprenden cabeza, cuello, tórax, abdomen y pelvis. Se escogieron para el estudio los protocolos más representativos para cada región, para pacientes adultos y pediátricos.

3.1.1 Control de calidad del tomógrafo

Antes de realizar el estudio se implantó un Programa de garantía de calidad en el tomógrafo siguiendo el Código Internacional de Práctica descrito en el reporte No. 19 del OIEA [13]. Como parte del programa se evaluó los parámetros geométricos: coincidencia del haz de luz con el haz de radiación, desplazamiento de la camilla, espesor efectivo de corte y la exactitud de la posición del corte sobre el topograma. Además, se evaluó la calidad de imagen empleando el fantoma del Colegio Americano de Radiología (ACR). Las pruebas fueron: exactitud de los números CT, Resolución de bajo kontras-

te, uniformidad espacial y resolución de alto contraste. También se realizaron pruebas dosimétricas tales como: Determinación del HVL, constancia y reproducibilidad del kV y determinación del índice de dosis CTDI. Todos los parámetros geométricos, de calidad de imagen y dosis estaban dentro de las tolerancias especificadas en la tabla 1.1 de las guías de control de calidad [13].

3.2 Medición de la capa hemirreductora HVL

3.2.1 Montaje experimental

En esta sección se describe el arreglo de medida utilizado para la determinación del HVL, Se realizaron las medidas durante los seis meses posterior a la instalación del tubo de rayos X. En cada día de medida se reprodujo la alineación y condiciones experimentales. Se calculó el HVL para 110 kVp y 130 kVp, que son los utilizados en los protocolos de uso clínico.

El equipo utilizado fue el siguiente:

1. Cámara de ionización (Modelo 96035B, Keithley, U.S.A.)
2. Electrómetro (Modelo 35050A/CE, Keithley, U.S.A.)
3. Láminas de aluminio de diferentes espesores (Keithley, U.S.A.)
4. Soporte para filtros y cámara de ionización (Keithley, U.S.A.)
5. Nivel Digital (Modelo Pro-360 950-315, Mitutoyo, U.S.A.).
6. Bloques de espumaflex.

Se configuró el sistema de medida como se indica en la figura 3.3, Se ubicó el soporte de cámara de ionización y portafiltros de aluminio sobre los bloques de espumaflex para que el portafiltros este lo más cercano a la salida del haz, con los láseres internos del tomógrafo se ubicó la cámara de ionización en el isocentro del tomógrafo.

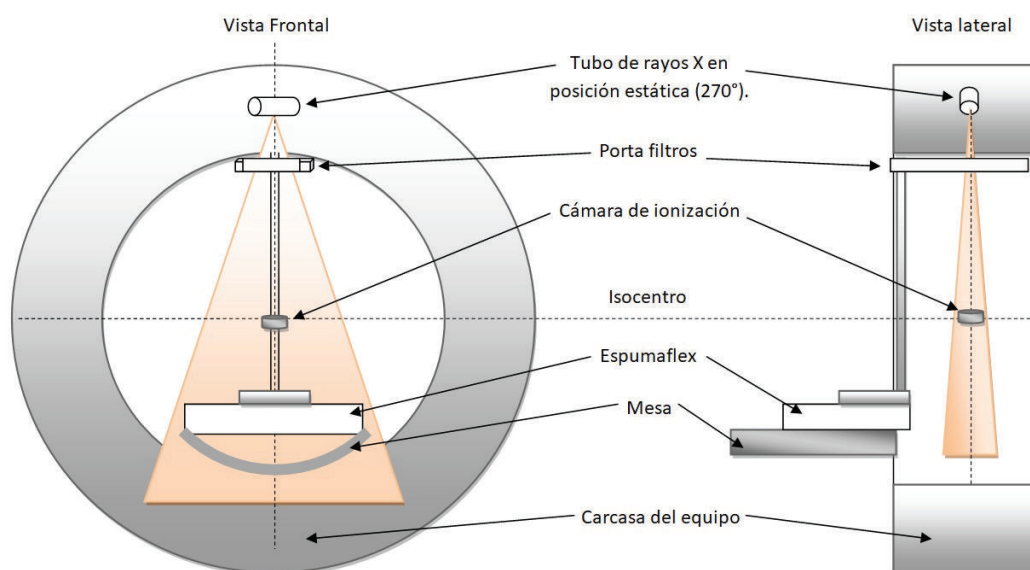


Figura 3.1: Arreglo experimental para la determinación de la calidad del haz. a) vista lateral y b) vista frontal del sistema de medida. Sobre la mesa cóncava del equipo se coloca una pancha de espumaflex para nivelar la base sobre la que se montará el sistema de medida. El portafiltro donde se colocaron las láminas de aluminio se posiciona lo mas cerca posible a la carcasa del tomógrafo y se alinea con la cámara de ionización utilizando los láseres internos del equipo, de tal manera que la cámara queda ubicada en el isocentro. La posición de la mesa queda fuera del haz de radiación.

Procedimiento

1. En la consola del equipo, ingresar al modo de servicio como se indica en la figura 3.2, en la opción Stat-Modes, configurar la colimación del haz a 3x4, tiempo de exposición de 1s, posición del tubo a 270 grados (que corresponde a la ubicación de salida en la posición superior del gantry correspondiente a 0 grados), seleccionar dependiendo de la energía a evaluar el voltaje de operación 110kVp o 130kVp, la corriente del tubo en 100mA, tipo de filtro modulador del haz (body región) en Body y foco largo.
2. Enviar los valores de operación del tomógrafo y esperar hasta que este listo para irradiar.
3. Preparar el electrómetro para la lectura de los valores de exposición y registrar los valores ($X_{d,kV,i}$) en las 3 irradiaciones realizadas para: la primera sin filtro de aluminio y las subsecuentes con diferentes espesores (d) del filtro de aluminio.
4. Determinar el numero de días t transcurridos desde el cambio del tubo de Rayos X del equipo de uso del tubo de Rayos X.



Figura 3.2: Configuración en modo de servicio, modulo static mode que permite utilizar el tubo de rayos X en una posición fija.

Tratamiento de datos

Para cada conjunto de medidas $X_{d,kV}$ asociado a t , siendo d el espesor del filtro de aluminio, kV el kilovoltaje aplicado, se calculó el valor promedio:

$$\bar{X}_{d,kV} = \frac{X_{d,kV,1} + X_{d,kV,2} + X_{d,kV,3}}{3} \quad (3.1)$$

Los valores $\bar{X}_{d,kV}$ representan la exposición en Roentgen (R) en el isocentro del tomógrafo. Para evitar la influencia de las condiciones ambientales (Presión y temperatura) y el factor de calibración de la cámara, se normalizó las medidas con respecto a la exposición sin filtro de aluminio $\bar{X}_{0mm,kV}$.

$$N(\bar{X}_{d,kV})_t = \frac{\bar{X}_{d,kV}}{\bar{X}_{0,kV}} \quad (3.2)$$

Con los valores obtenidos para cada valor de kVp y espesor d se determinó el valor de HVL mediante el ajuste lineal de la curva $\ln(N(\bar{X}_{d,kV})_t)$ vs d para $N(\bar{X}_{d,kV})_t = 0,5$

3.3 Distribución del kerma en aire al isocentro del Tomógrafo mediante radiografía computada.

3.3.1 Medición directa del kerma aire.

Para obtener el kerma aire al isocentro del tomógrafo se utilizó una cámara de ionización de 0.150 cm^3 (Modelo 31002, PTW, Alemania) calibrada para rayos X.

Montaje experimental

El montaje experimental se refiere a la preparación de la cámara de ionización, electrómetro, soporte de la cámara y configuración de tomógrafo. Se describe como se alineó la cámara en el isocentro del tomógrafo y las diferentes correcciones a las lecturas por condiciones ambientales y calidad del haz.

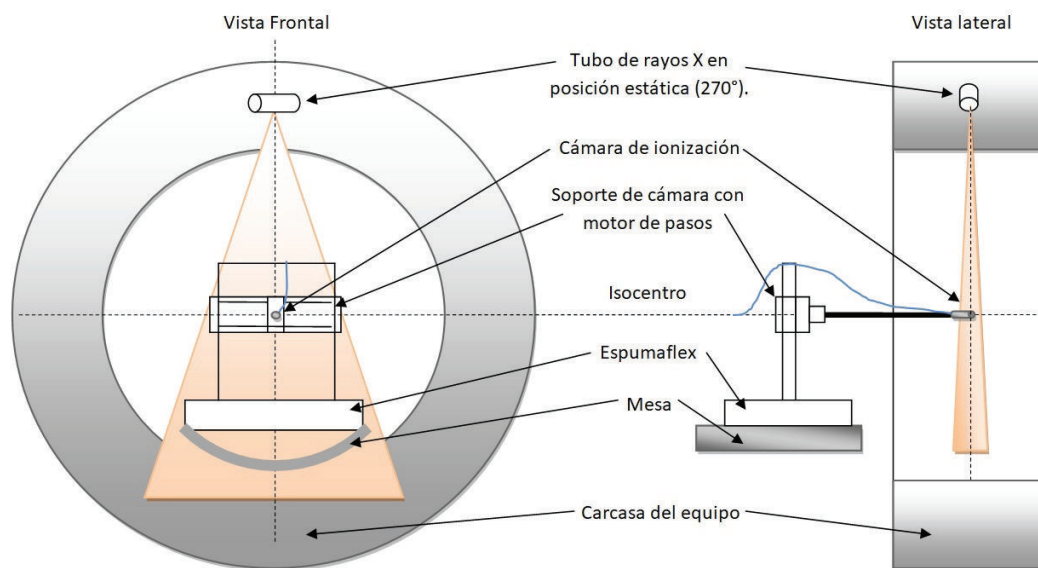


Figura 3.3: Arreglo experimental para la determinación del kerma en aire con cámara de ionización. Sobre la mesa cóncava del equipo se coloca una pancha de espumaflex para nivelar la base sobre la que se montará la base con el motor de pasos y el soporte para cámara. Se alinea con la cámara de ionización utilizando los láseres internos del equipo, de tal manera que la cámara queda ubicada en el isocentro. La posición de la mesa queda fuera del haz de radiación.

El equipo utilizado fue el siguiente:

1. Cámara de ionización (Modelo 31002, PTW, Alemania).
2. Electrómetro (Modelo Unidos E, PTW, Alemania)

3. Base con motor a pasos (modelo RMD100, CNMC, USA) y soporte para cámara de ionización.
4. Nivel Digital (Modelo Pro-360 950-315, Mitutoyo, U.S.A.).
5. Barómetro
6. Termómetro

Procedimiento experimental

1. Ensamblar la base con motor a pasos y el soporte para cámara de ionización y conectar al electrómetro como se muestra en la figura 3.4.
2. Ubicar la base con motor a pasos y el soporte con la cámara de ionización sobre los bloques de espumaflex, alinear con los láseres internos del tomógrafo de tal manera que este en el isocentro, para la alineación vertical y longitudinal de la cámara utilizar los movimientos vertical y longitudinal de la camilla y para la alineación lateral emplear el motor a pasos.
3. En el electrómetro, configurar la cámara a utilizar y el voltaje de operación a 300 V. Realizar el cero del conjunto de medida.
4. En la consola del tomógrafo ingresar al modo de servicio, en el modulo Stat-Modes, en donde se puede realizar disparos con el tubo de rayos X en una posición fija, configurar la colimación del haz a 2x9, tiempo de exposición de 1s, posición del tubo a 270 grados (que corresponde a la ubicación de salida en la posición superior del gantry correspondiente a 0 grados), seleccionar dependiendo de la energía a evaluar el voltaje de operación 110kV o 130kV, tipo de filtro modulador del haz (body región) en Body y foco largo.
5. Para el voltaje de operación kV se fijar la corriente del equipo a I y el numero de scans a 3 (3 medidas) y esperar hasta que este listo para irradiar.
6. Preparar el electrómetro para la lectura de la carga colectada y registrar los valores ($E_{I,kV,n}$) en las 3 irradiaciones realizadas. Repetir para diferentes valores de I (30mA,40mA,50mA,70mA, 80mA, 100mA) para V de 110kV y 130kV.

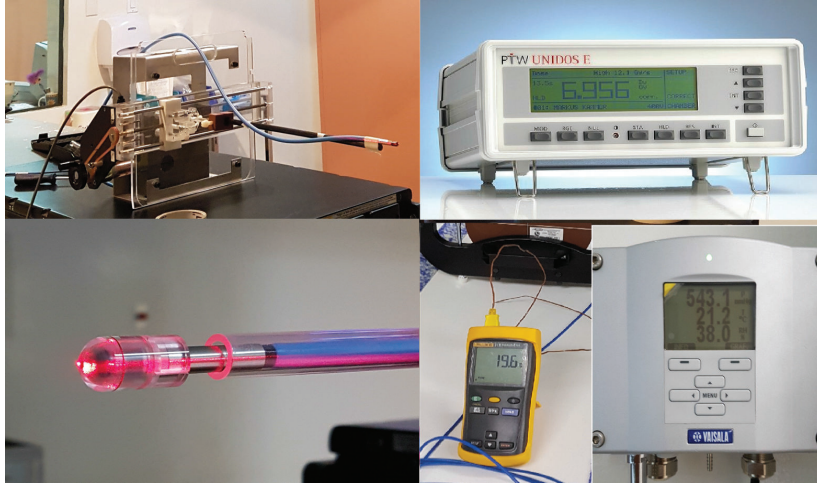


Figura 3.4: Equipo dosimétrico utilizado en la determinación del kerma aire al isocentro del tomógrafo SE6

Tratamiento de datos

Para cada conjunto de medidas $E_{I,kV,n}$ se calculó el valor promedio:

$$\bar{E}_{I,kV} = \frac{E_{I,V,1} + E_{I,V,2} + E_{I,V,3}}{3} \quad (3.3)$$

Los valores $\bar{E}_{I,kV}$ representan la carga colectada por la cámara en el isocentro del tomógrafo debido al haz de Rayos X. Se determinó el factor de condiciones ambientales ($k_{P,T}$)

$$k_{P,T} = \left(\frac{273 + T}{273 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (3.4)$$

donde P_0 y T_0 son la presión y la temperatura de referencia de calibración de la cámara de ionización, T y P son los valores de temperatura y presión ambiental al instante de la medida en la sala de tomografía.

Con los valores obtenidos mediante las ecuaciones 3.3 y 3.4 se calculó el kerma aire al isocentro del equipo

$$f_{air}(I, V, isoc) = \bar{E}_{I,kV} \times k_{P,T} \times K_{cal} \quad (3.5)$$

Finalmente, con los valores obtenidos con la ecuación 3.5 se determinó para cada valor de tensión del tomógrafo ($V = 110kVp$ y $V = 130kVp$) la dependencia del kerma aire al isocentro con la corriente I del tubo de rayos X.

3.3.2 Valor Medio de Pixel en el isocentro del tomógrafo

Montaje experimental

El chasis con la IP previo a su irradiación fue procesado y borrado para garantizar la no existencia de ruidos de sombra, posteriormente se alineó el chasis de tal manera que la IP este en el plano xz en el isocentro del tomógrafo, para garantizar la alineación se utilizó un nivel digital y los láseres internos. Se configuró en modo de servicio, en el modulo "Static mode" para irradiar el CR a diferentes kVp y mAs. Las imágenes CR fueron procesadas en modo fijo para valores de $L = 4$ y $S = 50$ usando el test AVE4.0 en el modulo de control de calidad del sistema CR, las imágenes fueron exportadas en formato DICOM y los valores medios de pixel fueron obtenidos mediante el software libre ImageJ.

El equipo utilizado fué el siguiente:

1. Pantalla IP Fuji STVI de $35,4 \times 43,0$
2. IP Cassette Fuji Type PC de $35,4 \times 43,0$
3. Lector CR Fuji FCR Prima y software de procesamiento.
4. Software libre ImageJ (Schneider, C. A.; Rasband, W. S. y Eliceiri, K. W. (2012), "NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis", Nature methods 9(7): 671-675)

Procedimiento

1. En la consola del tomógrafo ingresar al modo de servicio, configurar una irradiación en una posición estatica del tubo a 270° (salida del haz en la dirección vertical como se indica en la figura 3.2, configurar la colimación del haz a 2×9 , tiempo de exposición de 1s, , de arriba hacia abajo), seleccionar dependiendo de la energía a evaluar el voltaje de operación de 110kV o 130kV, tipo de filtro modulador del haz (BodyRegion = Body) y foco largo.
2. Para el voltaje de operación V fijar la corriente del equipo I y esperar hasta que este listo para irradiar.
3. Irradiar la CR y repetir para diferentes valores de I (30mA,40mA,50mA,70mA, 80mA, 100mA) para V de 110kV y 130kV.
4. Procesar la IP configurando el software lector en modo AVE4 del modulo de control de calidad.

Tratamiento de datos

Cada IP irradiada fue procesada en el lector CR Fuji FCR Prima con valores de latitud $L = 4$ y sensibilidad $S = 50$ y se exportaron las imágenes obtenidas en formato DICOM. Los archivos DICOM se analizaron con el software ImageJ y se midió para cada área irradiada en una región de interés (ROI) correspondiente al isocentro del equipo el valor medio de pixel ($VMP(V, I)$) y su desviación estándar.

Se graficó en escala semilogarítmica el $VMP(V, I)$ en función de la corriente I del tubo de rayos X. Cada valor de corriente I está relacionado con el kerma aire según lo obtenido en la sección anterior. Se analizó el nivel de saturación para determinar el rango útil de medida. Se graficó el kerma en aire obtenido con la cámara de ionización en función del VMP obtenido en el CR y se determinó por medio del ajuste exponencial en el software MatLab los coeficientes $C1$ y $C2$ correspondientes a la ecuación 2.6.

3.3.3 Medida periódica de la distribución de kerma aire del tomógrafo mediante Radiografía Computada

Para determinar la distribución de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{air}(z)$ se utilizó el sistema CR (FUJIFILM Medical System, USA) comprendido por la pantalla IP Fuji STVI de $35,4 \times 43,0$, el IP Cassette Fuji Type PC de $35,4 \times 43,0$ y el lector CR Fuji FCR Prima, Las condiciones de procesamiento del CR son las mismas con las que se realizó la curva de calibración del kerma en aire en función del VMP, debido a las condiciones de saturación de la IP se utilizó 110kV y 130kV a una corriente de 100 mA y un espesor de corte de 2×9 mm, para cada filtro modulador del haz (cabeza y cuerpo).

Instalación del sistema de medida y adquisición de datos

En esta sección se describe la alineación en el tomógrafo del sistema CR utilizado para la determinación del kerma aire $f_L(x)$ y $f_{air}(z)$. En cada día de medida se reprodujo la alineación y condiciones de irradiación que se empleó para determinar la curva de calibración del sistema. Se realizó la lectura y borrado de las IP previo a la medida para garantizar la no existencia de imágenes latentes. Se procesaron las imágenes con los parámetros utilizados en la determinación de la curva de calibración del sistema CR.

El equipo utilizado fué:

1. Pantalla IP Fuji STVI de $35,4 \times 43,0$
2. IP Cassette Fuji Type PC de $35,4 \times 43,0$
3. Lector CR Fuji FCR Prima y software de procesamiento.

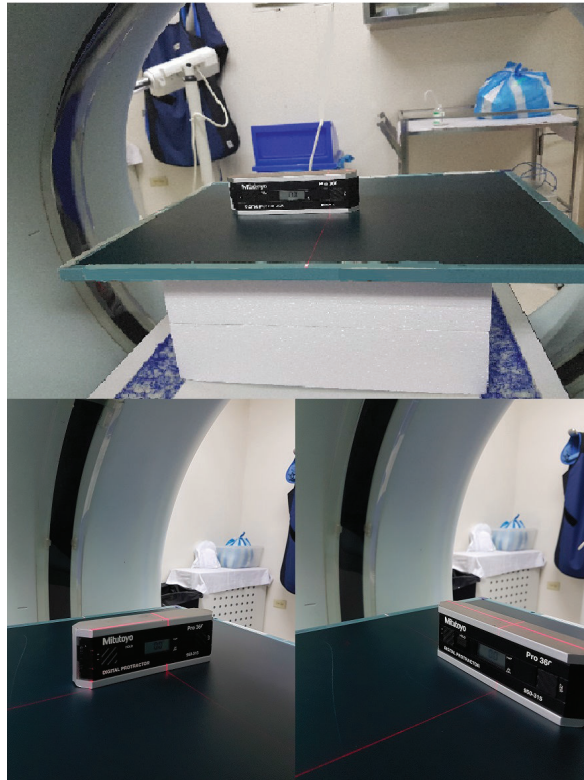


Figura 3.5: Arreglo experimental para la obtención del kerma aire al isocentro del equipo.

4. Software libre ImageJ

Procedimiento

1. En la consola del tomógrafo, ingresar al modo de servicio, configurar el equipo para irradiar en modo estático del tubo de rayos X en posición del tubo a 270 grados (que corresponde a la ubicación de salida en la posición superior del gantry correspondiente a 0 grados), con una colimación del haz a 2x9, tiempo de exposición de 1s, seleccionar dependiendo de la energía a evaluar el voltaje de operación 110kV o 130kV, tipo de filtro modulador del haz (BodyRegion) y foco largo.
2. Para el voltaje de operación V fijar la corriente del equipo a 100 mA y esperar hasta que este listo para irradiar.
3. Irradiar la CR y procesar la IP configurando el software lector en modo AVE4 del modulo de QA.
4. Realizar el procedimiento para $V = 110$ kVp y 130 kVp y para cada filtro modulador del haz (Body, Head)

- Determinar el número de días t transcurridos desde el cambio del tubo de Rayos X del equipo de uso del tubo de Rayos X.

Tratamiento de datos

Se procesó cada IP con el lector CR Fuji FCR Prima con valores de latitud $L = 4$ y sensibilidad $S = 50$, se exportó las imágenes obtenidas en formato DICOM. Se analizó los archivos DICOM con el software ImageJ. Se realizó un perfil de VMP a lo largo del eje x y del eje z como se observa en las figuras 3.6 y 3.7, en cada IP mediante la herramienta de análisis (Plot Profile), se convirtió los VMP a kerma en aire aplicando la curva de calibración obtenida como se observa en las figuras 3.6 y 3.7.

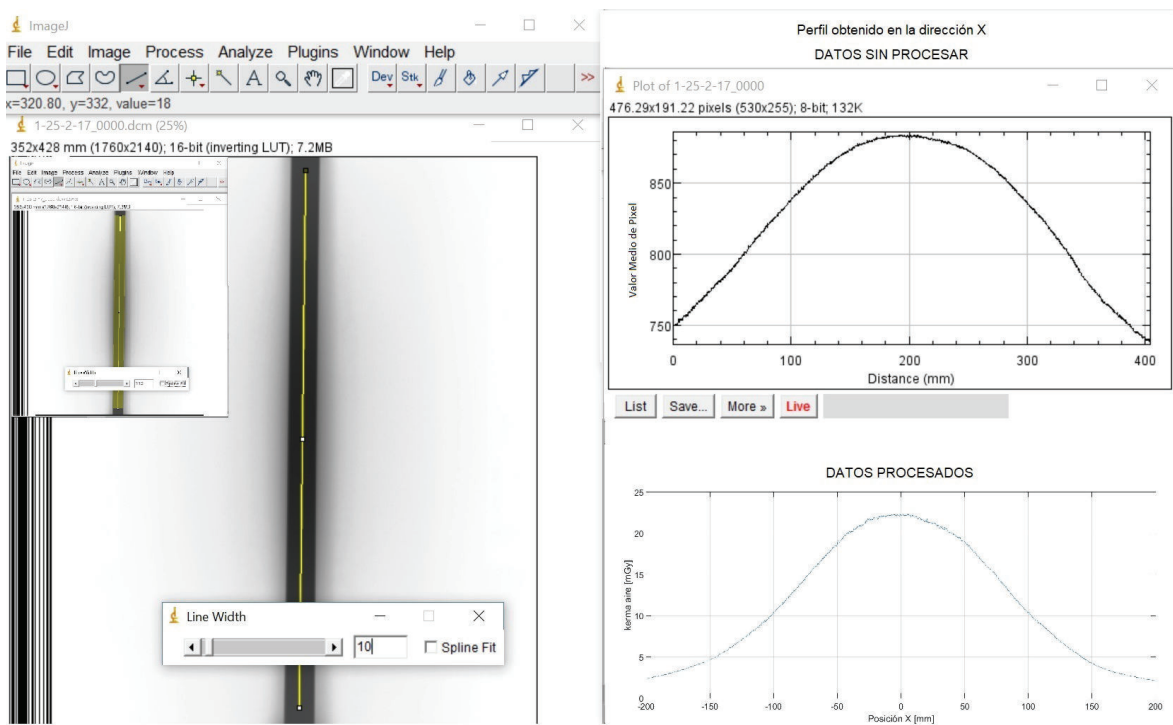


Figura 3.6: Medida en imagej de $f_L(x)$. Determinación del perfil de VMP en la dirección x , donde $x = 200$ mm corresponde al isocentro. Parte superior derecha, gráfica de los datos obtenidos del perfil a lo largo de la línea amarilla en la imagen a la izquierda. Parte inferior derecha, gráfico del kerma en aire obtenidos a partir de los datos sin procesar mediante la curva de calibración obtenida.

| Protocolo Qn | Paciente | Localización | kVp | mAs | Exploración |
|--------------|------------|------------------|-----|-----|-------------|
| Q1 | Adulto | Cráneo | 130 | 250 | Axial |
| Q2 | Adulto | Tórax | 130 | 70 | Helicoidal |
| Q3 | Adulto | Abdomen y pelvis | 130 | 120 | Helicoidal |
| Q4 | Pediátrico | Cráneo | 110 | 232 | Axial |
| Q5 | Pediátrico | Tórax | 110 | 26 | Helicoidal |

Tabla 3.1: Protocolos de uso clínico más utilizados en el departamento de radiodiagnóstico en el tomógrafo SE6 de SOLCA Quito

| Qn | Adquisición | Corte | Pitch | FOV | Filtro de reconstrucción | Ventana |
|----|-------------|--------|-------|--------|--------------------------|-------------|
| Q1 | 6x2 mm | 2 mm | N/A | 250 mm | H31s homog media | Cerebrum |
| Q2 | 6x2 mm | 2.5 mm | 1.4 | 250 mm | B41s medio | Mediastinum |
| Q3 | 6x2 mm | 2.5 mm | 1.5 | 250 mm | B41s medio | Abdomen |
| Q4 | 6x2 mm | 2 mm | N/A | 250 mm | H31s homog media | Cerebrum |
| Q5 | 6x2 mm | 2.5 mm | 1.4 | 250 mm | B41s medio | Mediastinum |

Tabla 3.2: Configuración de adquisición y reconstrucción de los protocolos utilizados en el tomógrafo SE6 de SOLCA Quito

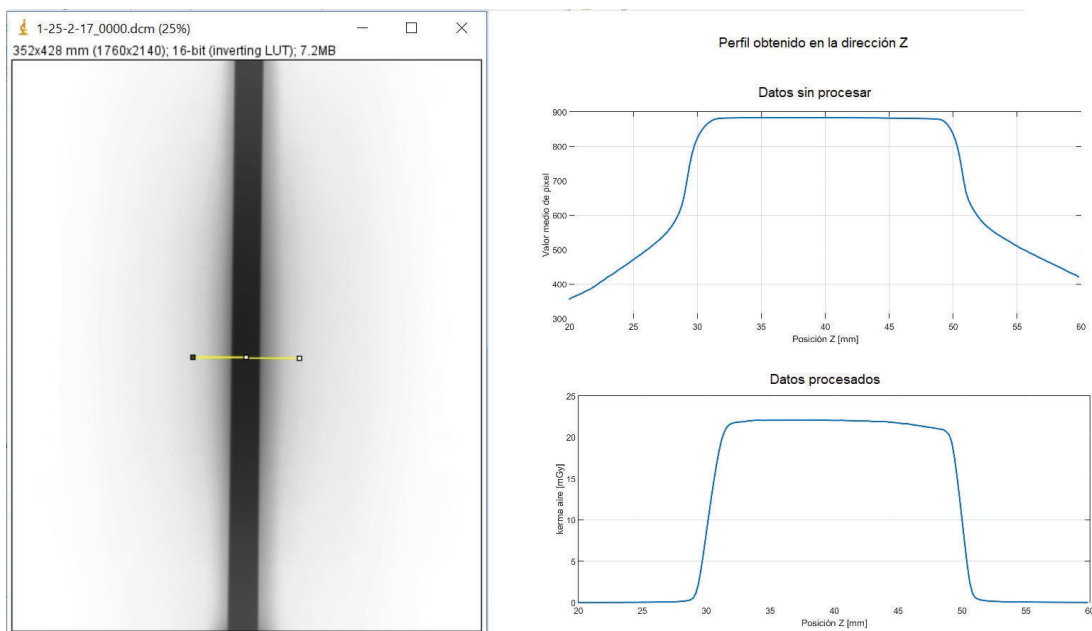


Figura 3.7: Medida en imagej de $f_{air}(z)$. Determinación del perfil de VMP en la dirección z en el software ImageJ, donde $z = 40$ mm corresponde al isocentro.

3.4 Medida simultánea de dosis y parámetros de calidad de imagen (MTF, NPS)

Para la medida simultánea de la dosis y calidad de imagen se acoplaron dos fantomas usados en el programa de garantía de calidad de tomografía, el fantoma de acreditación del Colegio Americano de Radiología (ACR) (modelo 464, Gammex-RMI, Middleton,

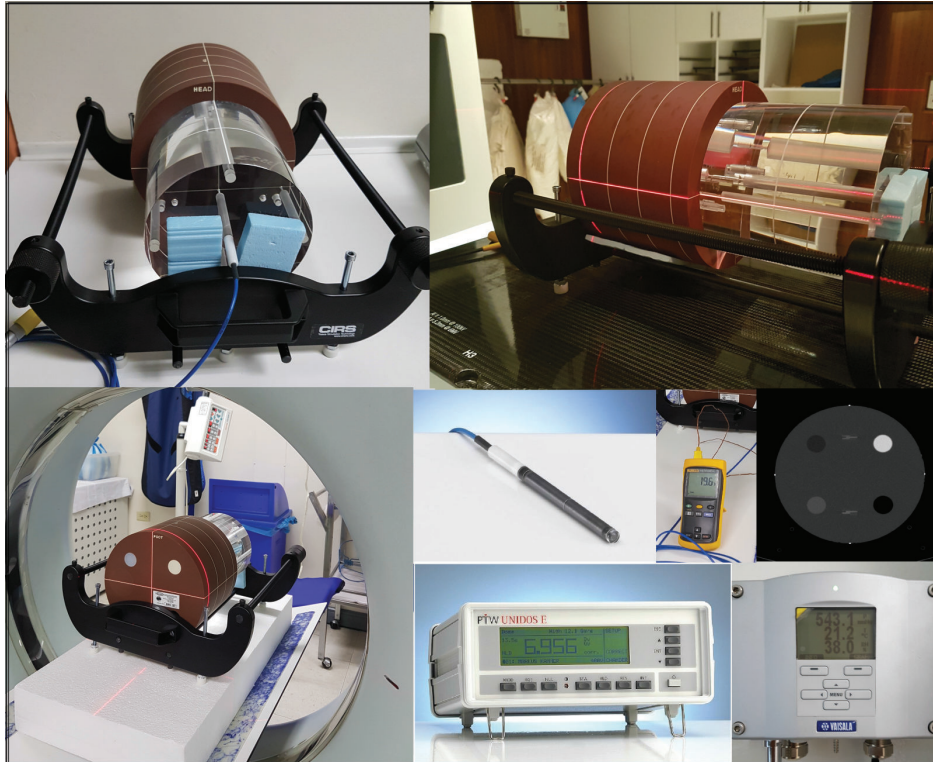


Figura 3.8: Alineación del sistema de medida en el tomógrafo, cámara y electrómetro para la obtención del HVL.

WI) y el Fantoma de polimetil-metacrilato PTW de 16cm de diámetro. El primero para la obtención de la función de transferencia de modulación (MTF) y el espectro de potencia de ruido (NPS), y el segundo para la determinación de la dosis.

3.4.1 Sistema de medida

Las medidas se realizaron durante 6 meses de uso del tomógrafo SE6 luego de la instalación del nuevo tubo el 24 de febrero del 2017. En cada día de medida se reprodujo la alineación y condiciones de medida para cada protocolo.

Se montó y alineó el fantoma (modelo 464, Gammex-RMI, Middleton, WI) y el fantoma de acrílico PTW de 16cm de diámetro sobre el soporte de fibra de carbono CIRS de tal manera que el extremo del modulo 4 del fantoma ACR (marcado Head) se una con el extremo del fantoma 16cm de diámetro y deje libre el ingreso de la cámara de ionización tipo lápiz en el inserto central como se observa en la figura 3.8. Se instaló el sistema dosimétrico y se conectó la cámara tipo lápiz (modelo 30009, PTW, Alemania) ubicada en el inserto central del fantoma acrílico

Sistema Dosimétrico y software de análisis

1. Cámara de ionización tipo lápiz (Modelo TW30009-0653, PTW, Alemania) con 10 cm de longitud activa y 3 cm^3 de volumen activo.
2. Electrómetro (Modelo UNIDOS E T10009-90339, PTW, Alemania)
3. Base de fibra de carbono CIRS para fantasmas.
4. Fantoma (modelo 464, Gammex-RMI, Middleton, WI)
5. Fantoma de polimetil-metacrilato PTW de 16cm de diámetro.
6. Plancha de espuma flex.
7. Termómetro y barómetro.
8. Nivel Digital (Modelo Pro-360 950-315, Mitutoyo, U.S.A.)

Procedimiento

El procedimiento que se siguió para la medida simultánea de dosis y parámetros de calidad de imagen (MTF, NPS) fue.

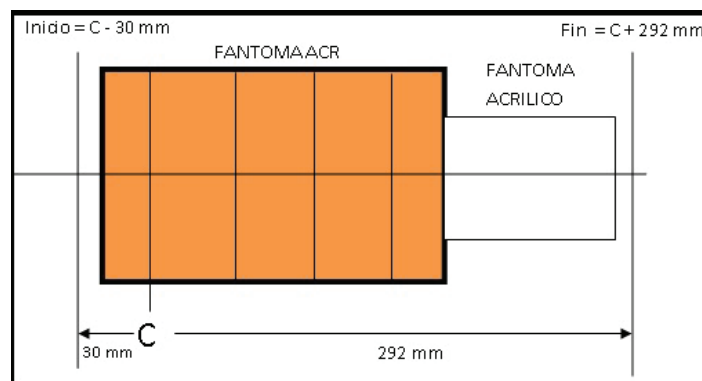


Figura 3.9: Definición de los límites de estudio para la medida simultánea de dosis y parámetros de calidad de imagen.

1. Ubicar el centro del módulo 1 del fantoma ACR en el isocentro del tomógrafo utilizando el sistema de láser internos del tomógrafo y registrar la coordenada correspondiente a la posición longitudinal de la mesa.
2. Verificar la correcta alineación del fantoma según el método descrito por McCollugh et al. En la consola de operación ingresar al menú de protocolos para exámenes especiales, seleccionar protocolo láser, se realiza en modo axial 6 cortes de 1mm alrededor del centro del modulo 1, registrar la posición de la mesa (C_C) en relación al corte en el que se visualiza los 4 marcadores radiopacos.

3. En la consola de operación, ingresar en el menú de protocolo privado, seleccionar protocolo de cráneo.
4. Seleccionar los parámetros que definen el protocolo de estudio: En la viñeta rutina fijar la corriente del tubo de rayos-X (mA), el kilovoltaje (kV), la adquisición y tamaño de corte, el rango del estudio ($inicio = C_C - 30mm$ y $fin = C_C + 292mm$). En la viñeta exploración desactivar el casillero CARE Dose4D. En la viñeta reconstrucción seleccionar el FOV a 250.
5. Iniciar el examen y registrar las lecturas del electrómetro (M_1), repetir la irradiación 1 vez más (M_2), Los valores de M se relacionan con la dosis D mediante el factor de calibración de la cámara.
6. Registrar los valores de presión (P) y temperatura (T) en la sala del tomógrafo.
7. Exportar los ficheros DICOM sin procesar de las imágenes reconstruidas del fantoma ACR.
8. Importar los ficheros DICOM correspondientes a 3 cortes del modulo 3 de uniformidad y ruido en el Software MATLAB (Versión R2010a, The MathWorks Inc., Natick, MA), y obtener los valores de MTF y NPS con el algoritmo de análisis desarrollado por S. N. Friedman et al, para cada protocolo Q_n .
9. Repetir los pasos 8 al 12 para los diferentes protocolos de uso clínico listados en las Tablas 3.1 y 3.2.

Tratamiento de datos

Cálculo de dosis

Para cada conjunto de medidas M se calculó el valor promedio:

$$\bar{M} = \frac{M_1 + M_2 + M_3}{3} \quad (3.6)$$

Los valores \bar{M} representan la carga colectada por la cámara durante el protocolo de estudio en el tomógrafo integrada en toda la cámara debido a cada protocolo de estudio Q_n . Se determina el factor de condiciones ambientales ($k_{P,T}$)

$$k_{P,T} = \left(\frac{273 + T}{273 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (3.7)$$

donde P_0 y T_0 son la presión y la temperatura de referencia de calibración de la cámara de ionización, T y P son la temperatura y la presión ambiental el instante de la medida en la sala del tomógrafo SE6. La temperatura en grados Celsius y la presión en

milímetros de Hg.

Se calculó la dosis integrada en los 10 cm de la cámara tipo lápiz PTW

$$D_{Q_n} = \bar{M}(Q_n) \times k_{P,T} \times K_{cal} \quad (3.8)$$

De acuerdo al certificado de calibración, el factor de la cámara N_k es $839,4mGymm/nC$ y las condiciones de referencia son: $P_o = 759,96[mmHg]$ y $T_o = 20[^\circ C]$. El factor de correccion por la calidad del haz fue interpolado de los valores del certificado resultando $k_Q = 1,01$ para 110 kVp y $k_Q = 0,99$ para 130 kVp.

Capítulo 4

Resultados y Discusión

4.1 Evolución del HVL

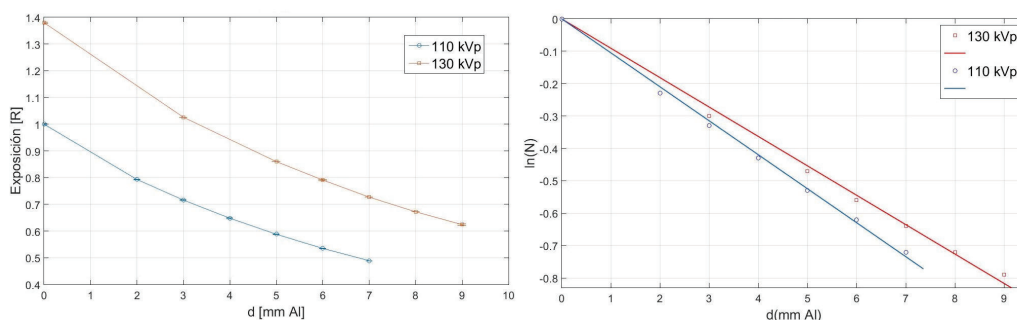


Figura 4.1: Gráfico representativo de un día de medida para 110 kVp y 130 kVp a 100 mA. A la izquierda, gráfico de la exposición en función del espesor del filtro de aluminio. A la derecha, el $\ln\left(\frac{\bar{X}_{d,kV}}{\bar{X}_{0,kV}}\right)$ en función del espesor de aluminio, se realizó el ajuste lineal con coeficientes de correlación mayores a 0,994.

| | 110 kVp | | 130 kVp | |
|-----|-----------|--------------|-----------|--------------|
| Día | HVL[mmAl] | μ [1/mm] | HVL[mmAl] | μ [1/mm] |
| 0 | 6,681 | 0,1038 | 7,781 | 0,0891 |
| 68 | 6,595 | 0,1051 | 7,627 | 0,0909 |
| 88 | 6,662 | 0,1040 | 7,682 | 0,0902 |
| 103 | 6,523 | 0,1063 | 7,625 | 0,0909 |
| 134 | 6,646 | 0,1043 | 7,514 | 0,0923 |
| 148 | 6,686 | 0,1037 | 7,527 | 0,0921 |
| 169 | 6,566 | 0,1056 | 7,624 | 0,0909 |
| 180 | 6,566 | 0,1054 | 7,624 | 0,0896 |

Tabla 4.1: Valores de HVL, μ , μ/ρ y Energía para 110 kVp y 130 kVp del tomógrafo SE6 en las diferentes días de medida.

En la figura 4.1 se muestra los resultados de un día de medida. En la tabla 4.1, en la tercera columna están los valores obtenidos de HVL para 110 kVp y 130 kVp. Según el Manual del propietario del sistema del tomógrafo Siemens Emotion 6, las especificaciones del valor de referencia del HVL para el tubo de rayos X modelo DURA 422 MV al día de instalación son: para 110 kVp debe estar dentro del intervalo de $6,7\text{ mmAl}$ a $7,1\text{ mmAl}$ y para 130 kVp debe estar dentro del intervalo de $7,7\text{ mmAl}$ a $8,1\text{ mmAl}$ [25]. De los datos mostrados en la tabla 4.1 al día después de la instalación el valor de HVL es de $6,681\text{ mmAl} \approx 6,7\text{ mmAl}$ para 110 kVp y $7,781\text{ mmAl} \approx 7,8\text{ mmAl}$ para 130 kVp, estando dentro de los valores de tolerancia iniciales. La mayor desviación con respecto al día de instalación es en el día 103 con un valor de $6,523\text{ mmAl}$ y $7,514\text{ mmAl}$ para 110 kVp y 130 kVp respectivamente, estando fuera de la tolerancia inicial, pero esta dentro de la tolerancia de los protocolos de control de calidad que es de una desviación de 1 mmAl alrededor del valor de referencia. En la tercera columna tenemos los valores del coeficiente de atenuación lineal (μ) obtenidos del gráfico $\ln(\bar{X}_{d,kV}/\bar{X}_{0,kV})$ vs d para cada día de medida.

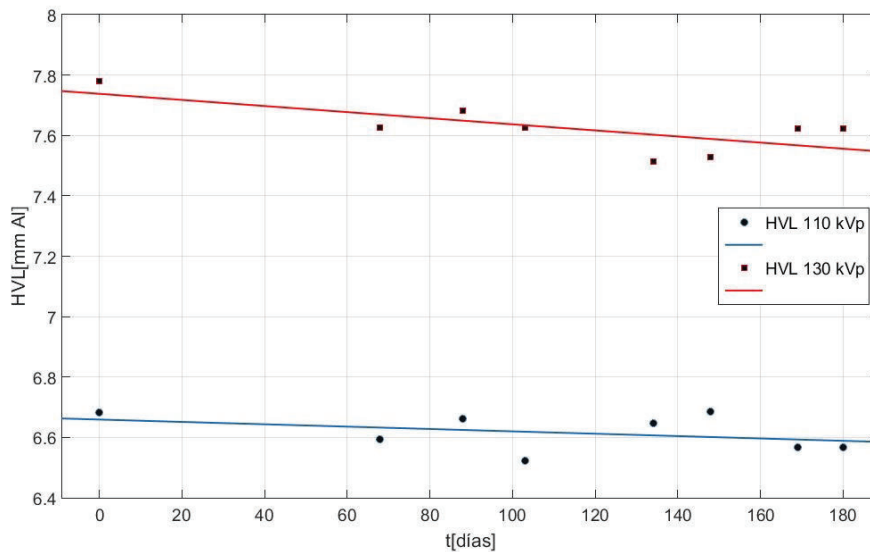


Figura 4.2: Gráfico de la tendencia en el tiempo del HVL para 110 kVp y 130 kVp.

En la figura 4.2 se determinó la línea de tendencia del tipo $HVL = a * t + b$. Para 110 kVp el coeficiente a es $-0,0003912$ con un intervalo de confianza del 95 % de $(-0,0001342, -0,0005593)$ y $b = 6,659$ con un intervalo de confianza $(6,541, 6,777)$ y un coeficiente de correlación de $0,145$, se observa una disminución del HVL en el tiempo y el rango de variación oscila dentro de $0,163\text{ mm}$ de aluminio. Para 130 kVp el coeficiente $a = -0,001009$ y $b = 7,738$ con intervalos de confianza al 95 % de $(-0,001998, -2,122e - 05)$ y $(7,615, 7,861)$ respectivamente, con un coeficiente de correlación de Pearson de $0,5101$. Se observa una tendencia inversamente proporcional

en el tiempo y el rango de variación es de 0,267 mm de aluminio. Se realizó la prueba de hipótesis para el coeficiente de correlación de Pearson como se muestra en la tabla 4.2, para 110 kVp, no existe correlación entre el HVL y el tiempo de uso del equipo con un nivel de significancia del 95 % y del 99,9 %. Para 130 kVp, a pesar de existir una tendencia, el valor del producto $a * t$ es pequeño comparado con el coeficiente b si consideramos que el tiempo de duración del tubo de rayos X es menor a 9 meses (274 días).

110 kVp

| r^2 | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | $z_{\alpha/2}$ | z | Condición | Correlación |
|-------|-------|---|--------------------|------------------------|----------------|-------|------------------------------|-------------|
| 0.145 | 0.381 | 8 | $H_0: \rho=0$ | 95% | 1.96 | 0.897 | 0.897 > -1.96 o 0.897 < 1.96 | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | 0.897 < -1.96 o 0.897 > 1.96 | |
| | | | $H_0: \rho=0$ | 99.90% | 3.08 | 0.897 | 0.897 > -3.08 o 0.897 < 3.08 | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | 0.897 < -3.08 o 0.897 > 3.08 | |

130 kVp

| r^2 | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | $z_{\alpha/2}$ | z | Condición | Correlación |
|--------|-------|---|-----------|------------------------|----------------|-------|------------------------------|-------------|
| 0.5101 | 0.714 | 8 | $p=0$ | 95% | 1.96 | 2.003 | 2.003 > -1.96 o 2.003 < 1.96 | SI |
| | | | $p < > 0$ | | | | 2.003 < -1.96 o 2.003 > 1.96 | |
| | | | $p=0$ | 98.65% | 2.004 | 2.003 | 2.003 > -2 o 2.003 < 2.004 | NO |
| | | | $p < > 0$ | | | | 2.003 < -2 o 2.003 > 2.004 | |

Tabla 4.2: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para la tendencia en el tiempo del HVL para 110 kVp y 130 kVp.

4.2 Calibración del sistema CR.

4.2.1 Kerma aire en el isocentro ($f_{air}(0)$)

El experimento se realizó en un mismo día para las dos energías, se midió la presión y temperatura de la habitación del tomógrafo, siendo $P = 541,4 mmHg$ y $T = 20^\circ C$. Según el certificado de calibración, las condiciones de referencia de presión y temperatura fueron $P_o = 760 mmHg$ y $T_o = 22^\circ C$, con lo cual, se calculó el factor de corrección de presión y temperatura ($k_{p,T} = 1,394$). El factor de calibración de la cámara utilizado es $N_k = 2,64 \times 10^8 Gy/C$ y el factor de corrección por la calidad del haz es $k_Q = 0,972$ para 110 kV y $k_Q = 0,980$ para 130 kV.

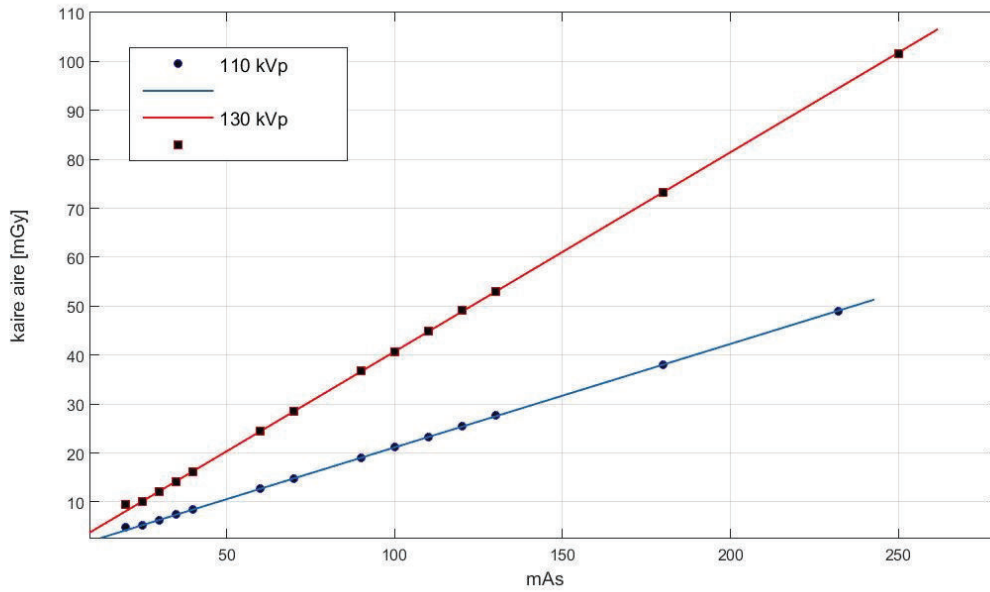


Figura 4.3: Comportamiento del kerma aire en el isocentro del tomógrafo a diferentes valores de mAs para 110 KVp y 130 kVp.

En la figura 4.3 la línea continua representa el ajuste a una función lineal del tipo $k_{aire\ aire} = a * It$, para 110 kVp el coeficiente a es 0,2114 con un intervalo de confianza del 95 % de (0,2104, 0,2125) y coeficiente de correlación de 0,999 y para 130 kVp el coeficiente a es 0,4073 con un intervalo de confianza del 95 % de (0,4053, 0,4092) y coeficiente de correlación de 0,999. Se observa el comportamiento lineal del kerma aire con el aumento de la corriente del tubo de rayos X del equipo.

4.2.2 Curva de calibración del sistema CR Fuji

Se presentan los resultados de los valores de C_1 y C_2 para 110 kVp y 130 kVp de la curva que relaciona los valores medios de pixel medidos en el CR con los valores de kerma aire mediante la ecuación $k_{aire} = C_1 e^{C_2(VMP)}$. Además, se determina el nivel de saturación de la IP a los kVp de estudio.

Se realizó una irradiación preliminar para determinar el nivel de saturación y el rango de medida para el sistema CR, se obtuvieron los siguientes resultados:

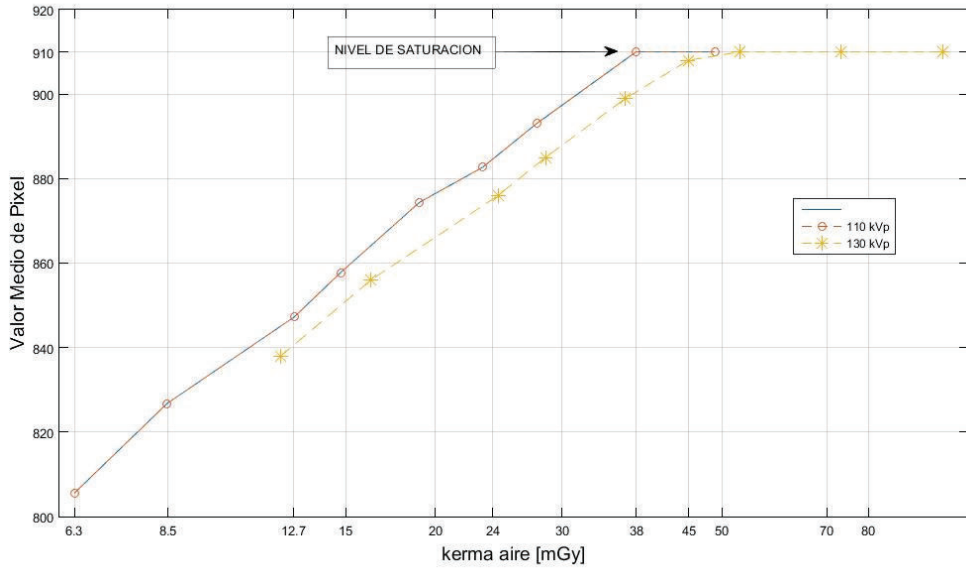


Figura 4.4: Nivel de saturación del CR para 110 y 130 kVp. Gráfico semilogarítmico de los VMP con respecto al kerma aire para 110 kVp y 130 kVp.

En el gráfico semilogarítmico 4.4 se estableció el nivel de saturación a un valor medio de pixel de 910 en las condiciones de procesamiento usando el test de control de calidad AVE4.0 con $L = 4$, $S = 50$, que corresponde a irradiar al CR a 38 mGy para 130 kVp y 50 mGy a 110 kVp. Por debajo del nivel de saturación se evidencia una relación lineal entre el VMP y el $\log(kerma - aire)$, se procede a realiza una nueva irradiación del sistema con valores por debajo del nivel de saturación obteniendo los siguientes resultados:

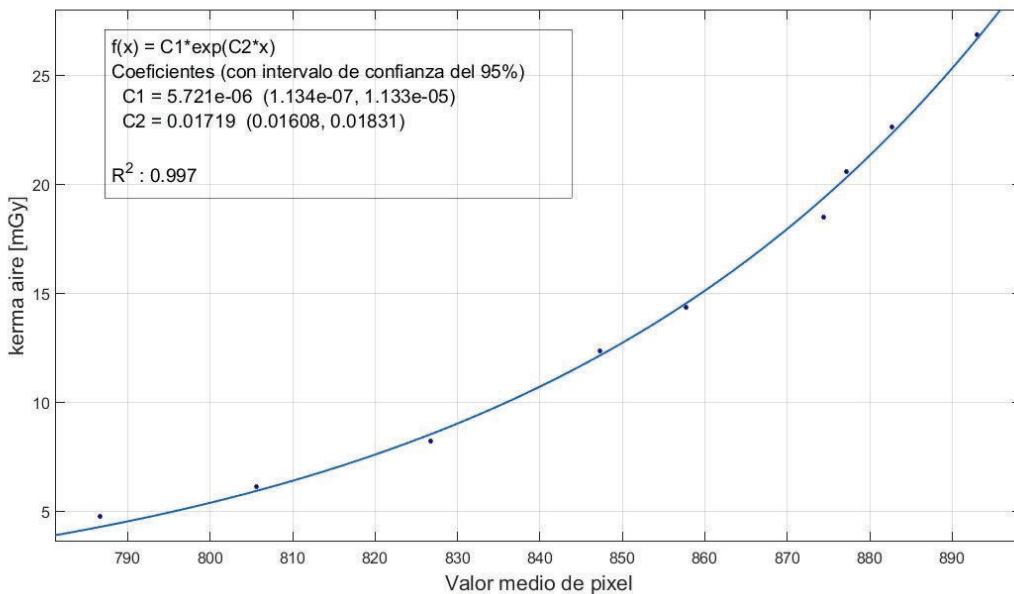


Figura 4.5: Curva de calibración del sistema CR a 110 kVp.

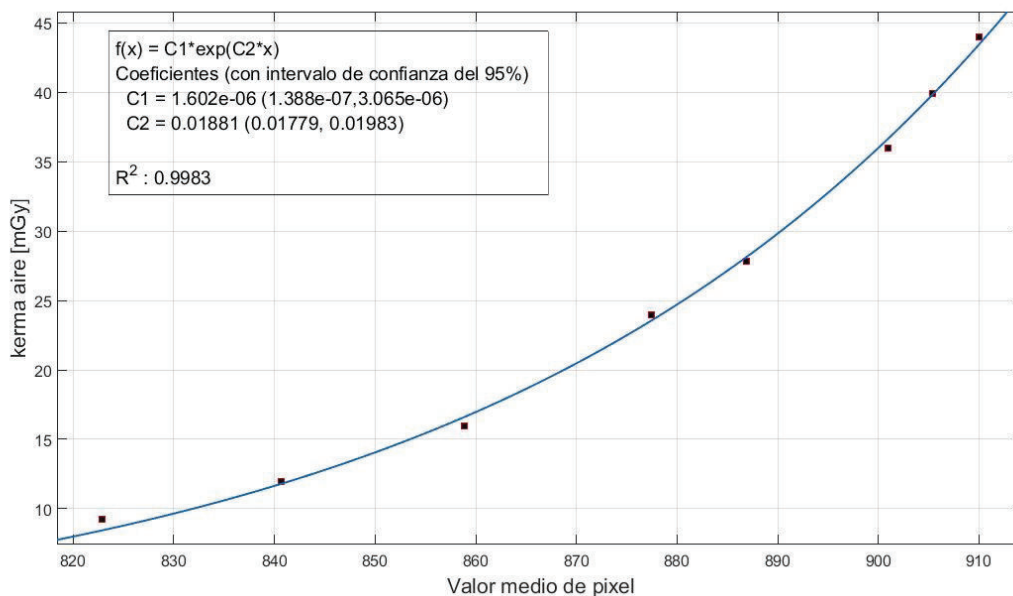


Figura 4.6: Curva de calibración del sistema CR a 130 kVp.

Se graficó los valores de kerma aire correspondientes al mAs de la exposición en función de los VMP obtenidos como se observa en las figuras 4.5 y 4.6, los datos se ajustaron según una línea de tendencia exponencial como se predijo en el capítulo 2, donde $C1 = 5,721 \times 10^{-06}$, $C2 = 0,01719$ con coeficiente de correlación 0,997 para 110 kV y $C1 = 1,602 \times 10^{-06}$, $C2 = 0,01881$ con coeficiente de correlación de 0,9983 para 130 kV con intervalos de confianza del 95%. Se determinó que con el chasis IP cassette Fuji Type PC de $35,4 \times 43$ su rango de medida no se limita a 80 kV y mAs bajos como se reporta en la literatura para los chasis usados en rayos X convencional, lo que permitió realizar las medidas de kerma aire a 110 kV y 130 kV a 100 mAs.

4.3 Medida del kerma aire mediante el sistema CR

Se presentan los resultados obtenidos en la medición experimental de la distribución de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{air}(z)$ durante los 6 primeros meses de uso del tubo de rayos X posterior al cambio. Como procedimiento se siguió el descrito en la sección 3.2.4. En la figura 4.7 se muestra los resultados de un dÅa de medida de $f_L(x)$ y $f_{air}(z)$ en el isocentro obtenidos a partir de los valores medios de pixel mediante las curvas de calibración para 110 kVp y 130 kVp. Las medidas se realizaron durante los seis meses posterior a la instalación del tubo de rayos X. Se calcularon los valores máximos de $f_L(x)$ para cada día de medida, los cuales se obtuvieron mediante un ajuste gaussiano a cada una de las curvas de $f_L(x)$ con coeficientes de correlación $R^2 \geq 0,9964$

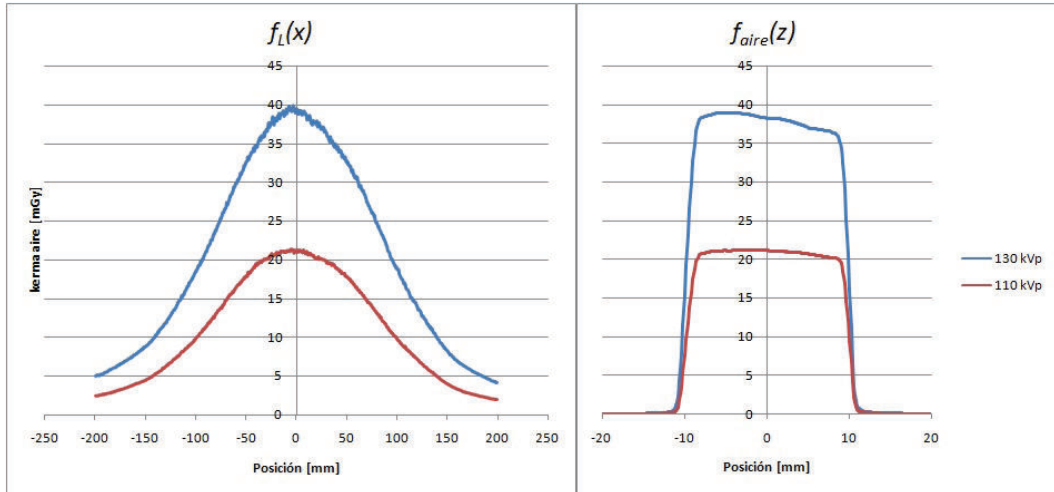


Figura 4.7: Resultados de un día de medida de $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$.

En la figura 4.7, el gráfico muestra los valores obtenidos en un día de medida de $f_{aire}(z)$ en el isocentro del tomógrafo. Se observó la presencia del efecto talón en cada uno de las curvas y se determinó la pendiente.

4.3.1 Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 110 kV y filtro modulador para cuerpo (Body)

En la figura 4.8 se observa una desviación máxima de $f_L(x)$ del $-12,11\%$ con respecto al día después de la instalación y los valores se encuentran alrededor del 8% con respecto al valor promedio. Se realizó la prueba de hipótesis del coeficiente de correlación de Pearson de $f_L(x)$ en función del tiempo de uso del tomógrafo, los valores se tabularon en la tabla 4.3.

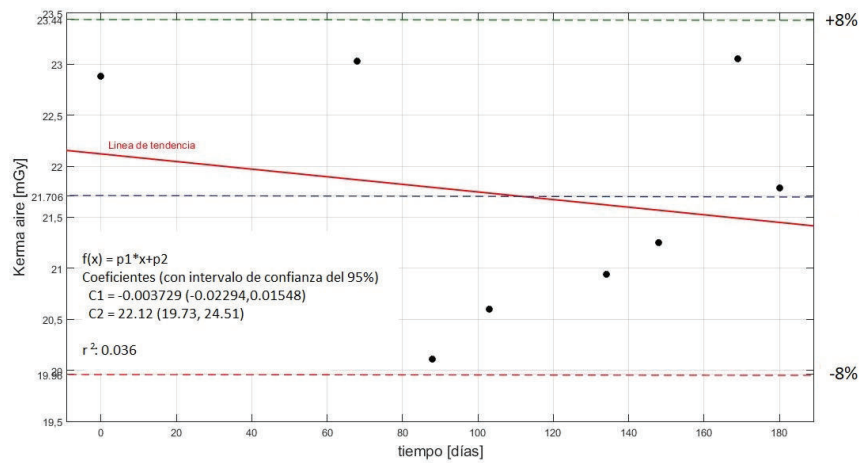


Figura 4.8: Evolución de los valores máximos de $f_L(x)$ para 110 kV y filtro Body.

| r^2 | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | $z_{\alpha/2}$ | z | Condición | Correlación |
|-------|-------|-----|--------------------|------------------------|----------------|-------|----------------------------------|-------------|
| 0.036 | 0.190 | 8 | $H_0: \rho=0$ | 95% | 1.96 | 0.429 | $0.429 > -1.96$ o $0.429 < 1.96$ | NO |
| | | | $H_2: \rho \neq 0$ | | | | $0.429 < -1.96$ o $0.429 > 1.96$ | |
| | | | $H_0: \rho=0$ | 99.90% | 3.08 | 0.429 | $0.429 > -3.08$ o $0.429 < 3.08$ | NO |
| | | | $H_2: \rho \neq 0$ | | | | $0.429 < -3.08$ o $0.429 > 3.08$ | |

Tabla 4.3: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 110 kV filtro cuerpo.

El mayor porcentaje de desviación de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación fue de 14,7% el día 88, los demás días el error relativo es menor al 11% como se presenta en la figura 4.9.

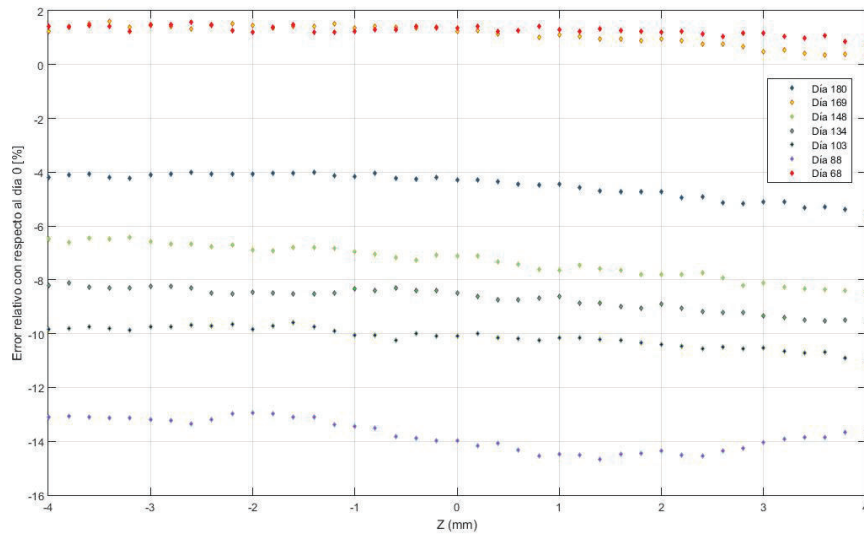


Figura 4.9: Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 110 kV, 100mA y filtro Body.

Durante la realización de las medidas el equipo dejó de funcionar el 08/06/2017 debido a un fallo en una tarjeta controladora del sistema de ventilación, esto ocurrió mientras se realizaban las medidas, la tarjeta fue remplazada los primeros días de julio y se retomó las medidas el 9 de julio, se observó un incremento de la temperatura de la sala debido a un fallo del aire acondicionado, se reportó a mantenimiento y se realizaron las medidas en esas condiciones. De los resultados obtenidos se observa que alrededor de la fecha de daño de la tarjeta de control del sistema de ventilación se presentan las mayores discrepancias con respecto a los valores iniciales, en el valor máximo de $f_L(x)$ y en el error relativo de $f_{aire}(z)$. Por lo tanto, se puede relacionar el cambio en las características de kerma aire en el plano x-z del tomógrafo con el rendimiento del tubo de rayos X para 110 kV. Las medidas realizadas a pesar de ser sensibles al mal funcionamiento del equipo.

4.3.2 Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 110 kV y filtro modulador para cráneo (Head)

En la figura 4.10 se observa una máxima desviación de $-9,05\%$ con respecto al día después de la instalación y los valores se encuentran alrededor del 8% con respecto al valor promedio. Se observó una tendencia en el tiempo como se muestra en la figura 4.10, con un índice de correlación de $R^2 = 0,01051$, Se realizó la prueba de hipótesis del coeficiente de correlación de Pearson para determinar si $f_L(x)$ esta correlacionado con el tiempo de uso del equipo, los valores se tabularon en la tabla 4.4. Se determinó que no existe dependencia.

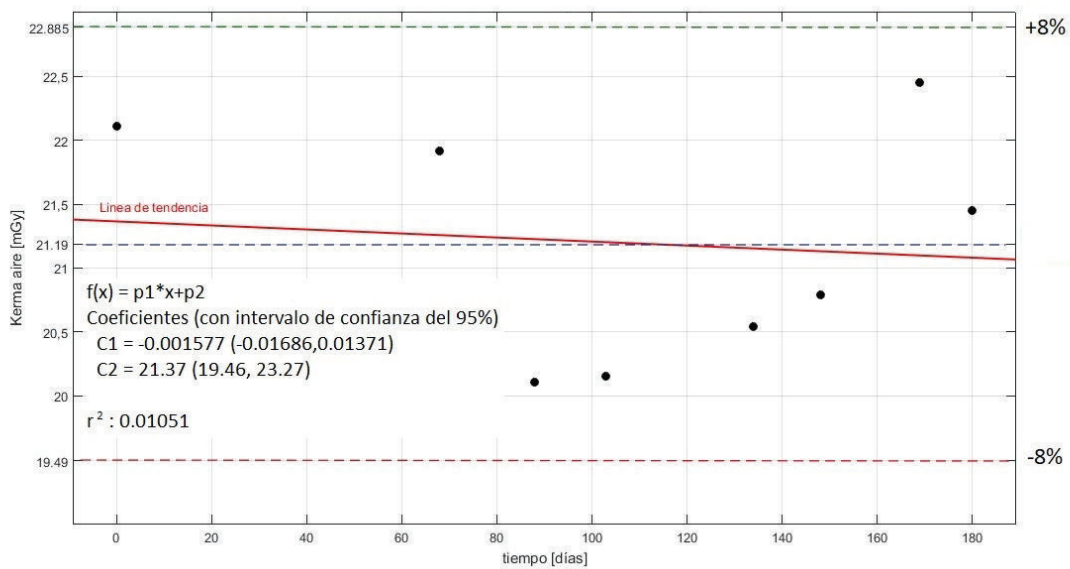


Figura 4.10: Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ para 110 kVp y filtro Head.

| r^2 | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | $z_{\alpha/2}$ | z | Condición | Correlación |
|---------|-------|-----|--------------------|------------------------|----------------|-------|----------------------------------|-------------|
| 0.01051 | 0.103 | 8 | $H_0: \rho=0$ | 95% | 1.96 | 0.230 | $0.230 > -1.96$ o $0.230 < 1.96$ | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | $0.230 < -1.96$ o $0.230 > 1.96$ | |
| | | | $H_0: \rho=0$ | 99.90% | 3.08 | 0.230 | $0.230 > -3.08$ o $0.230 < 3.08$ | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | $0.230 < -3.08$ o $0.230 > 3.08$ | |

Tabla 4.4: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 110 kV filtro Head.

Se observó el mayor error relativo del valor de $f_{aire}(z)$ con respecto al día cero de $10,4\%$. Para los demás días de medida los errores son menores del 10% como se presenta en la figura 4.11.

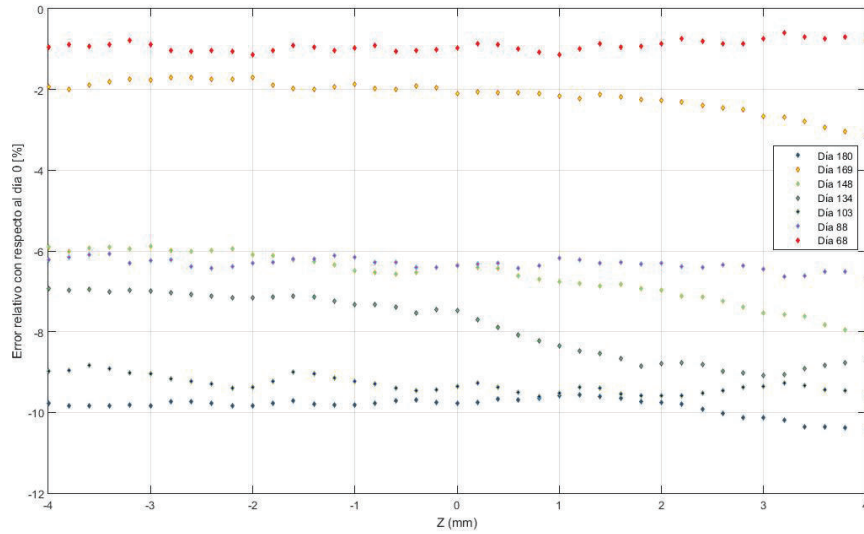


Figura 4.11: Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 110 kV, 100mA y filtro Head.

4.3.3 Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 130 kV y filtro modulador de cuerpo (Body)

Se calcularon los valores máximos de kerma aire para cada día de medida como se muestra en la figura 4.12, se observa una máxima desviación del $-12,3\%$ con respecto al día después de la instalación y los valores se encuentran alrededor del 8% con respecto al valor promedio. Se observa una tendencia en el tiempo como se muestra en la figura 4.12, con un índice de correlación de $R^2 = 0,08237$. Se realizó la prueba de hipótesis del coeficiente de correlación de Pearson presentado en la tabla 4.5.

| r^2 | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | $z_{\alpha/2}$ | z | Condición | Correlación |
|---------|-------|-----|--------------------|------------------------|----------------|-------|----------------------------------|-------------|
| 0.08237 | 0.287 | 8 | $H_0: \rho=0$ | 95% | 1.96 | 0.660 | $0.660 > -1.96$ o $0.660 < 1.96$ | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | $0.660 < -1.96$ o $0.660 > 1.96$ | |
| | | | $H_0: \rho=0$ | 99.90% | 3.08 | 0.660 | $0.660 > -3.08$ o $0.660 < 3.08$ | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | $0.660 < -3.08$ o $0.660 > 3.08$ | |

Tabla 4.5: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 130 kV filtro cuerpo.

Se graficó los valores obtenidos de kerma aire a lo largo del eje z $f_{aire}(z)$ en el isocentro del tomógrafo. Se observó la presencia del efecto talón en cada uno de las curvas y se determinó la pendiente, los resultados se presentan en la figura 4.13.

Se observó una mayor desviación del error relativo con respecto al día cero de 14% . Para los demás días de medida los errores relativos son menores al 12% como se presenta en la grafica 4.13.

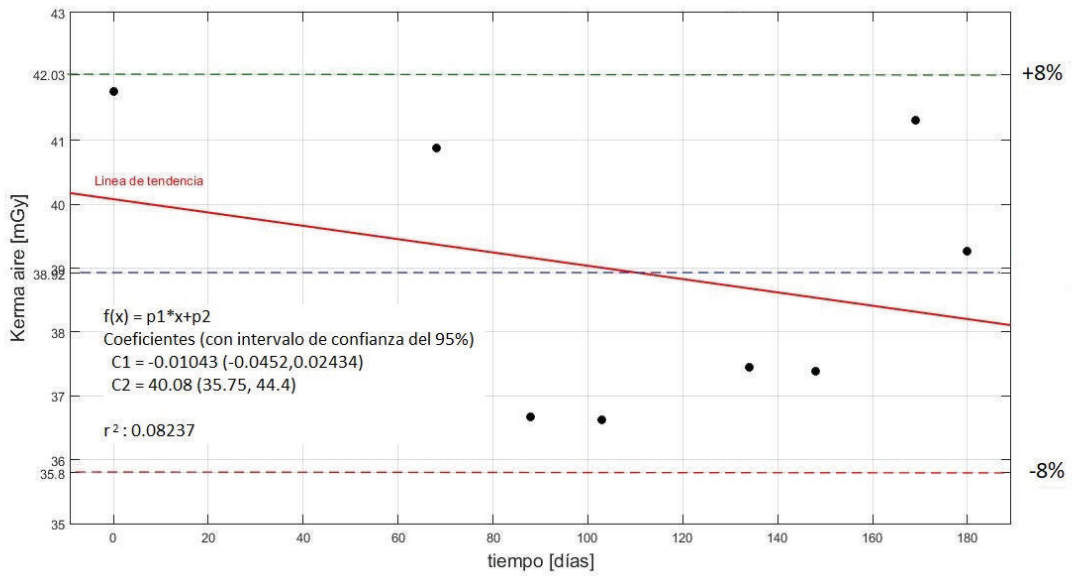


Figura 4.12: Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ para 130 kVp y filtro Body.

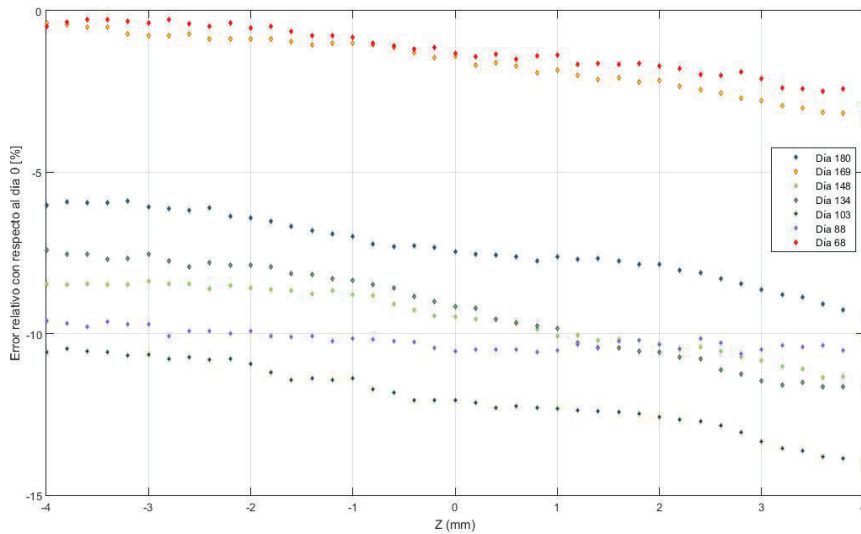


Figura 4.13: Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 130 kV, 100mA y filtro Body.

4.3.4 Perfil de kerma aire $f_L(x)$ y $f_{aire}(z)$ para 130 kV y filtro Head

Se observa una máxima desviación del $-11,4\%$ con respecto al día después de la instalación del valor máximo de $f_L(x)$ y los valores se encuentran alrededor del 8% con respecto al valor promedio. Se observa una tendencia en el tiempo como se muestra en la figura 4.14, con un índice de correlación de $R^2 = 0,007417$. Se realizó la prueba de

hipótesis del coeficiente de correlación de Pearson para analizar la variación de $f_L(x)$ en el tiempo de uso del equipo, los valores se tabularon en la tabla 4.6.

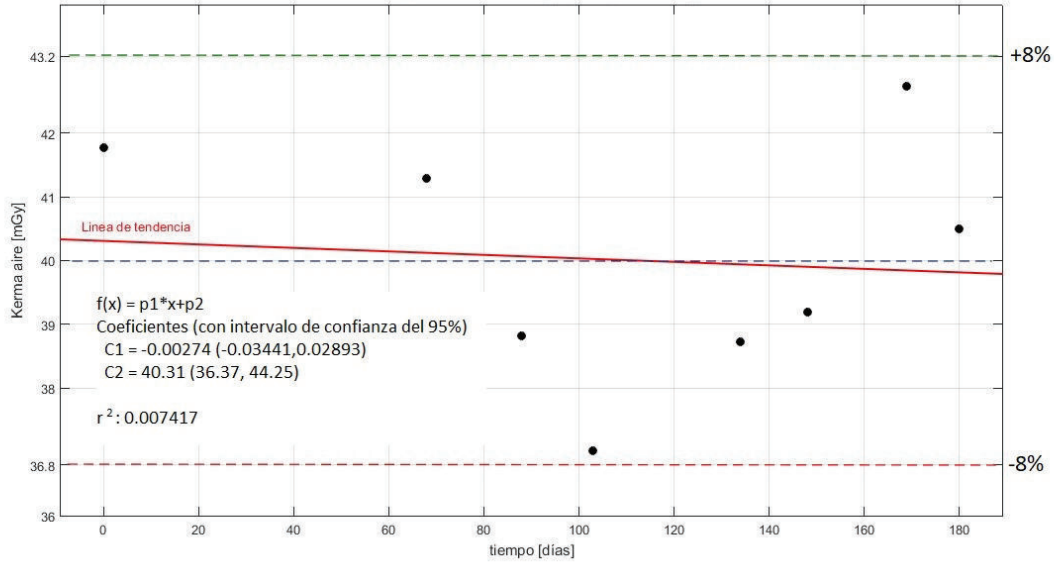


Figura 4.14: Comparación de los valores máximos de $f_L(x)$ para 130kVp y filtro Head.

| r^2 | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | $Z_{\alpha/2}$ | z | Condición | Correlación |
|----------|-------|-----|--------------------|------------------------|----------------|-------|----------------------------------|-------------|
| 0.007417 | 0.086 | 8 | $H_0: \rho=0$ | 95% | 1.96 | 0.193 | $0.193 > -1.96$ o $0.193 < 1.96$ | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | $0.193 < -1.96$ o $0.193 > 1.96$ | |
| | | | $H_0: \rho=0$ | 99.90% | 3.08 | 0.193 | $0.193 > -3.08$ o $0.193 < 3.08$ | NO |
| | | | $H_1: \rho \neq 0$ | | | | $0.193 < -3.08$ o $0.193 > 3.08$ | |

Tabla 4.6: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para de la tendencia en el tiempo de de $f_L(x)$ para 130 kV filtro head.

Se observó una mayor desviación del error relativo del 12,6 % el día 103 despues de la instalación del tubo de rayos X . Para los demás días de medida las variaciones eson menores al 10.8

4.4 Dosis y calidad de imagen

Las mediciones experimentales para cada uno de los protocolos de la Tabla 3.2 se realizaron durante los 6 meses posterior al cambio de tubo de rayos X del tomógrafo SE6 utilizando la metodología descrita en la sección 3.3 con el objetivo de valorar la influencia del deterioro del tubo de Rayos X en la dosis y la calidad de imagen del tomógrafo Siemens Emotion 6 del departamento de Imagenología del Hospital de SOLCA Núcleo de Quito. Para relacionar las magnitudes utilizadas para evaluar el deterioro HVL y kerma en aire con la dosis y calidad de imagen, se realizaron las siguientes consideraciones por limitación del tiempo de uso del equipo, las cuales son: El valor de HVL

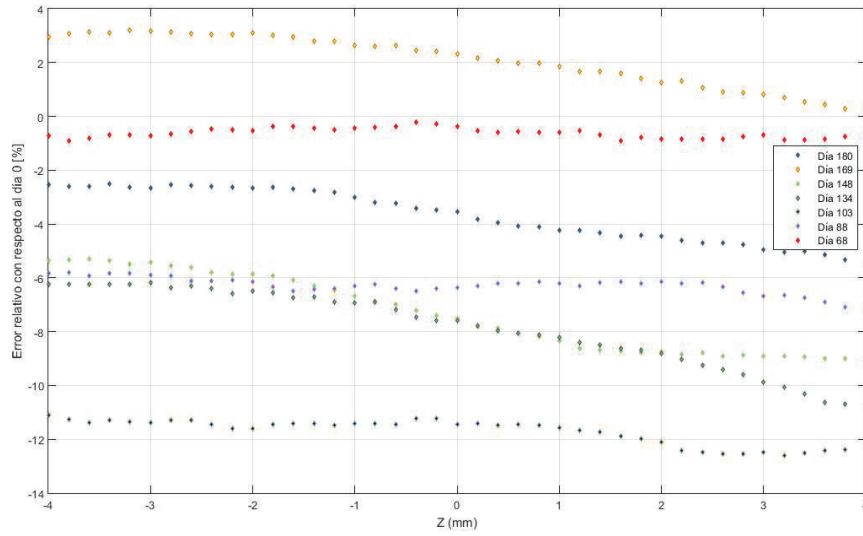


Figura 4.15: Resultados del cálculo de los errores relativos de $f_{aire}(z)$ con respecto al día de instalación del tubo de rayos X para 130 kV, 100mA y filtro Head.

es independiente del producto corriente y tiempo de irradiación del tubo, por lo que a cada valor de kVp se le asocia en cada medición temporal un único valor de HVL evaluado a 100mAs , el valor de kerma aire es en relación lineal con el producto corriente y tiempo, lo cual fue comprobado con las medidas de kerma aire con cámara de ionización en la sección 4.2.1 y por tanto el valor de kerma aire evaluado en cada día de medición a 100 mAs es proporcional al valor de mAs de cada protocolo de estudio.

| DIA | T [$^{\circ}C$] | P [mm Hg] | $K_{P,T}$ |
|---------|-------------------|-----------|-----------|
| 25/2/17 | 542.0 | 19.0 | 1.388 |
| 4/5/17 | 542.3 | 20.8 | 1.396 |
| 24/5/17 | 543.0 | 20.8 | 1.394 |
| 8/6/17 | 544.0 | 20.2 | 1.389 |
| 9/7/17 | 541.8 | 25.5 | 1.419 |
| 23/7/17 | 542.0 | 19.7 | 1.391 |
| 13/8/17 | 542.8 | 20.8 | 1.394 |
| 24/8/17 | 543.0 | 18.3 | 1.382 |

Tabla 4.7: Condiciones ambientales al día de la medida y valores del factor de corrección de presión y temperatura calculado.

Se ingresó en el modo normal del tomógrafo y para cada protocolo se escogió los valores establecidos según la tabla 3.1 y 3.2. Se realizó 3 medidas para cada protocolo Qn y se obtuvieron los valores de dosis, MTF y NPS.

A continuación se presentan los resultados de la evolución temporal de la dosis al centro del fantoma de CTDI, MTF y NPS. Se obtuvieron para cada día de medida los valores de MTF evaluados al 10 % y el valor máximo de la NPS obtenido por un ajuste Gaussiano con 2 términos del tipo $a1 * e^{-\left(\frac{x-b1}{c1}\right)^2} + a2 * e^{-\left(\frac{x-b2}{c2}\right)^2}$ con coeficientes de correlación $r^2 > 0,99$.

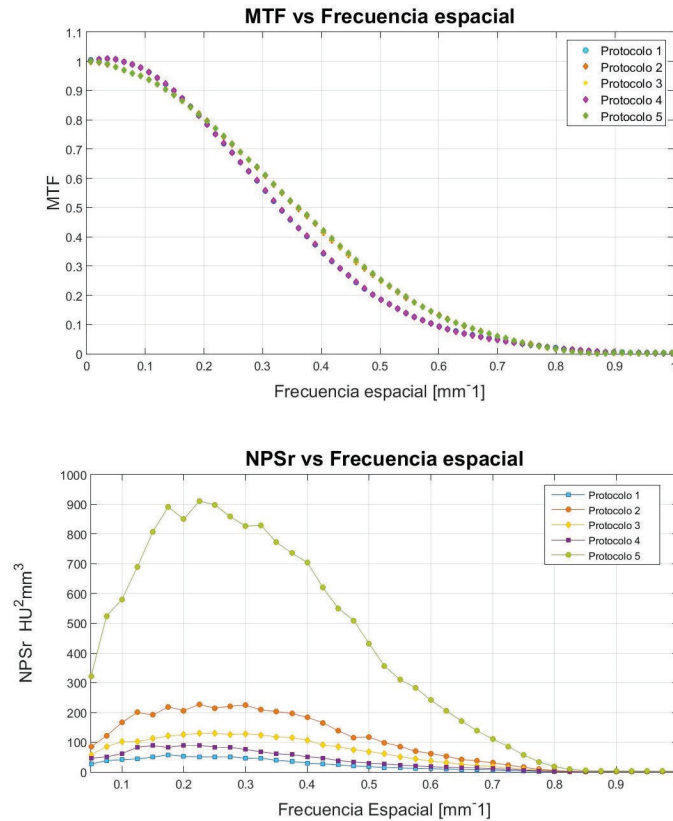


Figura 4.16: Gráficas de MTF y NPS durante 1 día de medida.

4.4.1 Evolución de la dosis en el eje del fantoma CTDI

En la figura 4.17 se graficó la dosis en el centro del fantoma en función del tiempo, durante la vida útil del tubo de rayos X, observa que el nivel de dosis mayor corresponde al protocolo Q1 (cráneo adulto) con 130 kV y 250 mA seguido del protocolo Q4 (cráneo pediátrico con 110 kV y 232 mA) que disminuye en un 60 % de la dosis, los protocolos de tórax, abdomen y pelvis adulto (Protocolo Q2 con 130kV y 70 mA y protocolo Q3 con 130kV y 120 mA) tienen dosis menores al 50 % con respecto al protocolo 1 y el de menor dosis es el protocolo de tórax pediátrico (protocolo Q5 con 110 kV y 26 mA). Los resultados concuerdan con el incremento exponencial de la dosis con el potencial del tubo de rayos X y con el incremento lineal de la dosis con la intensidad (mA) seleccionada .

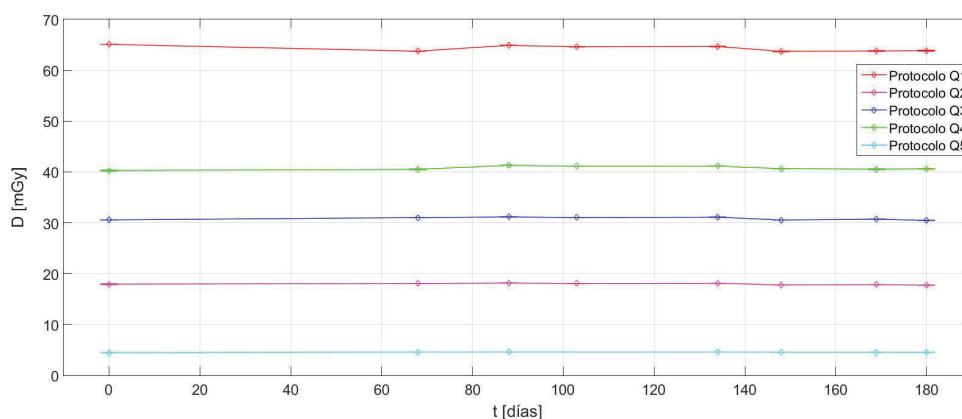


Figura 4.17: Evolución de la dosis en el centro del fantoma para los 5 protocolos de estudio. Los errores son tan pequeños que no se aprecian en la escala utilizada y los errores en cada día de medida son menores al 0.2 %.

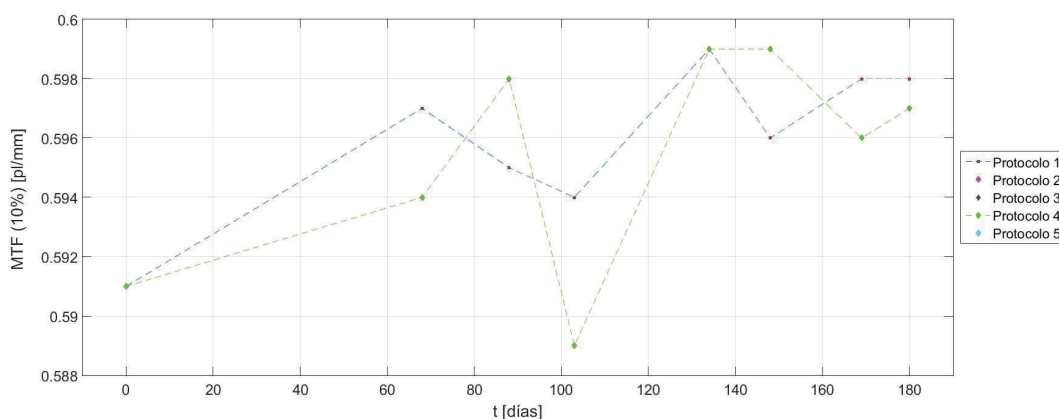


Figura 4.18: En la gráfica se presenta la variación de la MTF evaluada al 10 % durante la vida útil del tubo de rayos X. En el día 103 se presenta la mayor variación.

Las medidas de dosis para cada uno de los protocolos de estudio estuvo dentro de la incertidumbre del sistema de medida del $\pm 2\%$ con respecto al valor promedio, y por tanto no se encontró una variación representativa en la dosis. Se calcularon los índices de correlación de la dosis con el tiempo, encontrándose los valores de 0,379 para Q1, 0,215 para Q2, 0,042 para Q3, 0,033 para Q4 y 0,064 para Q5. Se realizaron las pruebas de hipótesis del coeficiente de correlación de Pearson con un nivel de significancia del 95 %, como resultado se obtuvo que los 5 protocolos de estudio no presentan una dependencia lineal de la dosis con el tiempo transcurrido como se observa en las tablas A.7, A.8, A.9, A.10 y A.11.

4.4.2 Evolución de la función de transferencia de modulación.

En las figuras 4.18 y 4.19 se graficó la variación de la MTF evaluada al 10 % para los 5 protocolos de estudio. Los valores obtenidos se aproximan a los reportados por

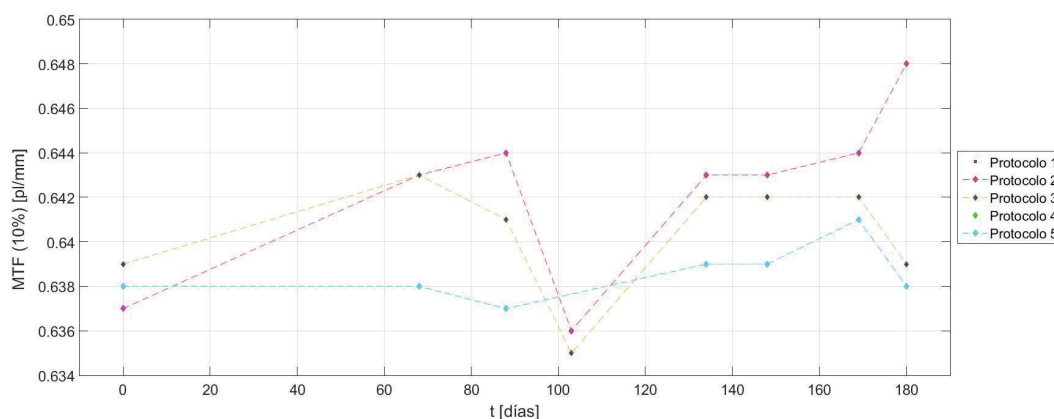


Figura 4.19: En la gráfica se presenta la variación de la MTF evaluada al 10 % durante la vida útil del tubo de rayos X. En el día 103 se presenta la mayor variación.

el fabricante [25] de $0,62\text{pl/mm}$ para cabeza y $0,64\text{pl/mm}$ para cuerpo. En todos los protocolos se observó una tendencia de crecimiento del valor de la $MTF(10\%)$ con el tiempo. La máxima desviación de la $MTF(10\%)$ respecto de la primera medida es de 1.73% , esto corresponde a $0,008\text{pl/mm}$. En las figuras 4.18 y 4.19 también podemos observar que la mayor variación corresponde al día 103, fecha en la que se presenta un daño del sistema de ventilación del equipo, afectando en mayor proporción en la $MTF(10\%)$ y en la distribución de kerma aire como se observa en la sección 4.3.

Se calcularon los índices de correlación de la MTF con el tiempo transcurrido, los valores fueron: $0,379$ para Q1, $0,463$ para Q2, $0,044$ para Q3, $0,334$ para Q4 y $0,202$ para Q5. Se realizaron las pruebas de hipótesis del coeficiente de correlación de Pearson con un nivel de significancia del 95% (tabla A.7, A.8, A.9, A.10 y A.11) se determinó que durante la vida útil del tubo no había una dependencia del valor de la $MTF(10\%)$ con el tiempo de uso del equipo.

4.4.3 Evoluci3n de la NPS

En las figuras 4.20 y 4.21 se observa el valor de NPS máximo para los 5 protocolos de adquisici3n. Los protocolos 1 y 4 tienen menor nivel de ruido y el protocolo 5 presenta el mayor nivel de ruido. Esto es debido a que los protocolos de cráneo adulto y pediátrico son los de mayor dosis y el protocolo 5 es el de menor dosis como se vi3 en la secci3n 4.4.1, y el ruido estadístico del detector disminuye con el aumento de la dosis y por tanto el ruido de la imagen retroproyectada como se vio en la secci3n 2.5.

Se calcul3 los índices de correlaci3n de la NPS en funci3n del tiempo siendo: $0,102$ para Q1, $0,022$ para Q2, $0,192$ para Q3, $0,105$ para Q4 y $0,064$ para Q5. Se realizaron para los valores obtenidos las pruebas de hip3tesis del coeficiente de correlaci3n de

Pearson con un nivel de significancia del 95 % (tabla A.7, A.8, A.9, A.10 y A.11) lo que indica que no existe una tendencia de la variación de los valores máximos de la NPS con el tiempo de uso del tomografo durante la vida útil del tubo de rayos X .

Los valores máximos de NPS están distribuidos alrededor de $\pm 5\%$ con respecto al valor medio para los protocolos de mayor dosis (Q1 y Q4) y alrededor del $\pm 8\%$ para los protocolos de menor dosis (Q2, Q3, Q5). No se observa un incremento del ruido con el uso del equipo durante la vida útil del tubo y la variación encontrada puede deberse al carácter estadístico de la magnitud evaluada, y por esto, la ración para los protocolos de mayor dosis es menor que para los protocolos de menor dosis.

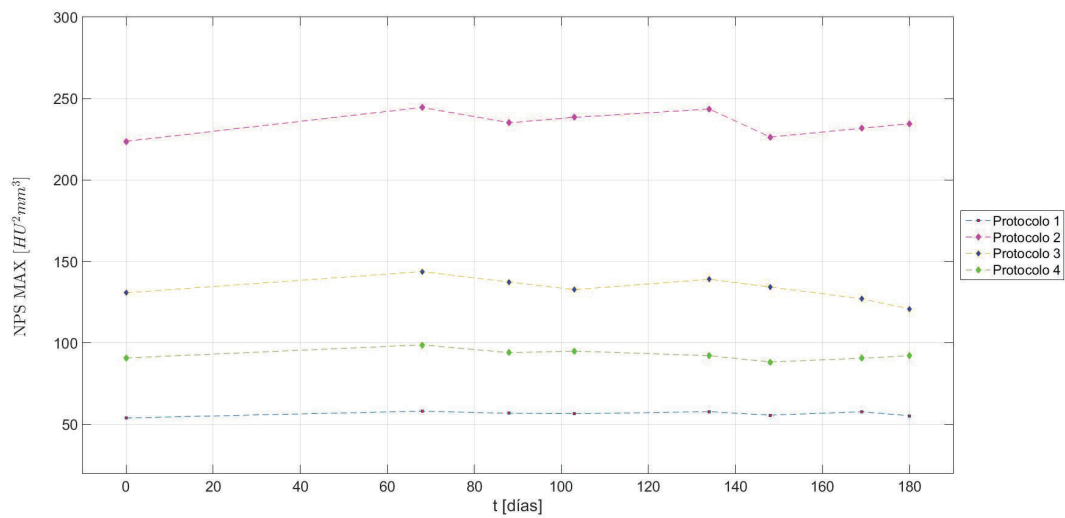


Figura 4.20: Gráfica del valor máximo de la NPS 3D para los protocolos Q1, Q2, Q3 y Q4 durante la vida útil del tubo de rayos X. Los niveles de NPS máximo aumentan para los protocolos de menor dosis.

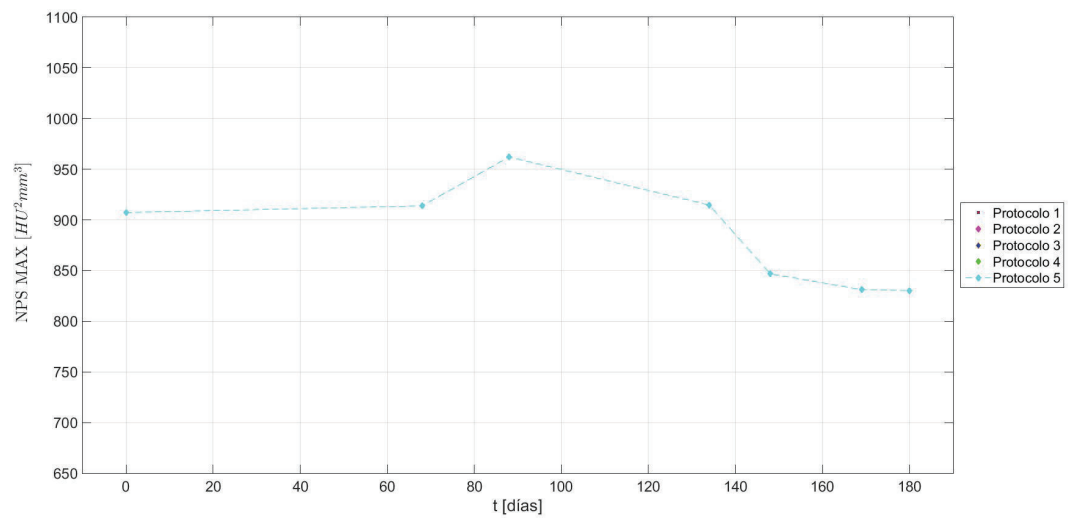


Figura 4.21: Gráfica del valor máximo de la NPS 3D para el protocolos Q5 durante la vida útil del tubo de rayos X.

Capítulo 5

Conclusiones

En el presente trabajo se evaluó exitosamente la variación de la dosis y de la calidad de imagen del tomógrafo Siemens Emotion 6 durante los 6 meses de funcionamiento del tubo de rayos X. Para esto se trabajó con cinco protocolos de adquisición de imágenes de uso clínico de pacientes adultos y pediátrico y se calcularon durante el periodo de estudio las dosis en el centro del fantoma de CTDI, la función de transferencia de modulación (MTF) y el espectro de potencia de ruido (NPS) en el fantoma ACR, esto último es una medida de la calidad de imagen. Paralelamente, para las calidades de haz de los protocolos de estudio, se evaluó la capa hemirreductora y la distribución de kerma aire en el plano X-Z al isocentro del tomógrafo como medida de la calidad del haz. En los resultados obtenidos no se aprecia cambios significativos en la calidad del haz ni en las dosis durante la vida útil del tubo de rayos X.

Durante el periodo de estudio, se calculo la capa hemirreductora para los potenciales de 110kVp y 130kVp usados en los protocolos clínicos. En el caso de 110 kVp, se encontró que el HVL varia en un máximo de 0.158 mmAl con respecto al valor del día de instalación del tubo, esto corresponde a una variación del 2.4 % . Para 130 kVp se encontró que el HVL disminuyó en un máximo de 0.267 mmAl que corresponde al 3.4 %. En ambos casos, los valores obtenidos cumplen los límites de tolerancia de los protocolos de garantía de calidad en tomografía como se indica en la tabla 1.1 [13][26]

La distribución del kerma en aire para una configuración estática del tubo de rayos X en el plano X-Z al isocentro del tomógrafo reveló que para todos los potenciales y filtros de modulación la variación máxima fue del -12.3% y que todos los valores se encuentran alrededor del 8% del valor promedio, esta variación puede deberse a las condiciones de operación del tubo, es decir, a los rangos de tolerancia del kVp y del mA que son del 10 % y 20 % respectivamente [25]. Además se obtuvieron los índices de correlación de Pearson entre el kerma en aire y el tiempo de uso del tubo de rayos X

y al realizar las pruebas de hipótesis correspondientes con un nivel de significancia del 95 %, se concluyó que no existe una tendencia de la variación del máximo del kerma aire en el tiempo. Para $(f_{air}(z))$ se calcularon los errores relativos con respecto a la medida inicial con la finalidad de identificar una variación en el perfil (efecto talón), se encontró que el máximo error relativo fue de -14 % con respecto al día de instalación, esta desviación encontrada es debido a la variación del kerma en aire $(f_L(x))$ y no a un cambio representativo en la forma del perfil. La máxima variación de la pendiente de los perfiles analizados fue del 4 %. Por tanto, la distribución del kerma en aire al isocentro del equipo se mantuvo estable durante la vida útil del tubo de rayos X.

Al analizar la variación en el tiempo de la dosis y los parámetros de calidad de imagen, se determinó que los coeficientes de correlación eran bajos con un intervalo de confianza del 95 %. Las dosis en el centro del fantoma de CTDI estaban dentro del 2 % alrededor del valor medio durante el tiempo de estudio. La calidad de imagen evaluada mediante MTF al 10 % y la NPS máximo no varía significativamente para todos los protocolos de estudio y por lo que podemos concluir que permanecieron estables durante los 6 meses de evaluación del equipo. Por lo tanto, el desgaste normal del equipo no alterará significativamente en el diagnóstico médico.

Al completar el estudio, se determinó que a pesar de haber transcurrido 8 años desde la instalación del tomógrafo hasta la realización del presente trabajo, el equipo presenta una estabilidad adecuada tanto en los parámetros dosimétricos como en la calidad de imagen, por lo que los controles de calidad se continuaran realizando solamente posterior a los cambios de tubo de rayos X o de algún componente que este directamente relacionado con el sistema de detección. El tubo de rayos X, tiene una vida útil de 6 a 8 meses debido a la gran demanda de pacientes que en su mayoría son exámenes de cuerpo entero. Durante la vida útil del tubo, no se pudo relacionar un parámetro que sirva como indicativo para anticipar la posible falla o desperfecto del mismo, en el día 103 luego de la instalación se produjo un daño del sistema de ventilación del equipo lo cual solo pudo ser evidenciado durante la determinación de la calidad de imagen, el valor de la MTF disminuyó en un 1.7 %, esta disminución no puede ser identificada fácilmente en una imagen tomográfica.

Los resultados de la metodología utilizada puede ser tomado de base para futuros trabajos en el área de la optimización de protocolos de interés clínico, con el objetivo de disminuir las dosis manteniendo la calidad de imagen. Un tema de interés a nivel mundial son los pacientes pediátricos [1], al estar en la etapa de desarrollo son críticos y además son sometidos a un estudio corporal total en la mayoría de los casos como parte

del diagnóstico y seguimiento del cáncer en el paciente. Se puede realizar utilizando el mismo arreglo experimental del presente trabajo, un estudio de las dosis y los valores de MTF(10 %) y NPS para diferentes filtros de reconstrucción y a potenciales de 80 kVp y 110 kVp, de tal manera que se obtengan imágenes con baja dosis, una buena calidad de imagen y un nivel de ruido adecuado que permita el diagnóstico del paciente. Adicionalmente, las métricas utilizadas en el presente trabajo serán incorporadas en el programa de garantía de calidad en tomografía del Hospital de Solca Nucleo de Quito. Con el perfil de kerma aire $f_{aire}(z)$ es posible evaluar con mayor exactitud y en menor tiempo el tamaño de corte, que esta definido como el ancho a la mitad del máximo (FWHM) [27][28][29], el limite de resolución de alto contraste y el espectro de potencia de ruido (NPS) se evaluarían mediante el procedimiento establecido en el presente trabajo utilizando el código Matlab [24].

Referencias

- [1] V. Tsapaki, J. Aldrich, R. Sharma, M. Staniszevska, A. Krisanachinda, M. Rehani, A. Hufton, C. Triantopoulou, P. Maniatis, J. Papailiou, et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT IAEA coordinated research project. *Radiology*, 240(3):828–834, 2006.
- [2] J. Bushberg and J. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2012.
- [3] D. Dance, S. Christofides, A. Maidment, I. McLean, and N. KH. *Diagnostic Radiology Physics*. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2014.
- [4] IMV. 2014 CT Benchmark Report. Technical report, 2014.
- [5] M. Lell, J. Wildberger, H. Alkadhi, J. Damilakis, and M. Kachelriess. Evolution in computed tomography: the battle for speed and dose. *Investigative radiology*, 50(9):629–644, 2015.
- [6] World Health Organization et al. Bonn call-for-action: joint position statement by IAEA and WHO [internet]. geneva: World health organization; 2013.[cited 2015 may 31].
- [7] F. Pernicka and I. McLean. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. *International Atomic Energy Agency*, 2007.
- [8] H. Hu. Multi-slice helical ct: scan and reconstruction. *Medical Physics*, 1999.
- [9] R. Brooks and G. Di Chiro. Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging.
- [10] P. Gilbert. Iterative methods for the threedimensional reconstruction of an object from projections.
- [11] D. Mehta, R. Thompson, T. Morton, A. Dhanantwari, and E. Shefer. Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Medical Physics Int*, 1(2):147–155, 2013.

- [12] K. Grant and T. Flohr. Iterative reconstruction in image space (IRIS). <http://www.usa.siemens.com/healthcare>, 2013.
- [13] IAEA. Quality assurance programme for computed tomography: Diagnostic and therapy applications. In *Iaea Human Health Series*, page 171. International Atomic Energy Agency. IAEA, Publications, Sales and Promotion Unit, 2012.
- [14] E. Podgorsak. *Podgorsak, E. B. (2008). Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [15] W. Huda, E. Scalzetti, and G. Levin. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal ct. *Radiology*, 217(2):430–435, 2000.
- [16] H. Johns and J. Cunningham. *The physics of radiology*. Springfield, U.S.A., 1983.
- [17] P. Silverman, W. Kalender, and J. Hazle. Common terminology for single and multislice helical ct. *American Journal of Roentgenology*, 176(5):1135–1136, 2001.
- [18] International Electrotechnical Commission et al. Medical electrical equipment part 2-44: particular requirements for the basic safety and essential performance of x-ray equipment for computed tomography. *International Standard IEC*, pages 60601–2, 2010.
- [19] F. Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
- [20] P. Mayles, A. Nahum, and J. Rosenwald. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [21] Fundamental quantities and units for ionizing radiation, ICRU report 87, radiation dosimetry and image quality assessment in computed tomography. volume 12. Oxford University Press, 2012.
- [22] D. Tucker and P. Rezendes. The relationship between pixel value and beam quality in photostimulable phosphor imaging. *Medical Physics*, 24(6):887–893, 1997.
- [23] Lee W Goldman. Principles of CT: Radiation dose and image quality. *Journal of nuclear medicine technology*, 35(4):213–225, 2007.
- [24] S. Friedman, G. Fung, J. Siewerdsen, and B. Tsui. A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom. *Med. Phys.*, 40(5), May 2013.

- [25] Siemens Medical Solutions. Manual del Propietario del Sistema SOMATOM Emotion. *Germany*, 2009.
- [26] SEPR SEFM. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico.(2011). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*, 2011.
- [27] H. Liu, R. Liu, D. Reeve, S. Shepard, and C. Willis. Measurement of CT radiation profile with using cr imaging plates. *Medical Physics*, 32(9):2281–2287, 2005.
- [28] B. Thorarin and Y. Chang-Ying. Ct radiation profile width measurement using cr imaging plate raw data. *Journal of applied clinical medical physics*, 16(6):501–507, 2015.
- [29] S. Jackson, S. Ahmad, and C. Ruan. Evaluation of diferent techniques for CT radiation profile with measurements. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(4):227 – 237, 2013.
- [30] A. Calzado and J. Geleijns. Tomografía computarizada. evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3), 2010.
- [31] National Lung Screening Trial Research Team. The national lung screening trial: overview and study design. *Radiology*, 258(1):243–253, 2011.
- [32] American College of Radiology CT Accreditation Program. Testing Instruction. Technical report, 2017.
- [33] J. Seibert and J. Boone. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part 2: X-ray interactions and image formation. *Journal of nuclear medicine technology*, 33(1).
- [34] Fundamental quantities and units for ionizing radiation, ICRU report 60. Oxford University Press, 1998.
- [35] K. Andersen, G. Cornuéjols, and Y. Li. Split closure and intersection cuts. In *IPCO*, pages 127–144, 2002.
- [36] J. Hubbell and S. Seltzer. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients, 2004. *National Institute of Standards and Technology* <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef>, 2016.
- [37] W. Hendee and R. Ritenour. *Medical imaging physics*. John Wiley & Sons, 2003.

Apéndice A

Medidas experimentales

| mAs | M1 [pC] | M2 [pC] | M [pC] | Mcorr [pC] | kaire [mGy] |
|-----|---------|---------|--------|------------|-------------|
| 20 | 13.3 | 13.3 | 13.30 | 18.54 | 4.76 |
| 25 | 14.41 | 14.34 | 14.38 | 20.04 | 5.14 |
| 30 | 17.11 | 17.13 | 17.12 | 23.87 | 6.13 |
| 35 | 20.03 | 20.15 | 20.09 | 28.01 | 7.19 |
| 40 | 22.99 | 23.03 | 23.01 | 32.08 | 8.23 |
| 60 | 34.41 | 34.72 | 34.57 | 48.19 | 12.37 |
| 70 | 40.07 | 40.14 | 40.11 | 55.92 | 14.35 |
| 90 | 51.65 | 51.66 | 51.66 | 72.02 | 18.48 |
| 100 | 57.56 | 57.6 | 57.58 | 80.28 | 20.60 |
| 110 | 63.12 | 63.26 | 63.19 | 88.10 | 22.61 |
| 120 | 68.98 | 69.01 | 69.00 | 96.20 | 24.68 |
| 130 | 75.04 | 75.14 | 75.09 | 104.69 | 26.87 |
| 180 | 103.22 | 103.26 | 103.24 | 143.94 | 36.94 |
| 232 | 132.92 | 132.98 | 132.95 | 185.37 | 47.57 |

Tabla A.1: Resultados experimentales de $f_{air}(0)$ para 110 kV

| mAs | M1 [pC] | M2 [pC] | M [pC] | Mcorr [pC] | kaire [mGy] |
|-----|---------|---------|--------|------------|-------------|
| 20 | 18.35 | 18.38 | 18.37 | 25.61 | 9.23 |
| 25 | 19.79 | 19.79 | 19.79 | 27.59 | 9.95 |
| 30 | 23.79 | 23.7 | 23.75 | 33.11 | 11.94 |
| 35 | 27.68 | 27.66 | 27.67 | 38.58 | 13.91 |
| 40 | 31.69 | 31.68 | 31.69 | 44.18 | 15.93 |
| 60 | 47.66 | 47.57 | 47.62 | 66.39 | 23.94 |
| 70 | 55.26 | 55.55 | 55.41 | 77.25 | 27.85 |
| 90 | 71.42 | 71.75 | 71.59 | 99.81 | 35.99 |
| 100 | 79.45 | 79.29 | 79.37 | 110.66 | 39.90 |
| 110 | 87.59 | 87.5 | 87.55 | 122.06 | 44.01 |
| 120 | 95.55 | 95.67 | 95.61 | 133.30 | 48.07 |
| 130 | 103.3 | 103.4 | 103.35 | 144.10 | 51.96 |
| 180 | 142.67 | 142.65 | 142.66 | 198.90 | 71.72 |
| 250 | 197.94 | 197.94 | 197.94 | 275.98 | 99.51 |

Tabla A.2: Resultados experimentales de $f_{air}(0)$ para 130 kV

| mAs | VMP | σ | kaire [mGy] |
|-----|-----|----------|-------------|
| 30 | 775 | 1.634 | 6.13 |
| 40 | 799 | 1.068 | 8.23 |
| 60 | 828 | 1.101 | 12.37 |
| 70 | 838 | 0.921 | 14.35 |
| 90 | 855 | 0.823 | 18.48 |
| 110 | 867 | 0.973 | 22.61 |
| 130 | 876 | 0.715 | 26.87 |
| 180 | 910 | 0 | 36.94 |
| 232 | 910 | 0 | 47.57 |

Tabla A.3: Resultados experimentales de la medida del nivel de saturación del sistema CR para 110 kV

| mAs | VMP | σ | kaire [mGy] |
|-----|-----|----------|-------------|
| 30 | 806 | 1.195 | 11.937 |
| 40 | 825 | 1.034 | 15.929 |
| 60 | 853 | 1.061 | 23.938 |
| 70 | 864 | 1.003 | 27.854 |
| 90 | 877 | 0.92 | 35.988 |
| 110 | 889 | 0.832 | 44.012 |
| 130 | 910 | 0 | 51.957 |
| 180 | 910 | 0 | 71.720 |
| 250 | 910 | 0 | 99.511 |

Tabla A.4: Resultados experimentales de la medida del nivel de saturación del sistema CR para 130 kV

| mAs | kaire [mGy] | V MEDIO | σ |
|-----|-------------|---------|----------|
| 20 | 4.758 | 786.621 | 1.563 |
| 30 | 6.125 | 805.629 | 0.91 |
| 40 | 8.232 | 826.771 | 1.005 |
| 60 | 12.367 | 847.233 | 0.651 |
| 70 | 14.349 | 857.764 | 0.898 |
| 90 | 18.481 | 874.423 | 0.826 |
| 100 | 20.601 | 877.158 | 0.647 |
| 110 | 22.608 | 882.691 | 0.725 |
| 130 | 26.866 | 893.034 | 0.890 |

Tabla A.5: Medición experimental del VMP en función del kerma aire para 110 kV

| mAs | kaire [mGy] | V MEDIO | σ |
|-----|-------------|---------|----------|
| 20 | 9.23 | 822.861 | 0.983 |
| 30 | 11.94 | 840.677 | 1.146 |
| 40 | 15.93 | 858.905 | 0.871 |
| 60 | 23.94 | 877.486 | 0.608 |
| 70 | 27.85 | 886.911 | 0.741 |
| 90 | 35.99 | 900.917 | 0.703 |
| 100 | 39.90 | 905.370 | 0.897 |
| 110 | 44.01 | 910.019 | 0.135 |

Tabla A.6: Medición experimental del VMP en función del kerma aire 130 kV

| Variables | r ² | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | z _{α/2} | z | Condición | Correlación |
|------------|----------------|-------|---|---------------------|------------------------|------------------|------------------------------|------------------------------|-------------|
| D vs t | 0.379 | 0.616 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 1.605 | 1.605 > -1.96 o 1.605 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.605 < -1.96 o 1.605 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 1.605 | 1.605 > -3.08 o 1.605 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.605 < -3.08 o 1.605 > 3.08 | | |
| D vs HVL | 0.253 | 0.503 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 1.237 | 1.237 > -1.96 o 1.237 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.237 < -1.96 o 1.237 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 1.237 | 1.237 > -3.08 o 1.237 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.237 < -3.08 o 1.237 > 3.08 | | |
| D vs ka | 0.16 | 0.400 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.947 | 0.947 > -1.96 o 0.947 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.947 < -1.96 o 0.947 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.947 | 0.947 > -3.08 o 0.947 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.947 < -3.08 o 0.947 > 3.08 | | |
| MTF vs t | 0.61 | 0.781 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 2.343 | 2.343 > -1.96 o 2.343 < 1.96 | SI |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 2.343 < -1.96 o 2.343 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 2.343 | 2.343 > -3.08 o 2.343 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 2.343 < -3.08 o 2.343 > 3.08 | | |
| MTF vs HVL | 0.512 | 0.716 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 2.009 | 2.009 > -1.96 o 2.009 < 1.96 | SI |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 2.009 < -1.96 o 2.009 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 2.009 | 2.009 > -3.08 o 2.009 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 2.009 < -3.08 o 2.009 > 3.08 | | |
| MTF vs k | 0.016 | 0.126 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.284 | 0.284 > -1.96 o 0.284 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.284 < -1.96 o 0.284 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.284 | 0.284 > -3.08 o 0.284 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.284 < -3.08 o 0.284 > 3.08 | | |
| NPS vs t | 0.102 | 0.319 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.740 | 0.740 > -1.96 o 0.740 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.740 < -1.96 o 0.740 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.740 | 0.740 > -3.08 o 0.740 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.740 < -3.08 o 0.740 > 3.08 | | |
| NPS vs HVL | 0.264 | 0.514 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 1.270 | 1.270 > -1.96 o 1.270 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.270 < -1.96 o 1.270 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 1.270 | 1.270 > -3.08 o 1.270 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.270 < -3.08 o 1.270 > 3.08 | | |
| NPS vs k | 0.002 | 0.045 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.100 | 0.100 > -1.96 o 0.100 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.100 < -1.96 o 0.100 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.100 | 0.100 > -3.08 o 0.100 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.100 < -3.08 o 0.100 > 3.08 | | |

Tabla A.7: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q1.

| Variables | r ² | r | n | Hipótesis | Nivel de significancia | z _{α/2} | z | Condición | Correlación |
|------------|----------------|-------|---|---------------------|------------------------|------------------|------------------------------|------------------------------|-------------|
| D vs t | 0.215 | 0.464 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 1.122 | 1.122 > -1.96 o 1.122 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.122 < -1.96 o 1.122 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 1.122 | 1.122 > -3.08 o 1.122 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.122 < -3.08 o 1.122 > 3.08 | | |
| D vs HVL | 0.0068 | 0.082 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.185 | 0.185 > -1.96 o 0.185 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.185 < -1.96 o 0.185 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.185 | 0.185 > -3.08 o 0.185 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.185 < -3.08 o 0.185 > 3.08 | | |
| D vs ka | 0.131 | 0.362 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.848 | 0.848 > -1.96 o 0.848 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.848 < -1.96 o 0.848 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.848 | 0.848 > -3.08 o 0.848 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.848 < -3.08 o 0.848 > 3.08 | | |
| MTF vs t | 0.463 | 0.680 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 1.856 | 1.856 > -1.96 o 1.856 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.856 < -1.96 o 1.856 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 1.856 | 1.856 > -3.08 o 1.856 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 1.856 < -3.08 o 1.856 > 3.08 | | |
| MTF vs HVL | 0.158 | 0.397 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.941 | 0.941 > -1.96 o 0.941 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.941 < -1.96 o 0.941 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.941 | 0.941 > -3.08 o 0.941 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.941 < -3.08 o 0.941 > 3.08 | | |
| MTF vs ka | 0.00009 | 0.009 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.021 | 0.021 > -1.96 o 0.021 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.021 < -1.96 o 0.021 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.021 | 0.021 > -3.08 o 0.021 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.021 < -3.08 o 0.021 > 3.08 | | |
| NPS vs t | 0.00224 | 0.047 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.106 | 0.106 > -1.96 o 0.106 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.106 < -1.96 o 0.106 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.106 | 0.106 > -3.08 o 0.106 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.106 < -3.08 o 0.106 > 3.08 | | |
| NPS vs HVL | 0.173 | 0.416 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.990 | 0.990 > -1.96 o 0.990 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.990 < -1.96 o 0.990 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.990 | 0.990 > -3.08 o 0.990 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.990 < -3.08 o 0.990 > 3.08 | | |
| NPS vs ka | 0.0662 | 0.257 | 8 | H ₀ :ρ=0 | 95% | 1.96 | 0.589 | 0.589 > -1.96 o 0.589 < 1.96 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.589 < -1.96 o 0.589 > 1.96 | | |
| | | | | H ₀ :ρ=0 | 99.90% | 3.08 | 0.589 | 0.589 > -3.08 o 0.589 < 3.08 | NO |
| | | | | H ₁ :ρ≠0 | | | 0.589 < -3.08 o 0.589 > 3.08 | | |

Tabla A.8: Prueba de Hipótesis del coeficiente de correlación lineal para el Protocolo Q2.