

UCH-FC
MAG-Biofísica
Medica
C355
C.1

Examen de Grado 29/11/10.



**EFFECTOS DE LA VARIACIÓN DE
VOLTAJE Y CORRIENTE DE TUBO
EN LA DOSIS DE RADIACIÓN
Y CALIDAD DE IMAGEN EN
TOMOGRFÍA COMPUTADA MULTICORTE.
ÉNFASIS EN PACIENTES PEDIÁTRICOS**

Tesis

**Entregada A La
Universidad De Chile
En Cumplimiento Parcial De Los Requisitos
Para Optar Al Grado De**

Magíster en Biofísica Médica

Facultad De Ciencias

Por

Daniel Alejandro Castro Acuña

Noviembre, 2010

Director de Tesis Prof. TM MSP Beatriz Alfaro Silva



FACULTAD DE CIENCIAS

UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACION

TESIS DE MAGÍSTER

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magíster presentada por el candidato.

DANIEL ALEJANDRO CASTRO ACUÑA

Ha sido aprobada por la comisión de Evaluación de la tesis como requisito para optar al Grado de Magíster en Biofísica Médica, en el examen de Defensa Privada de Tesis rendido el día 22 de julio de 2010.

Director de Tesis:
Prof. TM MSP Beatriz Alfaro Silva

Comisión de Evaluación de la Tesis

Dr. Mauricio Canals

Dr. José Roberto Morales



DEDICATORIA

A mis seres queridos, quienes son la razón de mi esfuerzo y dedicación.

Gracias por su amor incondicional.



AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile por permitirme la oportunidad de realizar esta investigación en sus dependencias, así como haber sido un apoyo permanente en mi formación y desarrollo profesional.

Quiero agradecer de manera especial y con mucho cariño a los tres profesores que fueron mis pilares durante la realización de este proyecto. A la profesora Beatriz Alfaro Silva, quien ha sido un referente desde mis inicios en pregrado y a quien agradezco su apoyo constante de esos tiempos. A los profesores Fernando Leyton Legües y Gabriel Zelada Silva, quienes fueron motivadores, guías, amigos y pilares fundamentales no tan solo para que este trabajo llegara a buen puerto, sino a lo largo de mi camino en este programa.

Finalmente agradezco a todos los docentes que han vertido a través de mi historia académica su conocimiento y pasión por estos temas, así como a los amigos que tuvieron una palabra de aliento y apoyo cuando flaqueaban las fuerzas.



RESUMEN

El entendimiento de la influencia de los parámetros de adquisición sobre la dosis de radiación y la calidad de imagen en Tomografía Computada puede constituir una poderosa herramienta para la optimización de estos exámenes desde el punto de vista de la protección radiológica. Esto cobra especial relevancia cuando nos referimos a pacientes pediátricos, sobre los cuales existe evidencia de mayor riesgo de efectos estocásticos ante el uso de radiación ionizante que en adultos. Es por este motivo que resulta esencial ajustar los protocolos de examen en función de las características del paciente evitando dosis de radiación innecesaria. El presente trabajo deja en evidencia las diferencias de dosis y calidad de imagen en fantomas estándar representativos de pacientes adultos y pediátricos al modificar dos importantes parámetros de adquisición en Tomografía Computada, el voltaje y la corriente de tubo. A través de mediciones del índice de dosis en TC, ruido y contraste de distintos materiales equivalentes a tejidos humanos realizadas en un tomógrafo de última generación se logró determinar una dosis mayor en el fantoma pediátrico al utilizar iguales parámetros de adquisición, y cómo a través de una reducción de éstos podemos obtener una marcada disminución de dosis, con un detrimento en la calidad de imagen menos evidente en comparación a su similar adulto. Finalmente este estudio tiene como propósito intentar abrir una línea de investigación que profundice el conocimiento en esta área a futuro.



SUMMARY

Understanding the influence of the acquisition parameters above the radiation dose and the image quality in Computed Tomography can be a powerful tool in order to optimize these exams in terms of radiologic protection. This is particularly relevant when we address pediatric patients, on which there is evidence of higher risk of stochastic effects when using ionizing radiation than in adults. This is why it is essential to adjust the exam protocols according to the patient individual characteristics, thus avoiding unnecessary radiation dose. This work leaves in evidence the differences of dose and image quality in standard phantoms representing both adult and pediatric patients when modifying two important acquisition parameters in Computed Tomography, voltage and tube current. Measurements of dose index in CT, noise and contrast of different human tissue equivalent materials were performed in a last generation scanner, which allowed the determination of a higher dose in the pediatric phantom when using the same acquisition parameters and also showed that a reduction in these parameters allows us to obtain a real decrease in the imparted dose to the patient, with a less evident detriment in the image quality when compared to the adult phantom. Finally, the purpose of this study is to create the bases for a new line of investigation that is able to deepen the knowledge in this area in the future.



ÍNDICE DE MATERIAS

INTRODUCCIÓN.....	1
El Desarrollo de la Tomografía Computada.....	1
Riesgos Asociados al uso de radiación en TC.....	6
Parámetros de Dosis y Calidad de Imagen.....	11
Parámetros de Adquisición.....	17
HIPÓTESIS.....	21
PROPÓSITO.....	21
OBJETIVOS.....	22
MATERIALES Y MÉTODOS.....	23
Materiales.....	23
Metodología.....	26
RESULTADOS.....	33
Medición de Dosis.....	33
Medición de Ruido.....	36
Medición de Contraste.....	39
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	47
Análisis de Regresión.....	47
Análisis Comparativo.....	66
DISCUSIÓN.....	97
Dosis de Radiación (CTDI _w).....	99
Ruido.....	103
Contraste.....	108
CONCLUSIONES.....	112
BIBLIOGRAFÍA.....	115
ANEXO 1 (Protocolo de Medición CTDI).....	118

LISTA DE TABLAS



Tabla 1	Tipos de insertos de tejido equivalente en el fantoma de Densidad Electrónica.....	25
Tabla 2	Esquema de variación de voltaje de tubo según tamaño de fantoma.....	27
Tabla 3	Esquema variación de corriente de tubo según tamaño de fantoma.....	27
Tabla 4	Valores de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	33
Tabla 5	Valores de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	34
Tabla 6	Valores de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	35
Tabla 7	Valores de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	36
Tabla 8	Valores de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	37
Tabla 9	Valores de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	38
Tabla 10	Valores de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	39
Tabla 11	Valores de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	42

Tabla 12	Valores de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	45
Tabla 13	Resultados del análisis de normalidad según el test de Shapiro-Wilk para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma	67
Tabla 14	Resultados del análisis de normalidad de acuerdo al test de Shapiro-Wilk para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma	68
Tabla 15	Resultados del análisis de normalidad de acuerdo al test de Shapiro-Wilk para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para dos voltajes de tubo fijo 80 y 120 kVp.....	68
Tabla 16	Resultados del análisis comparativo en base a la prueba de Friedman para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	69
Tabla 17	Resultados del análisis comparativo en base a la prueba de Friedman para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma	69
Tabla 18	Resultados del análisis de normalidad de acuerdo a la prueba de Friedman para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para dos voltajes de tubo fijo 80 y 120 kVp.....	70

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Valores promedio de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	33
Gráfico 2	Valores promedio de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	34
Gráfico 3	Valores promedio de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	35
Gráfico 4	Valores promedio de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	36
Gráfico 5	Valores promedio de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.....	37
Gráfico 6	Valores promedio de CTDI _w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	38
Gráfico 7	Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para el fantoma de Cabeza.....	40
Gráfico 8	Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para el fantoma de Cuerpo.....	41
Gráfico 9	Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para el fantoma de Cabeza.....	43
Gráfico 10	Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para el fantoma de Cuerpo.....	44

Gráfico 11	Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 80 kVp en el fantoma de cabeza.....	46
Gráfico 12	Regresión de los valores promedio de CTDIw (mGy) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	48
Gráfico 13	Regresión de los valores promedio de CTDIw (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	49
Gráfico 14	Regresión de los valores promedio de CTDIw (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	50
Gráfico 15	Regresión de los valores promedio de ruido (UH) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	52
Gráfico 16	Regresión de los valores promedio de ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	53
Gráfico 17	Regresión de los valores promedio de ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para 80 kVp y 120 kVp.....	54
Gráfico 18	Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “hueso trabeculado” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	56
Gráfico 19	Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “hueso denso” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	57
Gráfico 20	Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “medio de contraste” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	58
Gráfico 21	Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “tejido mamario” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	59

Gráfico 22	Regresión de los valores promedio de contraste (UH) del inserto “grasa” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo en y 400 mA ambos tamaños de fantoma.....	60
Gráfico 23	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “músculo” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	61
Gráfico 24	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hígado” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	62
Gráfico 25	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón espiración” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	63
Gráfico 26	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón inspiración” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.....	64
Gráfico 27	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “medio de contraste” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	79
Gráfico 28	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso trabeculado” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	80
Gráfico 29	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso denso” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	81
Gráfico 30	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hígado” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	82
Gráfico 31	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “músculo” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	83
Gráfico 32	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “tejido mamario” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	84

Gráfico 33	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “grasa” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	85
Gráfico 34	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón espiración” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	86
Gráfico 35	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón inspiración” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.....	87
Gráfico 36	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “medio de contraste” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	88
Gráfico 37	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso trabeculado” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	89
Gráfico 38	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso denso” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	90
Gráfico 39	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hígado” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	91
Gráfico 40	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “músculo” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	92
Gráfico 41	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “tejido mamario” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	93
Gráfico 42	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “grasa” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	94
Gráfico 43	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón espiración” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	95

Gráfico 44	Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón inspiración” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.....	96
-------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Esquema básico de funcionamiento de un TC actual.....	2
Figura 2	Sistema de TC con rotación continua por tecnología de anillos deslizantes.....	3
Figura 3	Ejes espaciales coordinados utilizados en Tomografía Computada.....	5
Figura 4	Comparación entre sistema de detección en TC monocorte y multicorte.....	5
Figura 5	Escala de Unidades Hounsfield utilizada en TC.....	7
Figura 6	Posiciones de cámara de ionización en el fantoma para medición de CTDI.....	12
Figura 7	Fantomas para dosimetría en Tomografía Computada (cabeza y cuerpo).....	24
Figura 8	Fantoma para medición de Densidad Electrónica en Tomografía Computada.....	25
Figura 9	Localización de la ROI para medición de ruido en fantoma de CTDI.....	30
Figura 10	Localización de la ROI para la medición de la densidad (UH) del medio de soporte en el fantoma de densidad electrónica.....	31
Figura 11	Distribución de los distintos insertos de tejido equivalente en el fantoma de Densidad Electrónica.....	32

INTRODUCCIÓN

EL DESARROLLO DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTADA

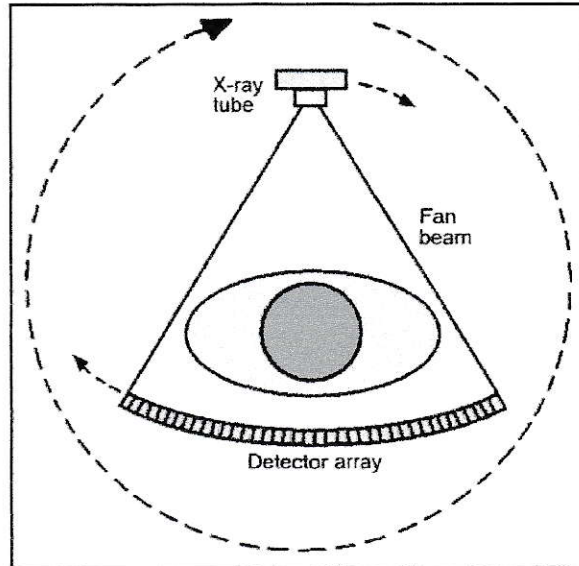
Desde su introducción en la medicina a comienzos de la década de 1970, la Tomografía Computada (TC) ha tenido un desarrollo vertiginoso en términos de avances tecnológicos y aplicaciones clínicas, que no solo han revolucionado el diagnóstico radiológico, sino que el campo de la medicina por completo.

La técnica de TC posee como principio básico la exploración de un objeto o paciente a través de la utilización de radiación entregada por un tubo de rayos X, que rota en el plano axial del objeto, mientras un sistema de detectores en el lado opuesto al objeto, detecta la radiación transmitida a través de él (ver figura 1). Posterior a este paso, y mediante la utilización de algoritmos computacionales, se transforma la información previamente digitalizada obtenida por el sistema de detectores en una imagen tomográfica axial del objeto o paciente explorado [1].

Diversos esquemas para la adquisición de perfiles de atenuación han sido desarrollados a lo largo de la evolución de la TC, siendo actualmente la geometría de los equipos de tercera generación la que ha perdurado hasta estos días. En este diseño se cuenta con un haz en “abanico” que rota en forma continua 360° alrededor del paciente. El tubo de rayos X es acoplado a un sistema de detectores en forma de arco de 30° - 40° [2]. El tubo de rayos X y el sistema de detección rotan en conjunto, colectando perfiles

de atenuación del objeto bajo estudio, en alrededor de 1000 proyecciones en los 360° [3] para posiciones específicas del tubo y detector alrededor de él.

Figura 1. Esquema básico de funcionamiento de un TC actual [4].

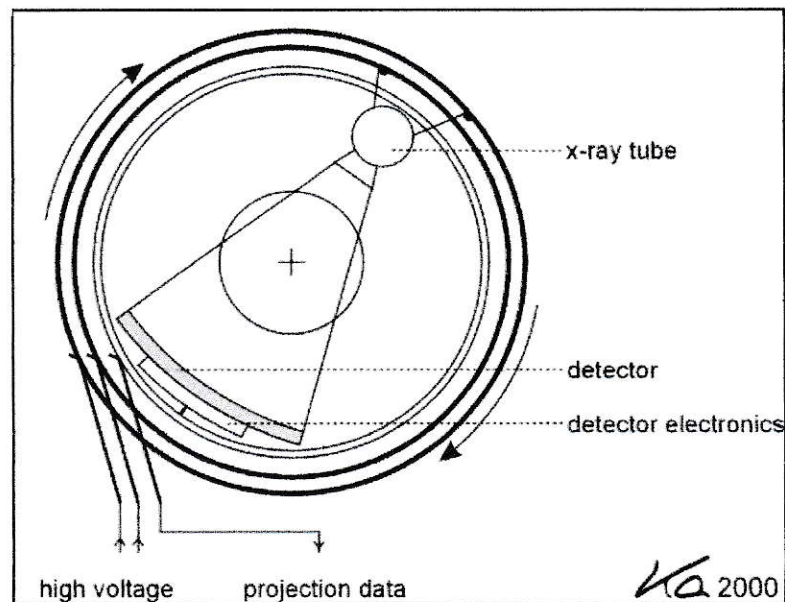


El tubo de rayos X en TC está basado en los mismos principios de la generación de rayos X que los equipos de radiología convencional, alimentados por un generador de alta tensión con una potencia de 60 a 90 kW [3], que en los equipos actuales se encuentra dentro del “gantry”. El tubo, que mantiene un ambiente de vacío, consta de un sistema de ánodo rotatorio habitualmente constituido de renio, tungsteno y molibdeno sobre una base de grafito [2]. La capacidad calórica de los tubos utilizados actualmente en TC alcanza entre 5 a 9 millones de unidades de calor (BTU) [3]. En los tubos de última generación como el tubo Straton® de la marca Siemens, el vástago del ánodo se encuentra en contacto directo con el aceite del sistema de enfriamiento, permitiendo a través de conducción térmica un enfriamiento de alrededor de los 5 BTU por minuto [3],

entregando retardos entre exploraciones por razones de calentamiento del tubo de rayos X cercanos a cero.

La introducción a comienzos de la década de 1990 de la tecnología de “**anillos deslizantes**” (ver figura 2), basada en la existencia de anillos conductores eléctricos circulares y un conjunto de contactos en forma de cepillo que transmiten energía eléctrica a través de un interfase en rotación [2], eliminó la complicación de la alimentación del tubo de rayos X por medio de cables e hizo posible la adquisición de datos en TC de forma espiral o helicoidal, en cuya modalidad el sistema tubo-detector rota constantemente mientras la camilla que sostiene al paciente avanza permanentemente. En los equipos de TC más recientes el desarrollo de esta tecnología ha permitido disminuir los tiempos de rotación del sistema tubo-detector hasta los 0,33 segundos [3] para exámenes gatillados en base a registro electrocardiográfico.

Figura 2. Sistema de TC con rotación continua por tecnología de anillos deslizantes [5].



Por su parte el sistema de detectores ha evolucionado fuertemente en las últimas 2 décadas, tanto en la utilización de distintos cristales de centelleo, así como el número de detectores y su ordenamiento. En los equipos modernos se utilizan materiales cerámicos como detectores de centelleo conocidos como “**Cerámicas Ultra-rápidas**”, confeccionados con alta pureza, basados en óxidos de tierras raras y dopados por elementos como Europio, Praseodimio, Cerio y Gadolinio (Ej. $Y_2O_3-GdO_3:Eu$ y $Gd_2O_2S:Pr,Ce,F$) con eficiencia de conversión de 99% [2,6]. El diseño del sistema de detectores también ha evolucionado dramáticamente. Mientras los primeros equipos de TC helicoidal utilizaban un sistema de detección basado en una única fila en el eje Z o eje de avance de la camilla (ver figura 3) de alrededor de 500 a 900 detectores [7] que permitía la adquisición de 1 corte por rotación de tubo, el número de filas de detección ha aumentado hasta 64 y más en algunos de los equipos de última generación conocidos como “**TC multicorte**” [3]. Adicionalmente, se ha ido paulatinamente disminuyendo la longitud de los elementos constituyentes del sistema de detectores, alcanzado valores de 0,6 a 0,5 mm en el eje Z [3].

Los beneficios de estos avances, que se han materializado en los actuales TC multicorte, se centran principalmente en una disminución en los tiempos de adquisición de examen gracias a la tecnología de anillos deslizantes y el aumento del número de filas de detección, permitiendo la obtención de múltiples cortes por cada rotación de tubo, mejoras en la resolución espacial en el eje Z (ver figura 4) debido a elementos de detección cada vez más pequeños, disminución del ruido de la imagen gracias a altas

eficiencias de detección, y el aumento de la cobertura anatómica debido al aumento de la longitud del sistema de detección el eje Z.

Figura 3. Ejes espaciales coordenados utilizados en Tomografía Computada [8].

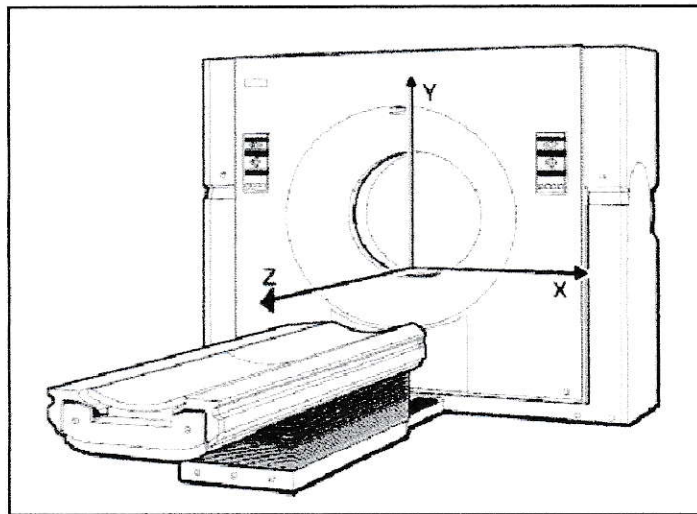
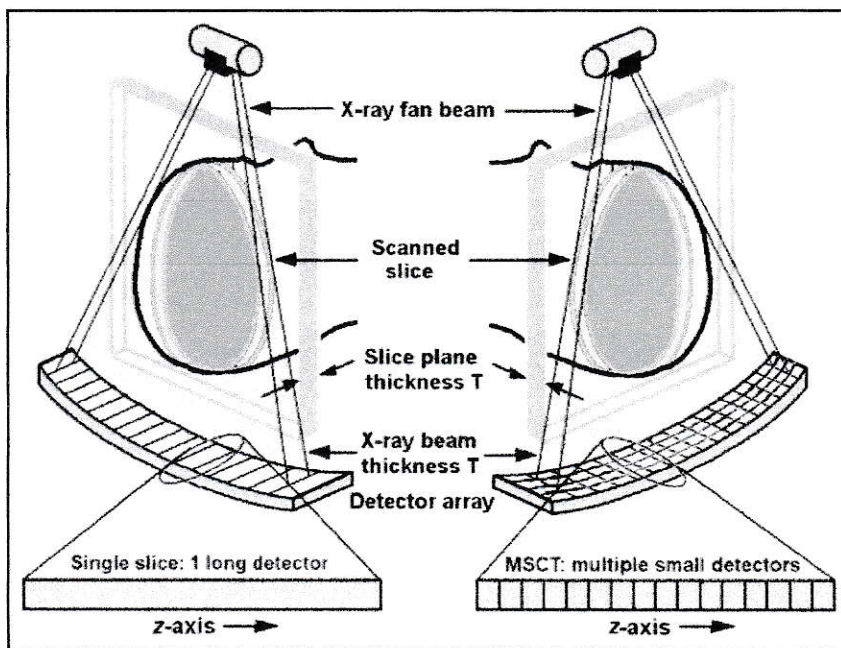


Figura 4. Comparación entre sistema de detección en TC monocorte y multicorte [9]



RIESGOS ASOCIADOS AL USO DE RADIACIÓN EN TC.

El desarrollo de la TC ha traído consigo no solo un gran aumento en la frecuencia de este tipo de exámenes, sino también un aumento en su contribución a la dosis colectiva de la población mundial. En el reporte del **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)** del año 2000 [10], se determinó que los estudios de TC alcanzaron el 5% de todas las exploraciones radiológicas a nivel mundial, con una contribución a la dosis colectiva de un 34%, superando a otras técnicas radiológicas como la angiografía y los procedimientos intervencionistas.

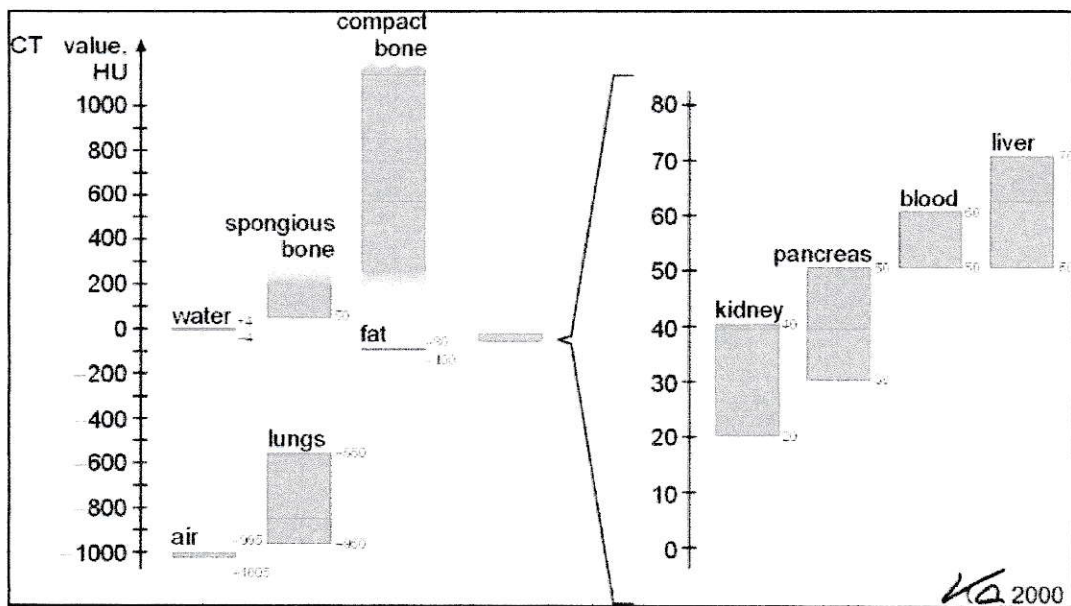
La organización **International Commission on Radiological Protection (ICRP)** postula algunas de las causas que explican este aumento en la contribución de dosis debido a la TC. En primer lugar, cabe destacar la evidente diferencia de la técnica de TC con respecto a la radiología convencional. En radiología, al utilizar parámetros de exposición altos (Ej. Voltaje o corriente de tubo), se obtiene un deterioro en la calidad de imagen, que por lo general resulta en un ennegrecimiento de la radiografía final. No ocurre lo mismo en TC, debido a que los números o unidades Hounsfield (UH) que constituyen su imagen representan el valor de atenuación de un objeto o tejido con respecto al valor del agua (ver Figura 5) determinados según la Ecuación 1, y por ende la imagen siempre resulta correctamente expuesta [11], e incluso con una mejor calidad con respecto a la utilización de una menor exposición [12]. Esto trae consigo por lo

general un abuso de los parámetros de adquisición por parte del operador con el fin de obtener una mejor calidad de imagen [13].

$$UH = \left[\frac{\mu_{objeto} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \right] \times 1000 \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde μ_{objeto} es valor de coeficiente de atenuación lineal correspondiente a un determinado objeto o tejido, y μ_{agua} es el valor de coeficiente de atenuación lineal del agua.

Figura 5. Escala de Unidades Hounsfield utilizada en TC [5]



La introducción de la tecnología helicoidal, y posteriormente de la TC multicorte, ha tenido un fuerte impacto en la dosis de radiación entregada a los pacientes. En sus comienzos, los primeros reportes publicados muestran que la técnica multicorte entregaba una mayor dosis en comparación a la técnica original monocorte (singleslice).

Esto debido principalmente a la relativa ineficiencia de los primeros equipos de 4 canales de detección, que obligaban al operador a aumentar los parámetros de adquisición, y por ende la dosis de radiación, para obtener cortes de poco espesor que fueran de utilidad para reformaciones 3D de calidad [11].

Posteriormente una gran cantidad de alternativas técnicas para la reducción de dosis fueron puestas a disposición por los fabricantes en los TC de 16 canales de detección y más [11]. Estas mejoras permitieron que estuviera al alcance del operador la posibilidad de controlar los parámetros de adquisición para la obtención de una buena calidad de imagen. Sin embargo, muchas de estas innovaciones técnicas para el control de dosis dependen de acciones o decisiones que debe tomar el operador al momento del examen, así como el establecimiento de los parámetros asociados necesarios para obtener una reducción de dosis [11].

Por otra parte, la posibilidad de realizar adquisiciones cada vez más rápidas en los nuevos TC (Ej. en una sola apnea por parte del paciente), permitió a los operadores aumentar la cobertura de algunos exámenes sin un costo en el tiempo de exploración, generando una tendencia a extender el barrido para una determinada adquisición [12]. Todos estos elementos se han visto reflejados en estudios realizados a gran escala, donde se ha demostrado una gran variabilidad en la aplicación de los parámetros técnicos de adquisición para una misma indicación diagnóstica en un mismo país, evidenciando que para un diagnóstico clínico específico se pueden entregar dosis excesivas en algunos centros, inclusive dentro de una misma ciudad [14 – 17].

Otra de las causas que demandan atención es el hecho de la utilización de iguales parámetros de adquisición tanto para pacientes adultos como para pacientes pediátricos [12]. Se postulan varias razones por las cuales se debe tener consideración en el manejo de estos parámetros en niños. En primer lugar, considerando los efectos estocásticos de la radiación ionizante, los niños sometidos a TC poseen más tiempo que un adulto para expresar un posible cáncer radioinducido, ya que poseen toda su vida por delante para manifestarlo [18]. En segundo lugar, existe una inherente mayor sensibilidad a la radiación ionizante en los niños, debido principalmente a la mayor tasa mitótica de sus tejidos aún en desarrollo, y al hecho de que la radiación ionizante afecta principalmente a células en división [19]. Por último podemos agregar que el menor diámetro de los pacientes pediátricos con respecto a los adultos produce siempre una absorción de dosis más elevada. De hecho se postula que, manteniendo el resto de los factores constantes, disminuir el diámetro del paciente a la mitad produce un aumento de la dosis absorbida que puede alcanzar un factor de 2 [20]. Este énfasis en pacientes pediátricos se ve reflejado en una estimación realizada por Brenner [21]. Considerando que se realizan en Estados Unidos alrededor de 600.000 exámenes de cabeza y abdomen anualmente en niños bajo los 15 años de edad, se estima que podrían resultar alrededor de 500 muertes por cáncer atribuible a la radiación entregada en TC.

Esto cobra mayor sentido al conocer los resultados de un trabajo de investigación a gran escala coordinado por el **Organismo Internacional de Energía Atómica** (OIEA), publicado en febrero de 2010, realizado en 19 países en desarrollo de tres continentes. Se obtuvo un porcentaje promedio de exámenes en pacientes menores de 15

años de 20%, 16% y 5% en los centros participantes de África, Asia y Europa. Como conclusiones de este estudio se destaca la amplia variación internacional de las dosis entregadas a pacientes pediátricos, y la evidencia concreta de que en algunos centros se utilizan protocolos de examen diseñados para adultos en pacientes pediátricos [22].

Sin embargo, se puede inferir que el manejo adecuado de los parámetros de adquisición, la optimización de los protocolos de examen y la consideración de las implicancias de la exposición de pacientes pediátricos puede permitirnos un cierto nivel de control de los riesgos asociados a la técnica de TC, sin comprometer el aporte diagnóstico de esta modalidad de examen [23].

Cabe mencionar que las imágenes de la más alta calidad no son esenciales para todos los diagnósticos, sino más bien el nivel de calidad (Ej. Bajo ruido, media o baja dosis) es dependiente de la indicación diagnóstica [11]. Una reducción excesiva de la dosis por otra parte, puede afectar negativamente la calidad de la imagen y disminuir la detectabilidad de cierto tipo de lesiones, principalmente de bajo contraste. Sin embargo, la visibilidad de lesiones en imágenes adquiridas con alta calidad y altas dosis no es necesariamente mayor que en imágenes adquiridas con un menor nivel de dosis [11]. Es por este motivo, que el entendimiento de los parámetros de adquisición en TC puede ayudar a Radiólogos, Físicos Médicos y Tecnólogos Médicos a mantener la calidad de imagen con valores bajos de dosis al paciente tanto como sea razonablemente posible.

PARÁMETROS DE DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN

ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA

Debido a la particularidad del tipo de irradiación que comprende la TC (360° alrededor del paciente) se hace necesario definir cantidades dosimétricas específicas para esta técnica que nos permitan representar la dosis entregada por la TC.

La principal cantidad dosimétrica utilizada en TC se conoce como Índice de Dosis en TC o CTDI (Computed Tomography Dose Index). Esta se define como la integral, a lo largo del eje de rotación Z (eje de avance de la camilla durante la exploración), del perfil de dosis para un corte único $D(z)$ dividido por el grosor de corte nominal T [24] como lo muestra la Ecuación 2.

$$CTDI = \left(\frac{1}{T}\right) \times \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{Ecuación 2}$$

En la práctica pueden realizarse mediciones de CTDI utilizando una cámara de ionización de 100 mm de largo activo, que nos entrega una medida conocida como $CTDI_{100}$ en términos de dosis absorbida en aire (mGy). Estas mediciones pueden llevarse a cabo tanto en aire libre como en el centro y la periferia de fantomas estándar para dosimetría en TC [5].

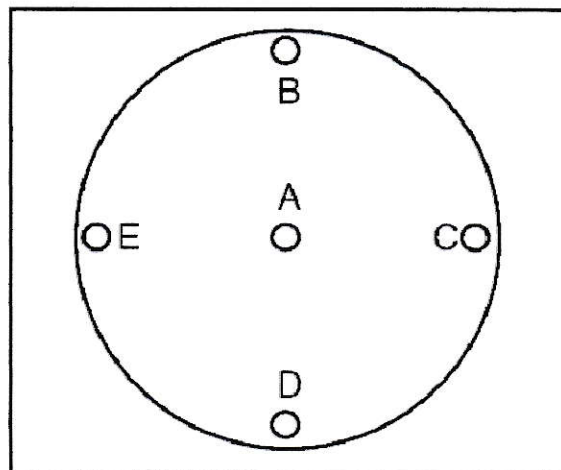
Por lo general dichas mediciones se realizan en dos tamaños de fantomas, un simulador de cabeza circular, de 16 centímetros de diámetro, y uno de cuerpo, también circular de 32 centímetros de diámetro. Estos dispositivos nos permiten estimar un indicador de la dosis promedio entregada a un paciente estándar en un corte único de

acuerdo su grosor nominal. El fantoma de cabeza de 16 cm puede ser considerado como un simulador apropiado para todos los tipos de exámenes en niños de todas las edades [12], aunque se ajusta de mejor manera pacientes de 5 años de edad [25]. Asumiendo que la radiación disminuye de forma lineal desde la periferia hacia el centro del fantoma [26], la dosis promedio es ponderada ($CTDI_w$) de acuerdo a las mediciones realizadas tanto en la periferia del simulador (1 centímetro bajo la superficie) y el centro según la Ecuación 3.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \times [CTDI_{100,c} + (2 \times CTDI_{100,p})] \quad \text{Ecuación 3}$$

Donde $CTDI_{100,c}$ es la medición entregada por la cámara en el centro del fantoma, $CTDI_{100,p}$ corresponde al promedio de la mediciones entregadas por la cámara ubicada en 4 posiciones en la periferia (12, 3, 6 y 9 horas) [24]. En la Figura 6 se representa la posición central con la letra A, y las cuatro posiciones periféricas como B, C, D y E respectivamente.

Figura 6. Posiciones de cámara de ionización en el fantoma para medición de CTDI.



DESCRIPTORES DE LA CALIDAD DE IMAGEN

No todos los parámetros que se utilizan habitualmente en TC para describir la calidad de imagen están relacionados con la dosis de radiación entregada al paciente. Algunos, tales como los artefactos de movimiento y la resolución espacial, no se encuentran relacionados con la dosis, mientras que otros tales como el ruido y el contraste de la imagen sí lo están. Estos últimos son considerados los descriptores más importantes de la calidad de imagen en TC [11]. A continuación describiremos cada uno de ellos.

RUIDO

Las mediciones de atenuación en TC están en principio sujetas a incertezas. En los actuales equipos este error es debido principalmente a las variaciones en el número de fotones de rayos X registrados en el sistema de detección, conocido como “**ruido cuántico**” [5], con una muy pequeña contribución de errores producidos por la unidad de TC en sí. Estos errores son propagados en el proceso de reconstrucción de la imagen, pudiendo reconocerse en el producto final.

Desde un punto de vista técnico podemos definir el ruido de la imagen en TC como la desviación estándar (σ) de los valores en UH de los píxeles pertenecientes a una ROI (Region of Interest) establecida en la imagen de un medio u objeto de densidad uniforme [26]. De acuerdo a este precepto podemos definir el ruido como:

$$\mathbf{Ruido} = \sigma_{ROI}$$

Ecuación 4

El valor de ruido aumenta cuando el sistema de detección registra una baja cantidad de fotones de rayos X, ya sea por la presencia de objetos con muy alta atenuación a su paso, baja corriente de tubo o grosores de corte pequeños. Es por esto que podemos inferir que el ruido está relacionado con la dosis de radiación en TC, ya que una disminución del flujo de fotones, y por lo tanto una disminución en la dosis, comúnmente aumenta el ruido en la imagen y viceversa [11].

La cuantificación del ruido puede ser usado para el manejo de la dosis de radiación y la calidad de imagen. El ruido de la imagen es específicamente importante en la detección de lesiones de bajo contraste, las cuales pueden ensombrecerse con altos niveles de ruido [11]. Por otro lado, estudios tales como la TC de tórax, la colonografía por TC, y la detección de litiasis renal son casos en los que existe un mayor contraste de las lesiones con el fondo, y por ende pueden aceptarse mayores niveles de ruido [11]. En la otra mano, se tiende a demandar imágenes con menos ruido en niños y adultos de baja talla en comparación con pacientes de mayores dimensiones, debido a la ausencia de tejido adiposo entre órganos y planos de tejido, y a las dimensiones anatómicas más pequeñas [27,28].

CONTRASTE

En la imagen, el contraste se define como la diferencia de brillo entre un objeto y el fondo [29]. Técnicamente se puede definir el contraste de la imagen en TC como la diferencia en UH entre un objeto y el medio circundante [26].

$$\mathbf{Contraste} = \mathbf{UH}_{objeto} - \mathbf{UH}_{medio} \quad \text{Ecuación 5}$$

El contraste de la imagen resultante está determinado por una relación compleja entre la adquisición de la data y los parámetros de reconstrucción. Una disminución en el voltaje de tubo por ejemplo, puede disminuir la dosis de radiación y a la vez aumentar el contraste [11], siendo este efecto más notorio en tejidos de alto contraste como el hueso o el medio de contraste iodado, por sobre tejidos con baja diferencia de densidad como el hígado o el parénquima cerebral [30]. Algunos estudios, como los de Siegel et al [25] y Huda et al [31] han encontrado una mejora en el contraste con una reducción del voltaje de tubo en diluciones de medio de contraste y algunos tejidos como grasa y hueso.

Un aumento en el ruido cuántico por su parte, puede afectar la detectabilidad de detalles de bajo contraste [21]. En situaciones en las que las lesiones poseen un bajo contraste con respecto a las estructuras circundantes, como por ejemplo la mayoría de las metástasis hepáticas, un aumento en el ruido de la imagen puede afectar la detección o caracterización de las lesiones [11]. Es por esto que se debe tener en cuenta que una reducción excesiva en la dosis de radiación y un aumento del ruido de la imagen pueden comprometer la calidad diagnóstica del estudio.

El ruido y contraste de la imagen pueden ser usados para adaptar parámetros de adquisición en el manejo de dosis. De hecho, diferentes opciones de adquisición pueden ser adoptadas para reducir la dosis basados en el contraste inherente de estructuras en la región de interés [11].

PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN

CORRIENTE DE TUBO

La corriente de tubo está constituida por el flujo de electrones que son acelerados desde el cátodo al ánodo al aplicar el voltaje de tubo, y está en directa relación con la cantidad de fotones de radiación X producidos en el tubo [32]. En la actualidad, los tubos en TC pueden generar rayos X de forma continua o pulsada, alcanzando valores de hasta 400 mA en el caso de generación continua y de 1000 mA para la generación pulsada, con pulsos que alcanzan los 60 Hz [32].

Debido a que la corriente de tubo es un factor determinante del flujo de fotones de radiación X que alcanzan al paciente, esta se relaciona en forma directa con la calidad de la imagen resultante, siendo un factor importante en la generación de ruido cuántico. Posee además una influencia directa sobre la dosis de radiación impartida al paciente, especialmente a través del producto corriente de tubo y tiempo, siendo esperable una relación lineal entre este producto y la dosis de radiación [20]. Para un corte único, el producto corriente de tubo y tiempo está determinado por la Ecuación 6.

$$Q = I * T_{rot} \quad \text{Ecuación 6}$$

Donde I es la corriente de tubo en mA, T_{rot} es el tiempo de rotación para un giro de 360° del sistema tubo-detector en segundos y Q es el producto corriente de tubo y tiempo expresado en mAs.

Varios investigadores como Boone et al [24] y Wilting et al [25] han sugerido el ajuste de los valores de corriente de tubo en función de las dimensiones del paciente, relacionada con la atenuación o espesor de la región anatómica de interés. En el caso del estudio de abdomen en pacientes pediátricos, por ejemplo, una reducción de la corriente de tubo por un factor de 4 a 5 con respecto al adulto puede ser aceptable [11].

VOLTAJE DE TUBO

El voltaje de tubo está definido por la tensión aplicada para la producción de radiación en el tubo de rayos X. Este voltaje determina la máxima energía que portarán los fotones presentes en el haz producido en el tubo de rayos X [32], y se encuentran por general entre los 80 y 140 kVp en TC [33]. Las variaciones en el voltaje de tubo causan un cambio sustancial en la dosis en TC, así también como en el ruido y contraste de la imagen [11]. La relación entre voltaje de tubo y la dosis no es lineal, sino que de naturaleza exponencial, la cual puede variar de acuerdo a circunstancias específicas [30]. En niños y adultos de baja talla, reducir el voltaje de tubo puede llevarnos a una reducción de la dosis para una determinada relación ruido-contraste, relativo a valores más altos de voltaje [11].

Estudios recientes sugieren una reducción de dosis sustancial con el uso de bajos valores de voltajes de tubo (80-100 kVp) para angiografía por TC y TC de abdomen contrastado. Una reducción adicional en el producto corriente de tubo y tiempo también podría contribuir a esta reducción de la dosis entregada en TC [11]. Una disminución en el voltaje de tubo puede resultar en un aumento sustancial en el ruido de la imagen, con un posible deterioro de la calidad de la imagen si las dimensiones del paciente son muy grandes o si la corriente de tubo no es apropiadamente aumentada para compensar la disminución en el flujo de fotones a bajos valores de voltaje de tubo. Sin embargo, cuando el voltaje de tubo es reducido y el producto corriente de tubo y tiempo aumenta para corregir el ruido, la dosis probablemente disminuya [11]. Así, cuando se implementan protocolos con valores de voltaje de tubo reducido, es imperativo que los

valores apropiados de corriente de tubo sean determinados en función del tamaño del paciente.

Mientras la corriente de tubo, el tiempo de exposición y el voltaje de tubo pueden ser modificados para entregar una apropiada dosis de radiación al paciente en TC, los usuarios comúnmente estandarizan el voltaje de tubo y el tiempo de rotación del “gantry” para una aplicación clínica dada. Así por ejemplo, se usan comúnmente, tiempos de rotación más rápidos para minimizar la borrosidad por movimiento y artefactos, y pueden seleccionarse valores de voltaje de tubo más bajos consecuente con el tamaño del paciente para maximizar el contraste de la imagen [11].

HIPÓTESIS

La reducción del voltaje y la corriente de tubo permiten una reducción de dosis con un menor deterioro en la calidad de imagen en pacientes pediátricos en comparación a pacientes adultos.

PROPÓSITO

La inquietud de este estudio nace en la escasa investigación de tipo experimental en Chile sobre la dosis de radiación entregada al paciente por la técnica de TC, y su relación con la calidad de la imagen. Acorde a lo expuesto previamente, este trabajo tiene como propósito entregar información experimental sobre las variaciones de dosis y calidad de imagen, expresada como ruido y contraste, al modificarse dos de los más importantes parámetros técnicos utilizados en TC, el voltaje y la corriente de tubo. Asociado a esto se pretende evidenciar la diferencia en el comportamiento de estas variables en relación al tamaño del paciente, haciendo hincapié principalmente en los efectos en los pacientes pediátricos y sus diferencias con respecto a los pacientes adultos.

OBJETIVOS

GENERAL

Evaluar los efectos de la variación de voltaje y corriente de tubo en la dosis de radiación y la calidad de imagen en un TC Multicorte para dos tamaños de fantoma representativos de pacientes pediátrico y adulto.

ESPECÍFICOS

1. Determinar la relación entre las variables CTDI_w, ruido y contraste con la variación de los parámetros de voltaje y corriente en el TC estudiado, para los dos tamaños de fantoma representativos de pacientes pediátrico y adulto (cabeza y cuerpo).
2. Comparar las variaciones obtenidas de CTDI_w, ruido y contraste entre los dos tamaños de fantomas representativos de paciente pediátrico y adulto (cabeza y cuerpo), al modificar los valores de voltaje y corriente de tubo por separado en el TC estudiado.
3. Comparar las variaciones de CTDI_w, ruido y contraste en el fantoma representativo de paciente pediátrico (cabeza) al variar la corriente de tubo en el TC estudiado para dos valores de voltaje de tubo fijos (80 y 120 kVp).

MATERIALES Y MÉTODOS

MATERIALES

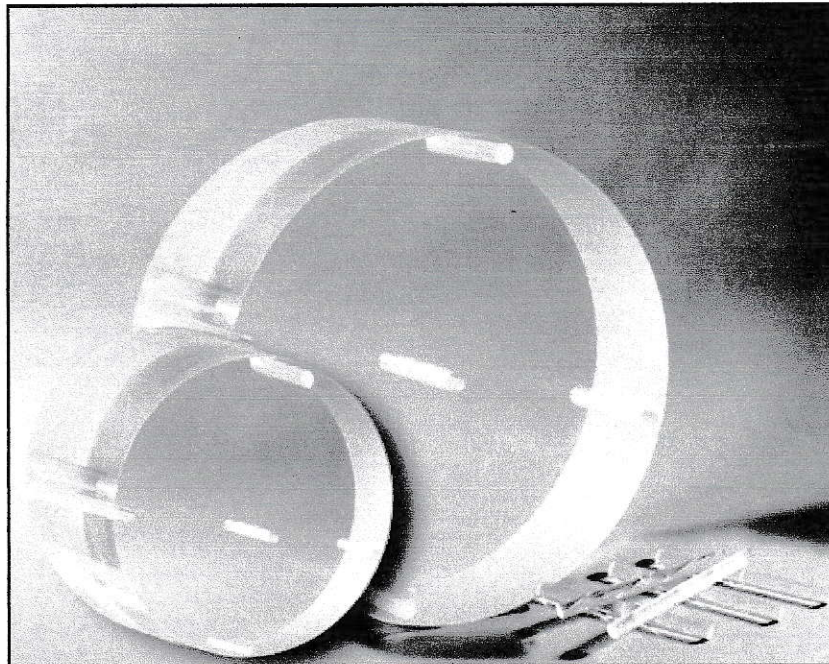
Las mediciones se llevaron a cabo en el equipo modelo Somaton Sensation 64[®], marca Siemens, con tubo Straton[®] y 64 canales de detección, de la unidad de Tomografía Computada del Hospital Clínico de la Universidad de Chile entre los meses de enero y marzo de 2009.

Para la determinación de CTDI se utilizó una cámara de ionización tipo “lápiz” de 100mm de largo activo y 3,14 cm³, modelo 30009 de la marca PTW estándar para Tomografía Computada, calibrada según Patrón Secundario. En conjunto se utilizó un electrómetro modelo UNIDOS E[®] de la marca PTW (rango: 1fC a 999nC, exactitud \pm 5%, reproducibilidad \pm 1%).

Para las mediciones de dosis y ruido se utilizaron los fantomas estándar de PMMA (Polimetilmetacrilato) para medición de CTDI con las siguientes características:

1. Fantoma de Cabeza para Dosimetría en TC de 15 cm de longitud y 16 cm de diámetro representativo de paciente pediátrico. Modelo T40017; PTW, Freiburg, Alemania.
2. Fantoma de Cuerpo para Dosimetría en TC de 15 cm de longitud y 32 cm de diámetro representativo de paciente adulto. Modelo T40016; PTW, Freiburg, Alemania.

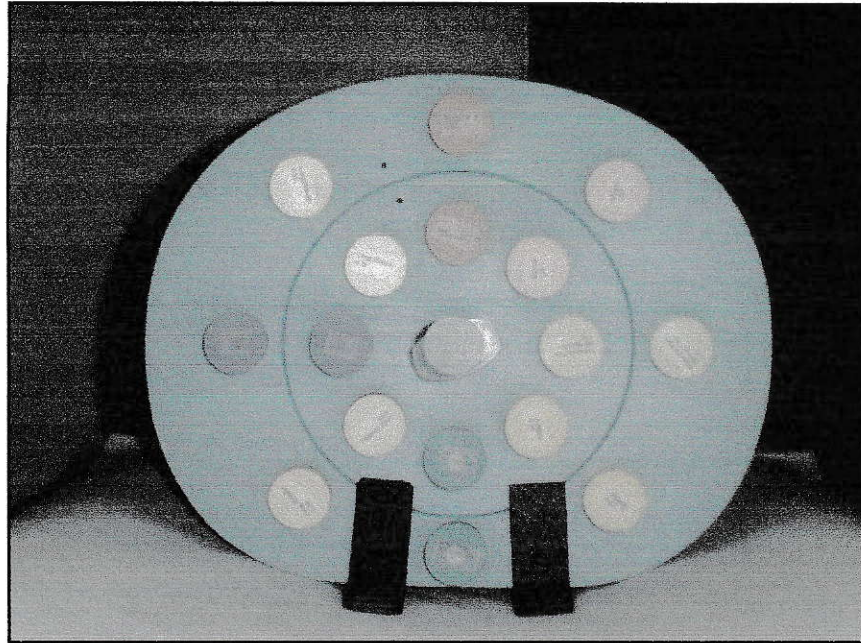
Figura 7. Fantomas para dosimetría en Tomografía Computada (cabeza y cuerpo).



Para las mediciones de contraste se utilizaron los fantomas de resina epóxica agua equivalente para estimación de densidad electrónica en la calibración de sistemas de planificación en radioterapia, con las siguientes características:

1. Fantoma de Cabeza para medición de densidad electrónica en TC de 5 cm de longitud y 17,8 cm de diámetro representativo de paciente pediátrico. Modelo 062; CIRS Inc; Norfolk, Estados Unidos.
2. Fantoma de Cuerpo para medición de densidad electrónica en TC de 5 cm de longitud y 33 cm de diámetro mayor y 27 cm de diámetro menor representativo de paciente adulto. Modelo 062; CIRS Inc; Norfolk, Estados Unidos.

Figura 8. Fantoma para medición de Densidad Electrónica en Tomografía Computada.



En la tabla 1 se presentan las características según fabricante del material del fantoma y los insertos utilizados para la medición de contraste.

Tabla 1. Tipos de insertos de tejido equivalente en el fantoma de Densidad Electrónica.

Tejido Equivalente	Cantidad	Densidad Física (g/cm ³)	Densidad Electrónica (por cm ³ x 10 ²³)
Pulmón (inspiración)	2	0,20	0,346
Pulmón (expiración)	2	0,50	1,632
Grasa	2	0,96	3,170
Tejido Mamario	2	0,99	3,261
Músculo	2	1,06	3,483
Hígado	2	1,07	3,516
Hueso Trabeculado	2	1,16	3,730
Hueso Denso*	2	1,61	5,052
Fantoma	2	1,01	3,346

* Inserto de Hidroxiapatita de 800 g/cm³ en un medio de agua

METODOLOGÍA

Para todas las mediciones (dosis, ruido y contraste) se mantuvo constante la modalidad de adquisición, utilizando los siguientes parámetros en el TC:

- Configuración de detectores: 30 x 0,6 mm
- Tiempo de rotación de tubo: 0,5 segundos.
- Grosor de Imagen: 6 mm.
- Filtro kernel: B30s, estándar para imágenes de abdomen.
- Tamaño de Campo de Visión (FOV): estándar de acuerdo a cada fantoma.
- Care Dose 4D: Inactivo.

Los valores de voltaje y corriente de tubo se establecieron de la siguiente forma:

VARIACIÓN DE VOLTAJE DE TUBO (kVp)

Se utilizaron 4 valores de voltaje de tubo de acuerdo a la disponibilidad en el TC empleado para este estudio (Somatom Sensation 64, Siemens). Estos valores fueron de 80, 100, 120 y 140 kVp. Para las mediciones realizadas con estos valores se mantuvo fijo el valor de corriente de tubo en 400 mA para los fantomas de CTDI y Densidad Electrónica, tanto para las dimensiones de cabeza como de cuerpo, siendo este el valor de corriente el utilizado para exámenes de abdomen y tórax rutina para adultos en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

VARIACIÓN DE CORRIENTE DE TUBO (mA)

Se utilizaron valores de corriente de tubo de forma diferencial para las mediciones en los fantomas de cabeza y cuerpo. En los fantomas de cabeza (CTDI y Densidad Electrónica) se realizaron las mediciones en base a valores de corriente de tubo de 100, 200, 300 y 400 mA. La variación de corriente de tubo se evaluó para dos valores de voltaje, 80 y 120 kVp. En los fantomas de cuerpo en cambio (CTDI y Densidad Electrónica), solo se midió con un voltaje de tubo fijo de 120 kVp, siendo este el valor de voltaje utilizado en los exámenes de abdomen y tórax rutina para adultos en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile. El esquema de variación de voltaje y corriente de tubo se resume en la Tabla 2 y 3.

Tabla 2. Esquema de variación de voltaje de tubo según tamaño de fantoma.

Fantoma	Corriente de Tubo (mA)	Voltaje de Tubo (kVp)			
Cabeza	400	80	100	120	140
Cuerpo	400	80	100	120	140

Tabla 3. Esquema variación de corriente de tubo según tamaño de fantoma.

Fantoma	Voltaje de Tubo (kVp)	Corriente de Tubo (mA)			
Cabeza	80	100	200	300	400
	120	100	200	300	400
Cuerpo	120	100	200	300	400

MEDICIÓN DE CTDI

Las mediciones de CTDI se realizaron según las recomendaciones propuestas en los protocolos entregados por el reporte ARCAL XLIX [34] y MDA/98/25 de ImPACT Group [35] (Anexo), llevándose a cabo 5 mediciones con los mismos parámetros de adquisición en cada posición de la cámara. El cálculo de CTDI_w (ponderado) para cada medición se realizó de acuerdo a la Ecuación 2.

Las mediciones fueron corregidas de acuerdo a las condiciones de presión y temperatura, multiplicando el valor de lectura por el factor $k_{P,T}$ (Ecuación 7) según la indicación del fabricante. Para su registro, se utilizó un equipo con las siguientes características:

- Equipo “Hand held Barometer” para medición de temperatura, altitud y presión. Modelo 02406; Fabricado por Control Company para Thermo Fisher Scientific Inc; Estados Unidos.

$$k_{P,T} = \left[\frac{(273,2+T)}{(273,2+T_0)} \right] \times \left[\frac{P_0}{P} \right] \quad \text{Ecuación 7}$$

Donde T y P corresponden al valor de temperatura (en grados Celsius) y presión (en kiloPascal) respectivamente obtenidos durante la medición; T_0 es la temperatura de referencia igual a 20 °C; y P_0 es la presión de referencia igual a 101,3 kPa.

Para evitar variaciones en las mediciones de CTDI debido a fluctuaciones de la red de alimentación hospitalaria, se realizó este procedimiento utilizando un suministro eléctrico en base a baterías de NiCd según lo recomendado por el fabricante, lo que permite tiempos de operación sin interrupciones de 3-4 horas.

MEDICIÓN DE RUIDO

Para las mediciones de ruido se realizó un corte único en el centro de los fantomas de cabeza y cuerpo para medición de CTDI con los 5 insertos ubicados, para asegurar su homogeneidad, utilizando los distintos valores de voltaje y corriente de tubo a evaluar. Se realizaron 5 cortes en las mismas condiciones para estimar la variabilidad de la medición.

Se estableció una región de interés circular (ROI) de 500 mm^2 en el centro del fantoma para las estimación de la desviación estándar de UH de acuerdo a lo establecido en el protocolo ARCAL XLIX, cuidando no incluir los bordes del inserto de acrílico central.

Figura 9. Localización de la ROI para medición de ruido en fantoma de CTDI.



MEDICIÓN DE CONTRASTE

En el caso de las mediciones de contraste se realizó un corte único en el centro de los fantasmas de cabeza y cuerpo para medición de Densidad Electrónica en TC, con los insertos ubicados en posiciones fijas, utilizando los distintos valores de voltaje y corriente a evaluar.

Se realizaron 5 cortes en las mismas condiciones para estimar la variabilidad de la medición. Se estableció una ROI circular de 400 mm^2 para cada inserto de tejido equivalente en el fantoma de densidad electrónica, además de una ROI de iguales dimensiones en el medio de soporte del fantoma (agua equivalente). La ROI ubicada en el medio de soporte fue localizada de forma equidistante de los insertos colindantes y de la superficie del fantoma. Para ello se ubico el centro de la ROI a 1,5 cm del borde de cada inserto y de la superficie del fantoma como muestra la Figura 2.

Figura 10. Localización de la ROI para la medición de la densidad (UH) del medio de soporte en el fantoma de Densidad Electrónica.

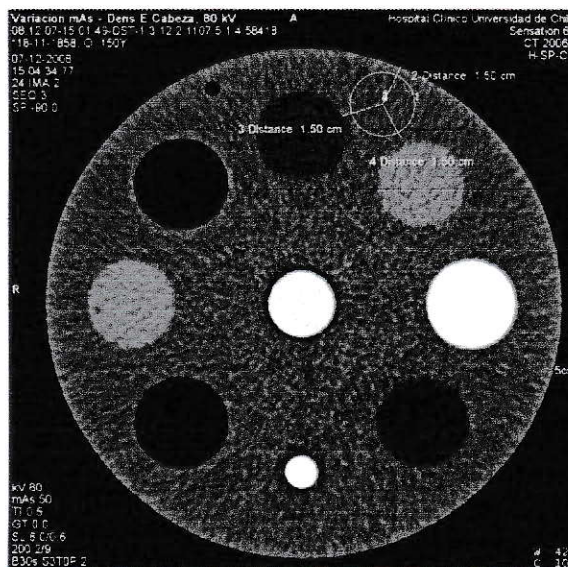
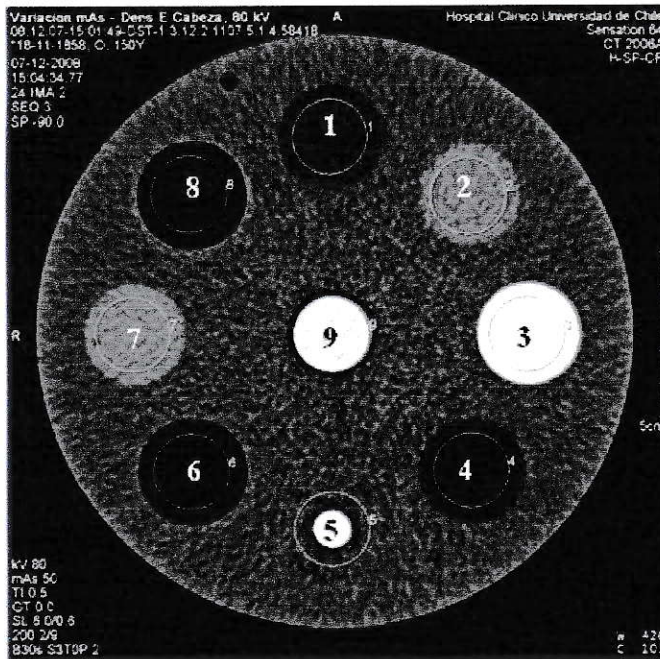


Figura 11. Distribución de los distintos insertos de tejido equivalente en el fantoma de Densidad Electrónica.



Ubicación	Tejido Equivalente
1	Tejido Mamario
2	Músculo
3	Hueso Trabeculado
4	Grasa
5	Hueso Denso
6	Pulmón Espiración
7	Hígado
8	Pulmón Inspiración
9	Medio de Contraste

Las ubicaciones se mantuvieron en ambos tamaños de fantoma. En el inserto central se utilizó una dilución de medio de contraste y suero fisiológico que se estandarizó en 200 UH para 120 kVp y 400 mA. Para esta dilución se utilizó medio de contraste Ioversol 320 mg/ml y suero fisiológico estándar al 0,9%.

A continuación se presentan los resultados obtenidos de las tres variables estudiadas en ambos tamaños de fantoma para las distintas pruebas de variación de voltaje y corriente de tubo, ordenados de acuerdo a medición de dosis (CTDI), ruido y contraste para los distintos materiales de tejido equivalente.

RESULTADOS

MEDICIÓN DE DOSIS.

Tabla 4. Valores de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.

Voltaje de Tubo (kVp)	CTDI _w (mGy)	
	Fantoma Cabeza	Fantoma Cuerpo
80	7,55 ± 0,02	3,37 ± 0,02
100	15,36 ± 0,02	7,37 ± 0,05
120	25,79 ± 0,02	12,80 ± 0,08
140	38,72 ± 0,13	19,94 ± 0,12

Gráfico 1. Valores promedio de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.

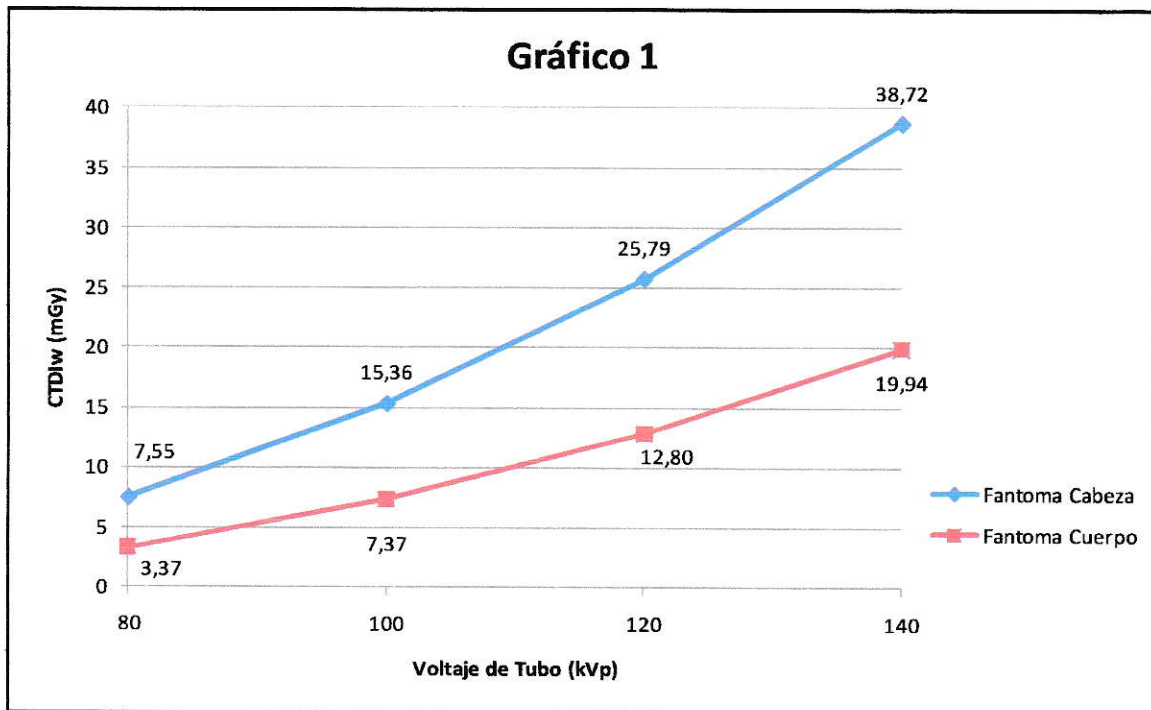


Tabla 5. Valores de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.

Corriente de Tubo (mA)	CTDI _w (mGy)	
	Fantoma Cabeza	Fantoma Cuerpo
100	6,44 ± 0,02	3,22 ± 0,02
200	12,84 ± 0,03	6,43 ± 0,10
300	19,19 ± 0,03	9,50 ± 0,06
400	25,79 ± 0,02	12,80 ± 0,08

Gráfico 2. Valores promedio de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantomas de Cabeza y Cuerpo.

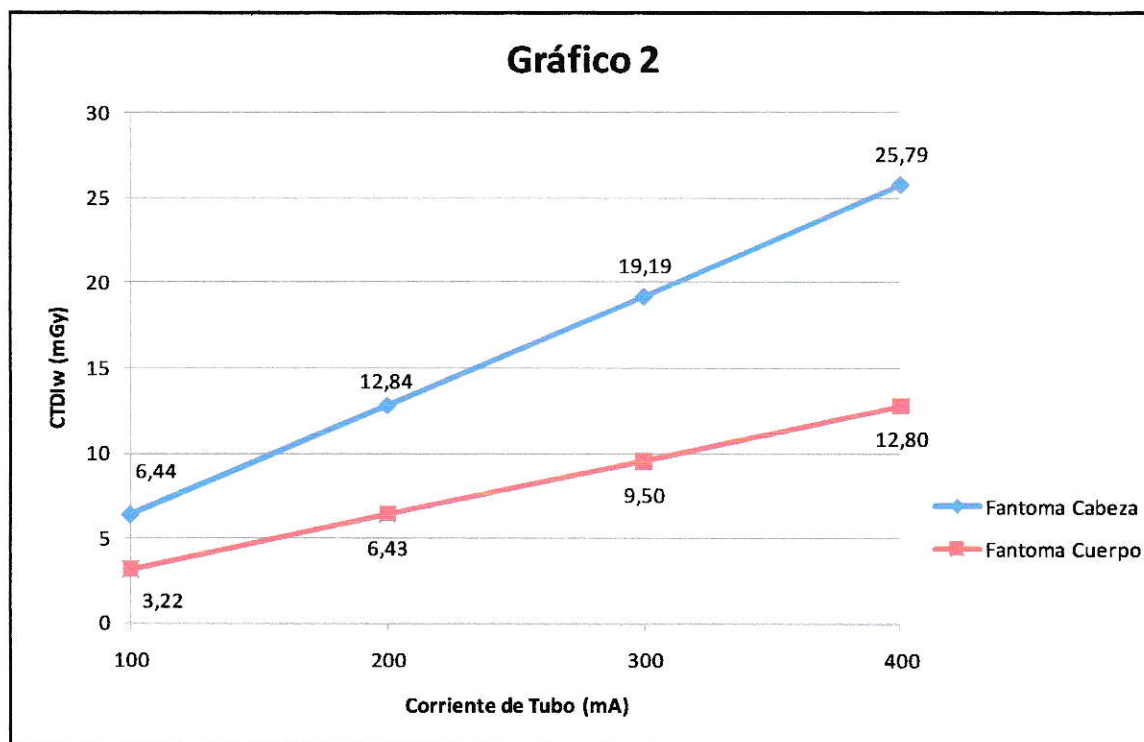
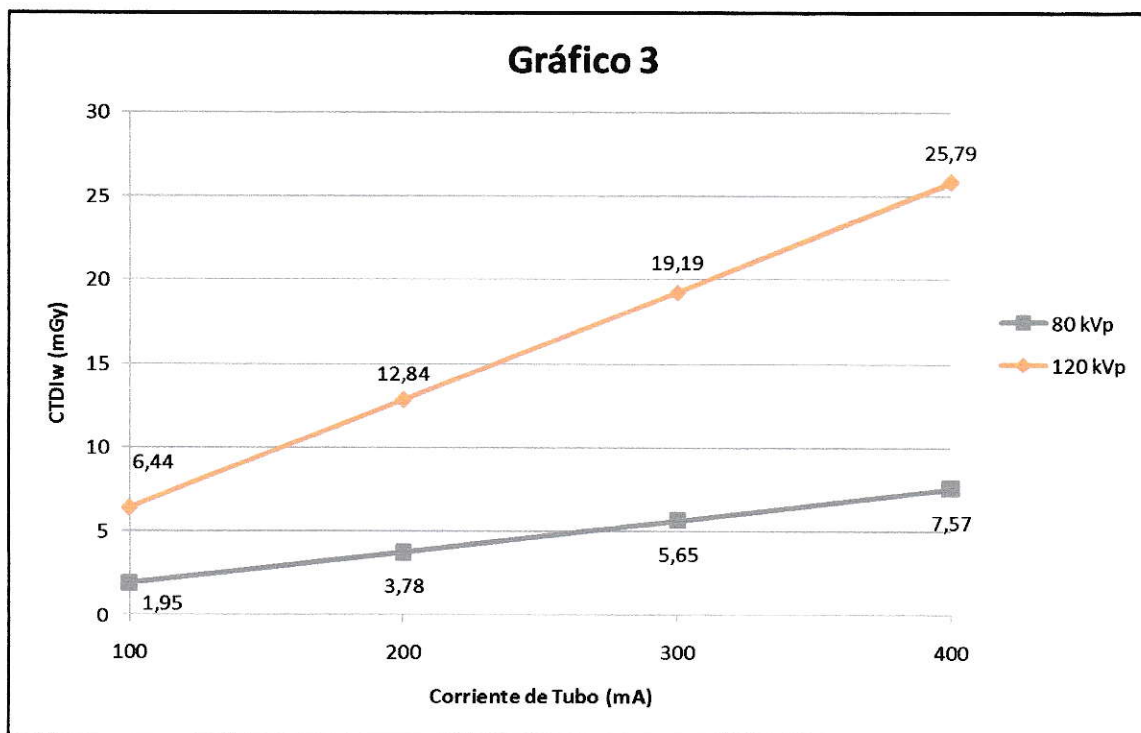


Tabla 6. Valores de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.

Corriente de Tubo (mA)	CTDI _w (mGy)	
	80 kVp	120 kVp
100	1,95 ± 0,02	6,44 ± 0,02
200	3,78 ± 0,01	12,84 ± 0,03
300	5,65 ± 0,03	19,19 ± 0,03
400	7,57 ± 0,03	25,79 ± 0,02

Gráfico 3: Valores promedio de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.



MEDICIÓN DE RUIDO

Tabla 7. Valores de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantasmas de Cabeza y Cuerpo.

Voltaje de Tubo (kVp)	Ruido (UH)	
	Fantoma Cabeza	Fantoma Cuerpo
80	8,58 ± 0,13	86,42 ± 3,30
100	5,54 ± 0,18	35,30 ± 1,54
120	4,46 ± 0,21	23,94 ± 0,63
140	3,80 ± 0,16	18,32 ± 0,63

Gráfico 4. Valores promedio de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantasmas de Cabeza y Cuerpo.

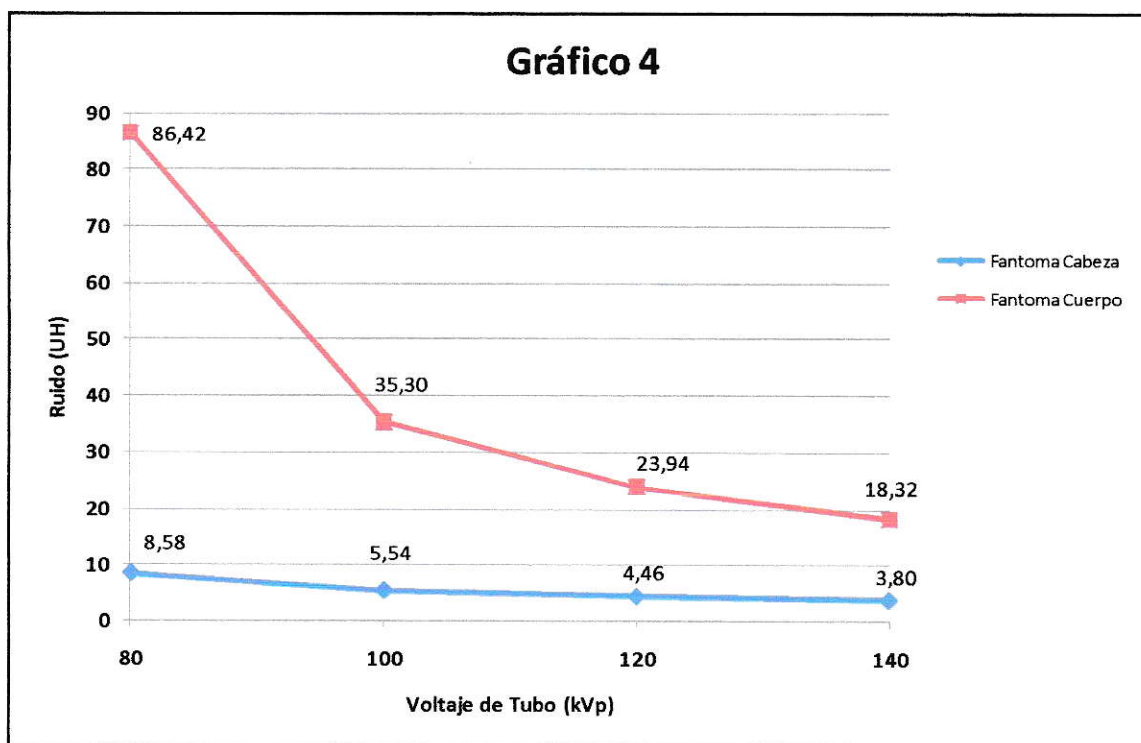


Tabla 8. Valores de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantasmas de Cabeza y Cuerpo.

Corriente de Tubo (mA)	Ruido (UH)	
	Fantoma Cabeza	Fantoma Cuerpo
100	8,80 ± 0,19	56,94 ± 2,87
200	6,22 ± 0,26	35,08 ± 1,16
300	5,14 ± 0,11	28,42 ± 1,14
400	4,46 ± 0,21	23,94 ± 0,63

Gráfico 5. Valores promedio de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantasmas de Cabeza y Cuerpo.

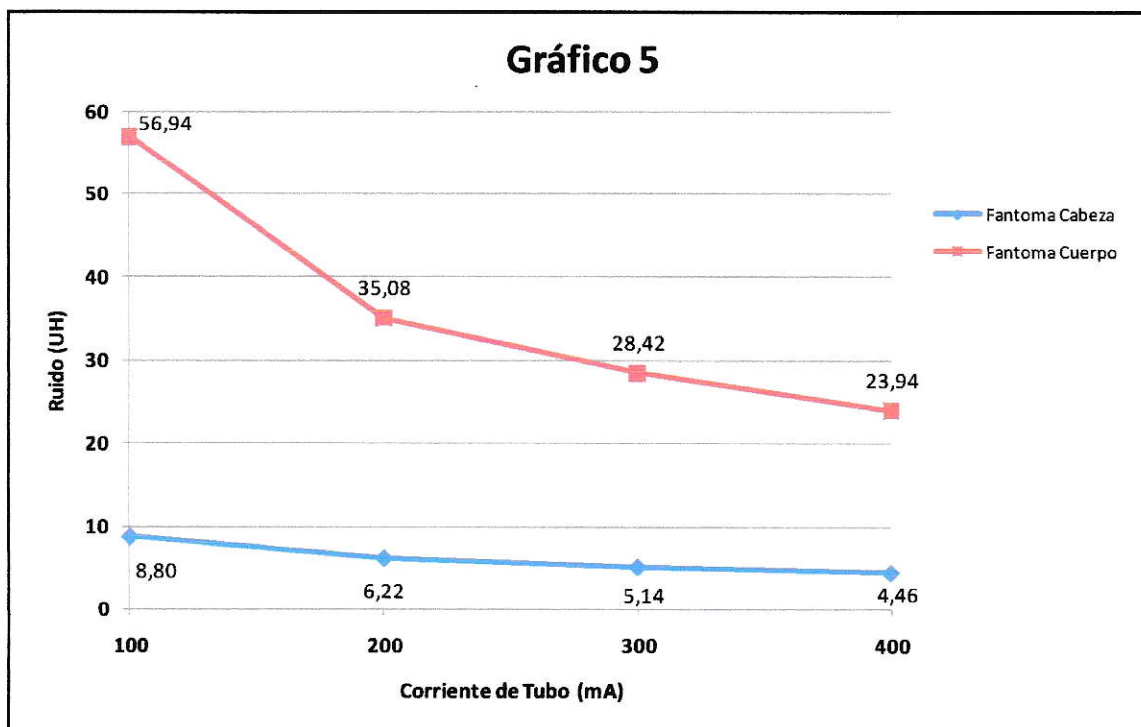
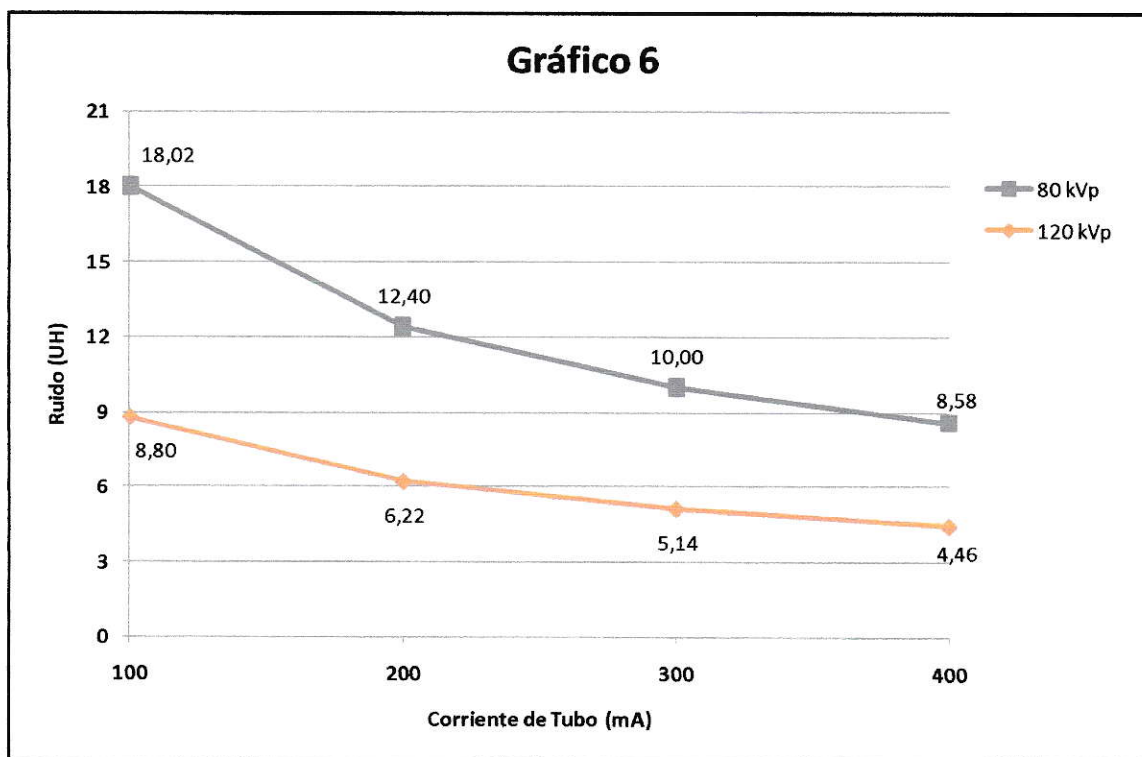


Tabla 9. Valores de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.

Corriente de Tubo (mA)	Ruido (UH)	
	80 kVp	120 kVp
100	18,02 ± 0,62	8,80 ± 0,19
200	12,40 ± 0,39	6,22 ± 0,26
300	10,00 ± 0,29	5,14 ± 0,11
400	8,58 ± 0,13	4,46 ± 0,21

Gráfico 6. Valores promedio de Ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de Cabeza para 80 kVp y 120 kVp.



MEDICIÓN DE CONTRASTE

Tabla 10. Valores de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para los fantasmas de Cabeza y Cuerpo.

Voltaje de Tubo (kVp)	Hueso Trabeculado (UH)		Hueso Denso (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
80	342,90 ± 0,30	312,02 ± 1,45	245,39 ± 0,55	226,76 ± 1,46
100	283,14 ± 0,51	252,82 ± 0,82	204,94 ± 0,89	191,08 ± 0,51
120	248,78 ± 0,15	220,20 ± 0,91	181,90 ± 0,81	169,48 ± 0,90
140	227,02 ± 0,28	199,76 ± 0,54	167,86 ± 0,54	156,44 ± 0,32
Voltaje de Tubo (kVp)	Hígado (UH)		Músculo (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
80	57,06 ± 1,09	55,25 ± 0,46	46,72 ± 0,41	44,88 ± 0,94
100	56,34 ± 0,16	56,34 ± 0,29	46,16 ± 0,27	44,96 ± 0,49
120	55,98 ± 0,11	55,31 ± 0,28	46,08 ± 0,16	45,52 ± 0,59
140	55,94 ± 0,33	55,58 ± 0,27	46,36 ± 0,19	45,32 ± 0,30
Voltaje de Tubo (kVp)	Tejido Mamario (UH)		Grasa (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
80	-48,13 ± 0,31	-40,10 ± 1,78	-89,60 ± 0,35	-80,36 ± 3,35
100	-39,68 ± 0,29	-31,92 ± 0,21	-76,92 ± 0,26	-67,36 ± 0,73
120	-34,00 ± 0,10	-27,08 ± 0,44	-69,18 ± 0,13	-61,04 ± 0,38
140	-30,70 ± 0,12	-24,30 ± 0,21	-64,38 ± 0,26	-57,60 ± 0,48
Voltaje de Tubo (kVp)	Pulmón Espiración (UH)		Pulmón Inspiración (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
80	-547,49 ± 0,43	-531,90 ± 1,11	-809,05 ± 0,43	-796,14 ± 1,42
100	-547,50 ± 0,32	-528,42 ± 2,24	-803,64 ± 2,05	-788,78 ± 1,14
120	-547,20 ± 0,46	-527,22 ± 0,57	-802,46 ± 2,66	-787,38 ± 0,63
140	-545,58 ± 0,33	-527,30 ± 0,10	-807,44 ± 0,22	-786,06 ± 0,36
Voltaje de Tubo (kVp)	Medio Contraste (UH)			
	F. Cabeza	F. Cuerpo		
80	277,57 ± 1,45	247,58 ± 6,33		
100	212,50 ± 0,98	178,64 ± 1,00		
120	172,98 ± 0,16	141,90 ± 0,74		
140	147,32 ± 0,67	117,02 ± 0,85		

Gráfico 7. Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para el fantoma de Cabeza.

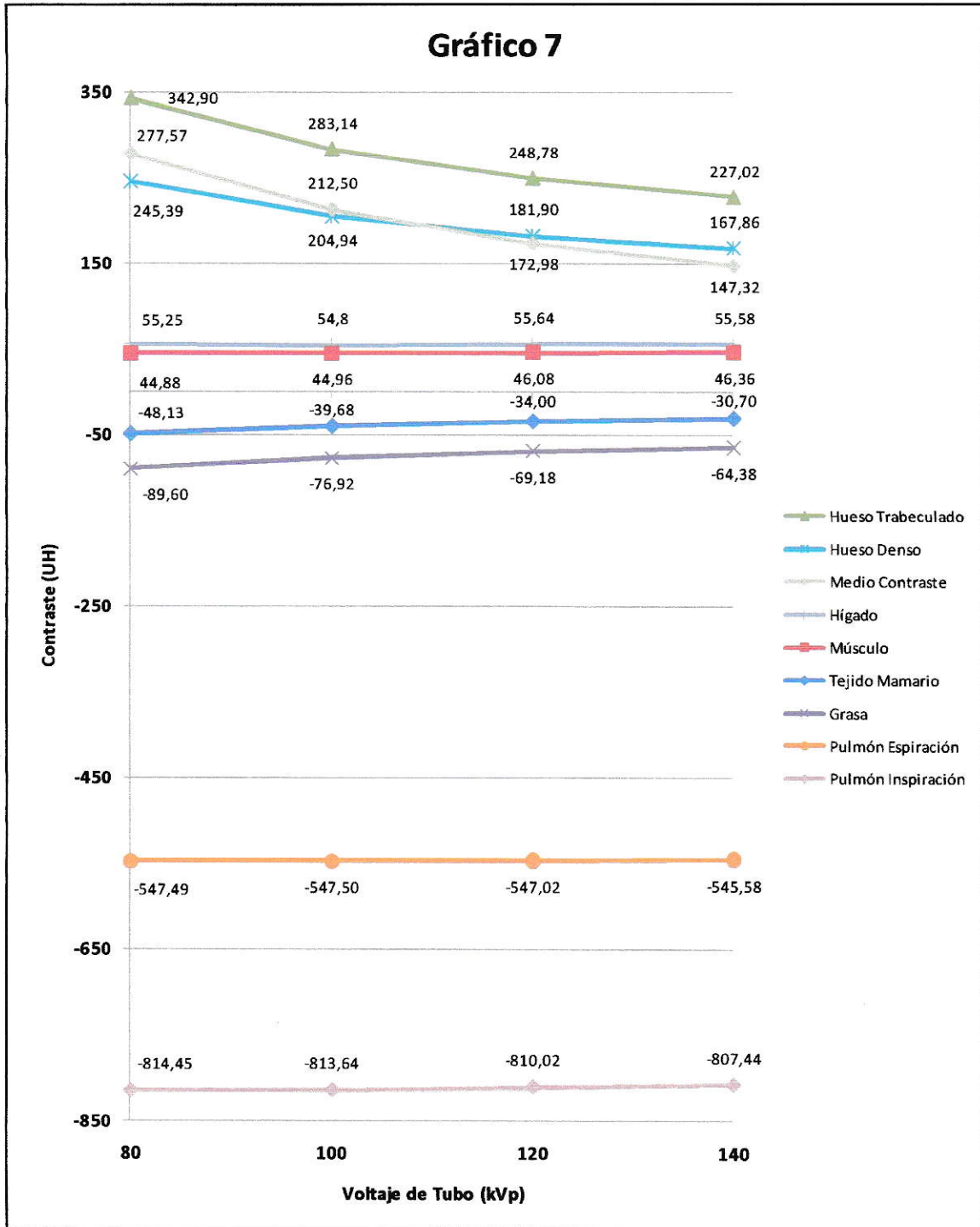


Gráfico 8. Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA para el fantoma de Cuerpo.

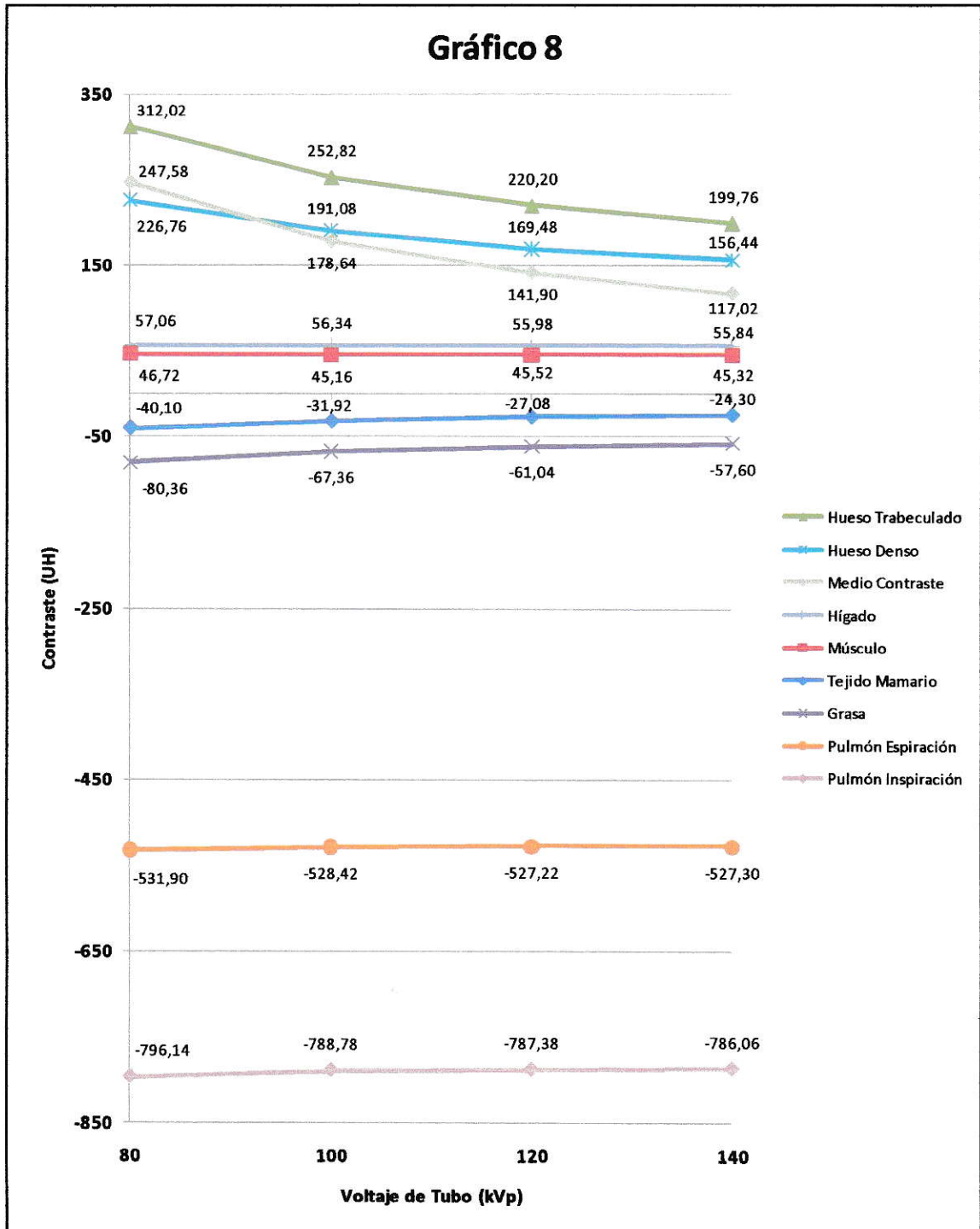


Tabla 11. Valores de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para los fantasmas de Cabeza y Cuerpo.

Corriente de Tubo (mA)	Hueso Trabeculado (UH)		Hueso Denso (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
100	249,10 ± 0,20	222,74 ± 1,00	183,00 ± 0,87	171,16 ± 1,08
200	249,14 ± 0,21	221,74 ± 0,59	182,66 ± 0,55	169,98 ± 0,50
300	249,42 ± 0,23	221,20 ± 0,45	182,68 ± 0,56	170,34 ± 1,01
400	248,78 ± 0,15	220,20 ± 0,91	181,90 ± 0,81	169,48 ± 0,90
Corriente de Tubo (mA)	Hígado (UH)		Músculo (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
100	56,00 ± 0,75	55,64 ± 0,58	47,20 ± 0,28	46,40 ± 1,32
200	56,60 ± 0,57	55,78 ± 0,70	46,74 ± 0,17	45,76 ± 0,50
300	56,38 ± 0,31	55,04 ± 2,71	47,04 ± 0,26	45,60 ± 0,41
400	55,98 ± 0,11	55,64 ± 0,58	46,02 ± 0,16	45,52 ± 0,59
Corriente de Tubo (mA)	Tejido Mamario (UH)		Grasa (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
100	-32,70 ± 0,44	-26,76 ± 1,14	-68,94 ± 0,50	-60,26 ± 1,38
200	-33,16 ± 0,30	-27,14 ± 0,28	-68,64 ± 0,19	-60,76 ± 0,67
300	-33,00 ± 0,19	-27,06 ± 1,02	-68,50 ± 0,25	-58,56 ± 4,18
400	-33,52 ± 0,10	-27,08 ± 0,44	-69,18 ± 0,13	-61,04 ± 0,38
Corriente de Tubo (mA)	Pulmón Espiración (UH)		Pulmón Inspiración (UH)	
	F. Cabeza	F. Cuerpo	F. Cabeza	F. Cuerpo
100	-544,08 ± 0,23	-528,18 ± 0,47	-804,58 ± 0,66	-790,30 ± 0,62
200	-544,30 ± 0,25	-527,74 ± 0,80	-804,10 ± 0,43	-789,12 ± 0,40
300	-544,02 ± 0,25	-526,84 ± 0,69	-803,96 ± 0,46	-788,82 ± 0,61
400	-544,20 ± 0,45	-527,22 ± 0,57	-802,46 ± 2,66	-787,38 ± 0,63
Corriente de Tubo (mA)	Medio Contraste (UH)			
	F. Cabeza	F. Cuerpo		
100	173,42 ± 0,76	142,74 ± 1,83		
200	174,12 ± 0,58	142,00 ± 1,28		
300	174,22 ± 0,44	139,98 ± 1,42		
400	172,98 ± 0,16	141,90 ± 0,74		

Gráfico 9. Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para el fantoma de Cabeza.

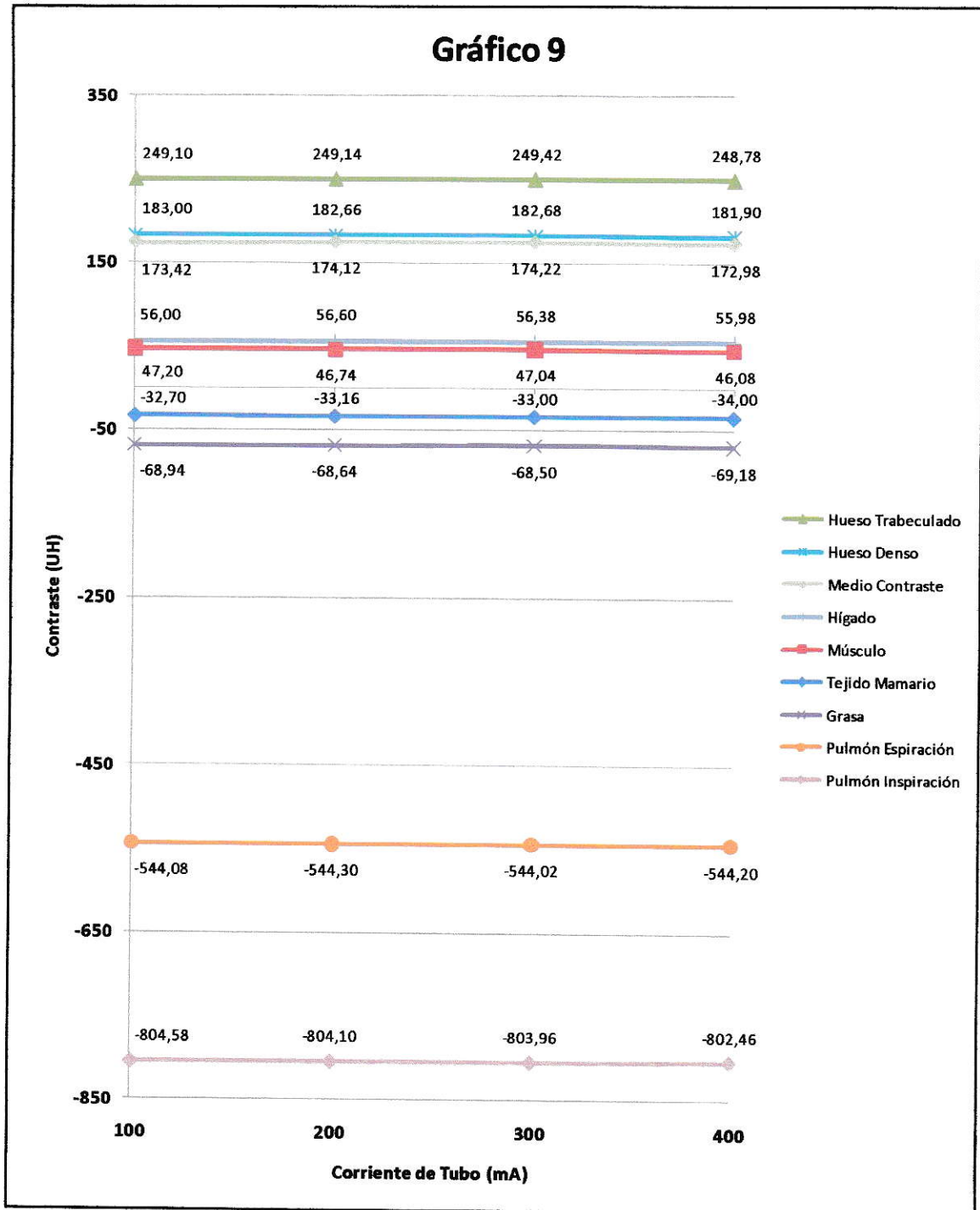


Gráfico 10. Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp para el fantoma de Cuerpo.

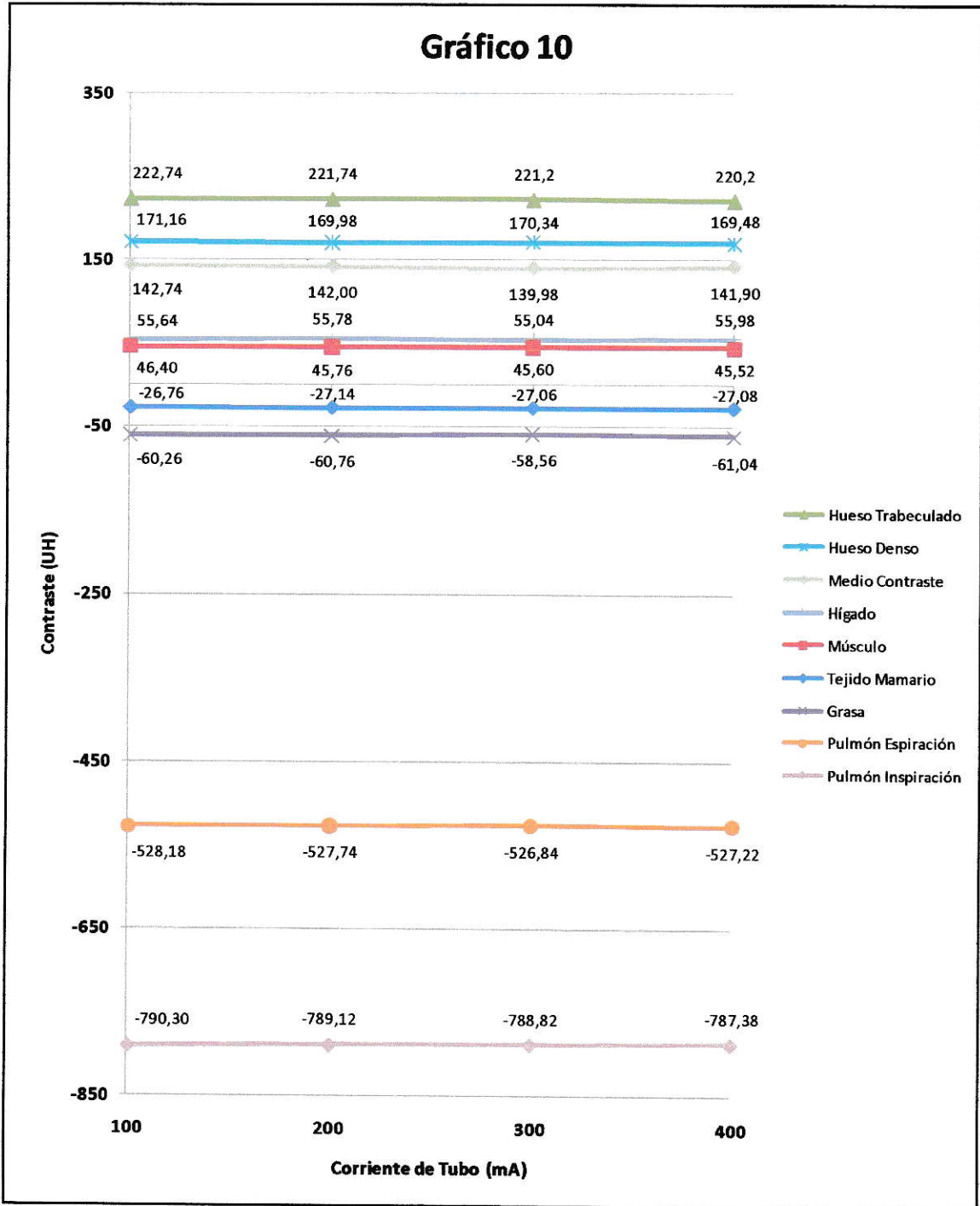
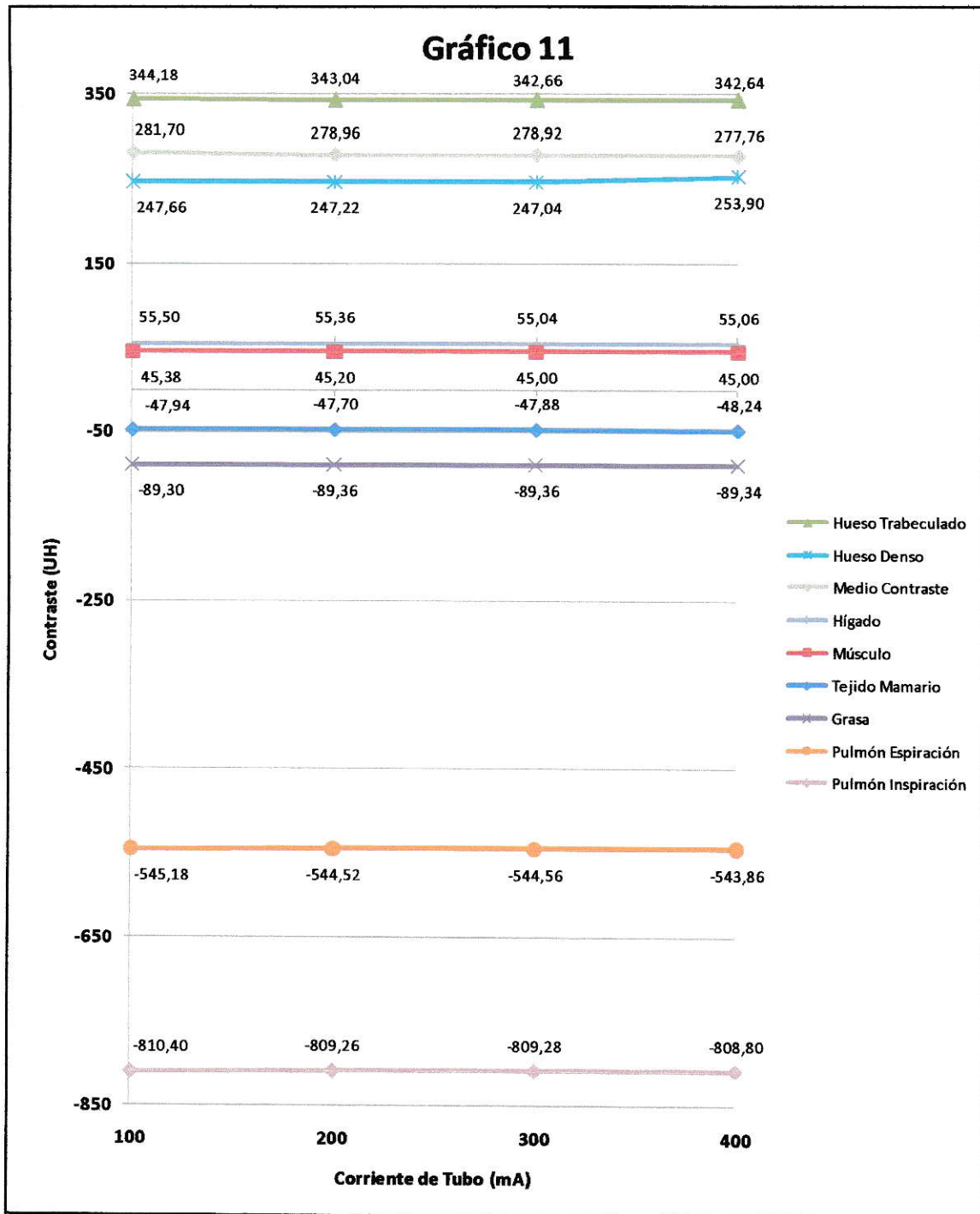


Tabla 12. Valores de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para 80 kVp y 120 kVp.

Corriente de Tubo (mA)	Hueso Trabeculado (UH)		Hueso Denso (UH)	
	80 kVp	120 kVp	80 kVp	120 kVp
100	344,18 ± 0,92	249,10 ± 0,20	247,66 ± 0,74	183,00 ± 0,87
200	343,04 ± 0,50	249,14 ± 0,21	247,22 ± 0,79	182,66 ± 0,55
300	342,66 ± 0,15	249,42 ± 0,23	247,04 ± 1,18	182,68 ± 0,56
400	342,64 ± 0,30	248,78 ± 0,15	253,90 ± 0,55	181,90 ± 0,81
Corriente de Tubo (mA)	Hígado (UH)		Músculo (UH)	
	80 kVp	120 kVp	80 kVp	120 kVp
100	56,92 ± 0,55	56,00 ± 0,75	47,98 ± 0,24	47,20 ± 0,28
200	57,24 ± 0,33	56,60 ± 0,57	47,92 ± 0,28	46,74 ± 0,17
300	57,20 ± 0,84	56,38 ± 0,31	47,80 ± 0,31	47,04 ± 0,26
400	55,06 ± 1,09	55,98 ± 0,11	46,72 ± 0,41	46,02 ± 0,16
Corriente de Tubo (mA)	Tejido Mamario (UH)		Grasa (UH)	
	80 kVp	120 kVp	80 kVp	120 kVp
100	-47,94 ± 0,44	-32,70 ± 0,44	-89,30 ± 0,49	-68,94 ± 0,50
200	-47,70 ± 0,46	-33,16 ± 0,30	-89,36 ± 0,46	-68,64 ± 0,19
300	-47,88 ± 0,47	-33,00 ± 0,19	-89,36 ± 0,34	-68,50 ± 0,25
400	-48,24 ± 0,31	-33,52 ± 0,10	-89,34 ± 0,35	-69,18 ± 0,13
Corriente de Tubo (mA)	Pulmón Espiración (UH)		Pulmón Inspiración (UH)	
	80 kVp	120 kVp	80 kVp	120 kVp
100	-545,18 ± 0,84	-544,08 ± 0,23	-810,40 ± 0,83	-804,58 ± 0,66
200	-544,52 ± 0,62	-544,30 ± 0,25	-809,26 ± 0,25	-804,10 ± 0,43
300	-544,56 ± 0,40	-544,02 ± 0,25	-809,28 ± 0,41	-803,96 ± 0,46
400	-543,86 ± 0,43	-544,20 ± 0,45	-808,80 ± 0,29	-802,46 ± 2,66
Corriente de Tubo (mA)	Medio Contraste (UH)			
	80 kVp	120 kVp		
100	281,70 ± 1,13	173,42 ± 0,76		
200	278,96 ± 1,92	174,12 ± 0,58		
300	278,92 ± 0,78	174,22 ± 0,44		
400	277,76 ± 1,45	172,98 ± 0,16		

Gráfico 11. Valores promedio de Contraste (UH) de los insertos tejido equivalente evaluados de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 80 kVp en el fantoma de cabeza.



ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se llevo a cabo en dos etapas. La primera consistió en establecer si las variables dependientes estudiadas, dosis, ruido y contraste de diversos materiales tejido equivalente, se encuentran relacionadas con la variación de voltaje y corriente de tubo respectivamente en cada uno de los tamaños de fantoma escogidos.

La segunda etapa consistió en un análisis comparativo para establecer si las diferencias observadas entre los resultados obtenidos de las variables dependientes en distintas situaciones tienen significación estadística o no. Para ello fue necesario en primera instancia establecer la normalidad de la distribución de los resultados obtenidos para cada variable dependiente en estudio.

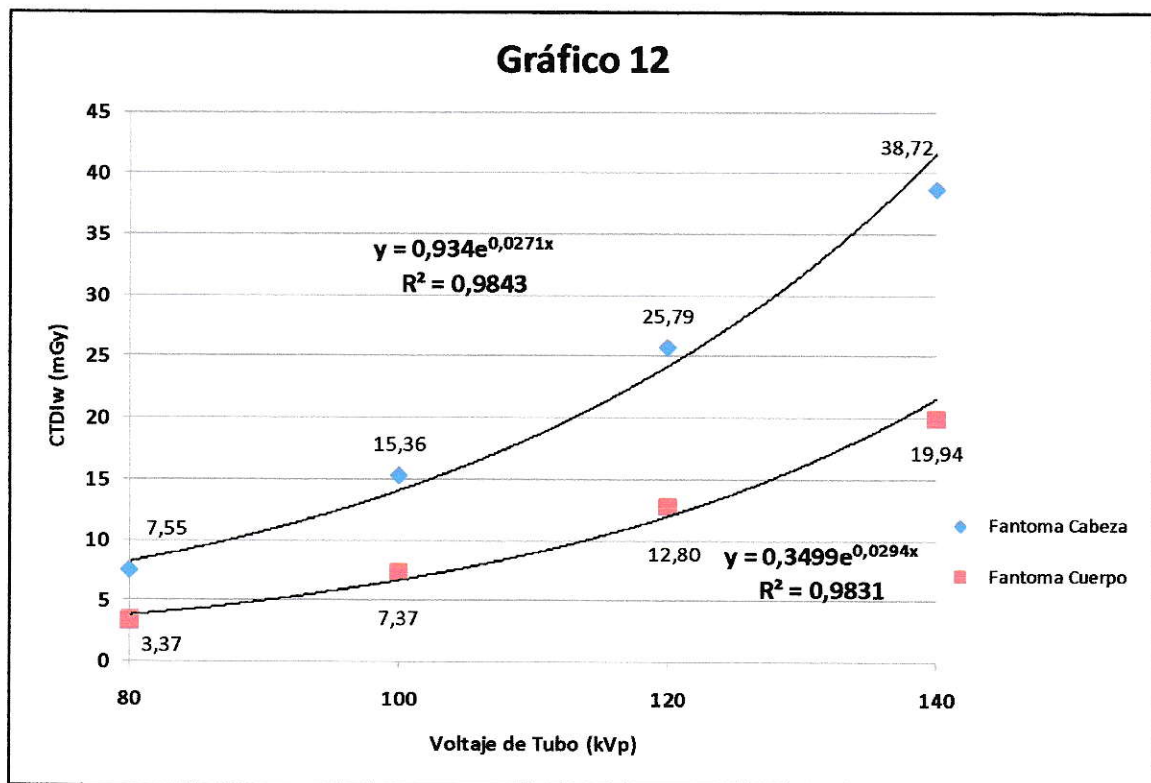
ANÁLISIS DE REGRESIÓN

Para este análisis se utilizó el programa Microsoft Excel 2007®. Se llevo a cabo en las situaciones en las que se observó un cambio de la variable dependiente estudiada (dosis, ruido y contraste) mayor a un 5% entre los parámetros extremos considerados, es decir, entre 80 y 140 kVp de voltaje de tubo, y entre 100 y 400 mA de corriente para este estudio. A continuación se presentan los resultados obtenidos por este análisis.

MEDICIÓN DE DOSIS

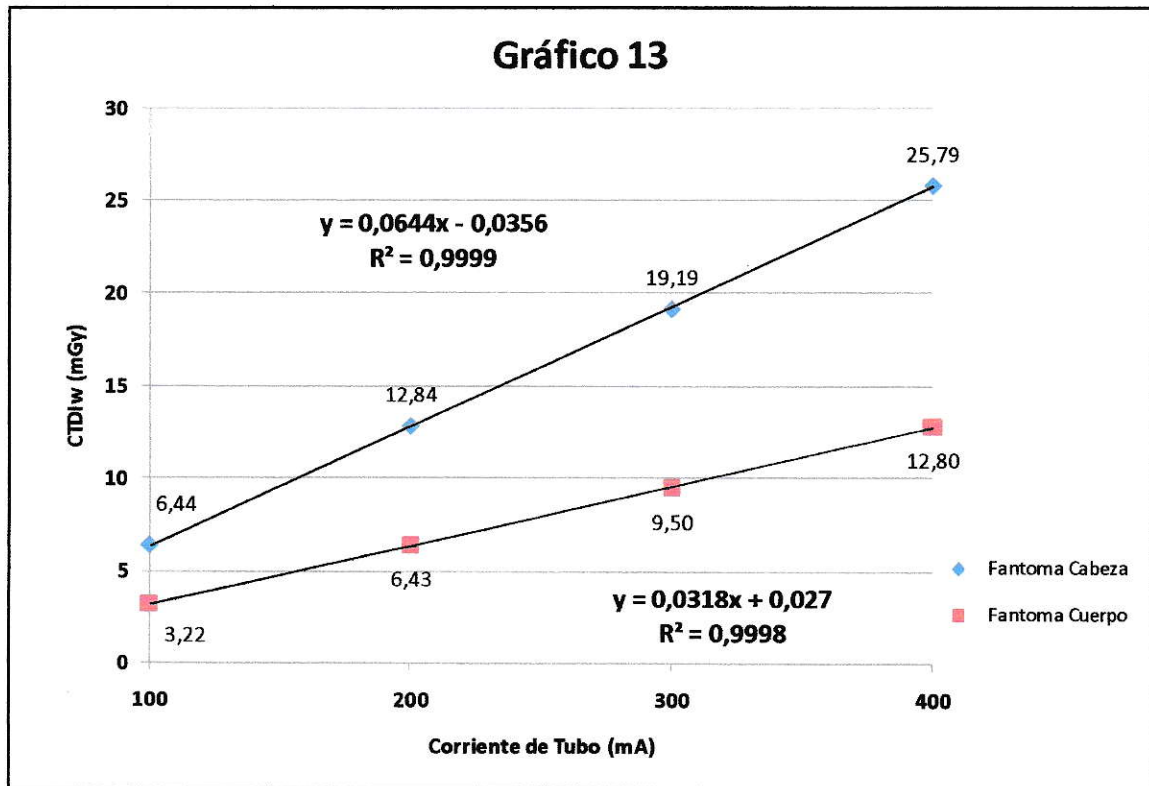
Se obtuvo una relación exponencial entre los valores promedio de CTDI_w y la variación de voltaje de tubo en ambos tamaños de fantoma (cabeza y cuerpo), con coeficientes de determinación r^2 de **0,9843** y **0,9831** para los fantomas de cabeza y cuerpo respectivamente. Se observa en el gráfico 12 que se produce un incremento del valor promedio de CTDI_w en ambos fantomas al aumentar el voltaje de tubo aplicado.

Gráfico 12. Regresión de los valores promedio de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



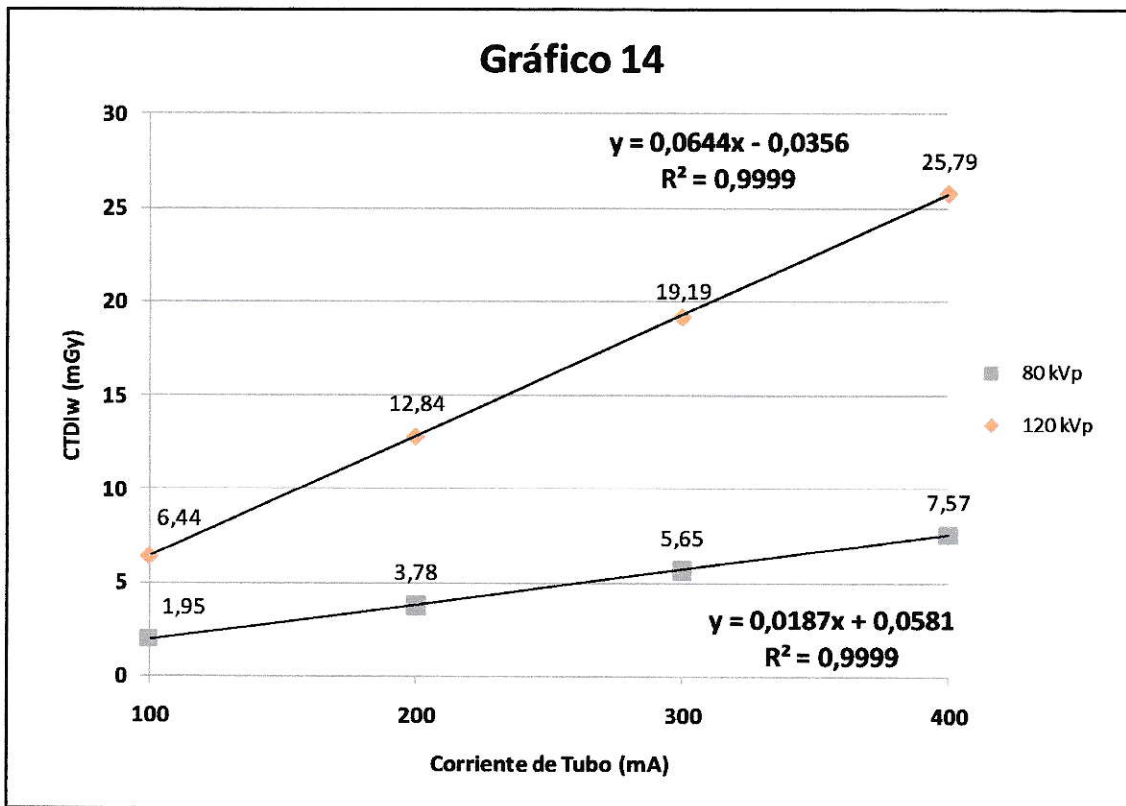
Se obtuvo una relación lineal entre los valores promedio de CTDI_w y la variación de corriente de tubo en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de **0,9999** y de **0,9998** para las fantomas de cabeza y cuerpo respectivamente. Se puede observar en el gráfico 13, un incremento del valor promedio de CTDI_w en ambos tamaños de fantoma al aumentar la corriente de tubo aplicada.

Gráfico 13. Regresión de los valores promedio de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



Esta relación lineal se mantuvo cuando se observó el comportamiento del promedio de CTDI_w al variar la corriente de tubo utilizando valores fijos de voltaje distintos en el fantoma de cabeza específicamente. Se obtuvieron valores de coeficiente de determinación r^2 de **0,9999** en ambos casos, 80 kVp y 120 kVp. Se puede observar en el gráfico 14 un aumento del valor promedio de CTDI_w al aumentar la corriente de tubo utilizando ambos valores de voltaje.

Gráfico 14. Regresión de los valores promedio de CTDI_w (mGy) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para 80 kVp y 120 kVp.



MEDICIÓN DE RUIDO

Se obtuvo una relación potencial decreciente entre los valores promedio de ruido y la variación de corriente de tubo aplicada en el fantoma de cuerpo, con coeficiente de determinación r^2 de **0,9605**. Se puede observar en el gráfico 15 una disminución del valor promedio de ruido al aumentar el voltaje de tubo aplicado, siendo esta más evidente en el fantoma de cuerpo, de mayor diámetro, con respecto al fantoma de cabeza. Para el caso de este último, se obtuvo una relación lineal entre ambas variables, con una pendiente cercana 0, y con un coeficiente r^2 de **0,8857**. Además se puede observar que entre la aplicación de 80 y 120 kVp se produce la disminución más importante de ruido en el fantoma de cuerpo, que alcanza un 59,2%. En el fantoma de cabeza en cambio, la disminución es más paulatina y menos abrupta.

En el caso de la variación de corriente de tubo, se observa una relación potencial decreciente con el valor promedio de ruido en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de **0,9998** y **0,9957** para los fantomas de cabeza y cuerpo respectivamente. Se puede observar en el gráfico 16 una disminución del nivel de ruido al aumentar la corriente de tubo aplicada en ambos tamaños de fantoma.

Gráfico 15. Regresión de los valores promedio de ruido (UH) de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.

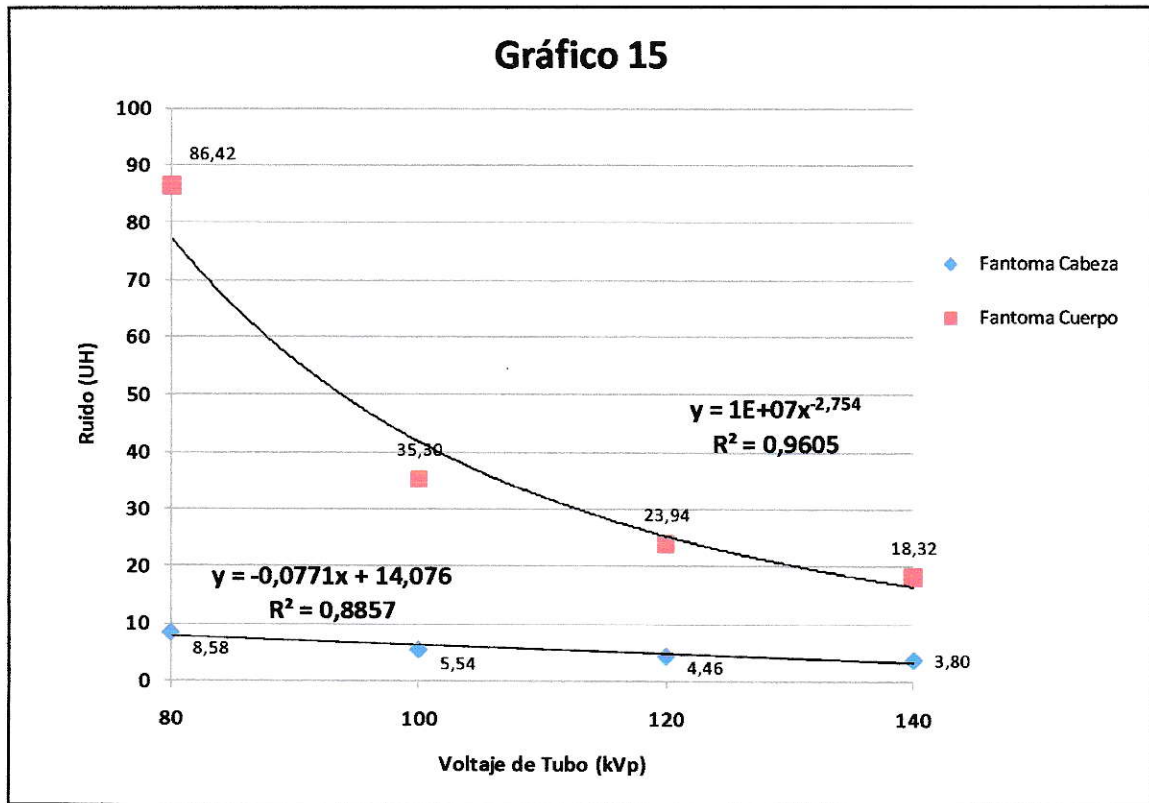
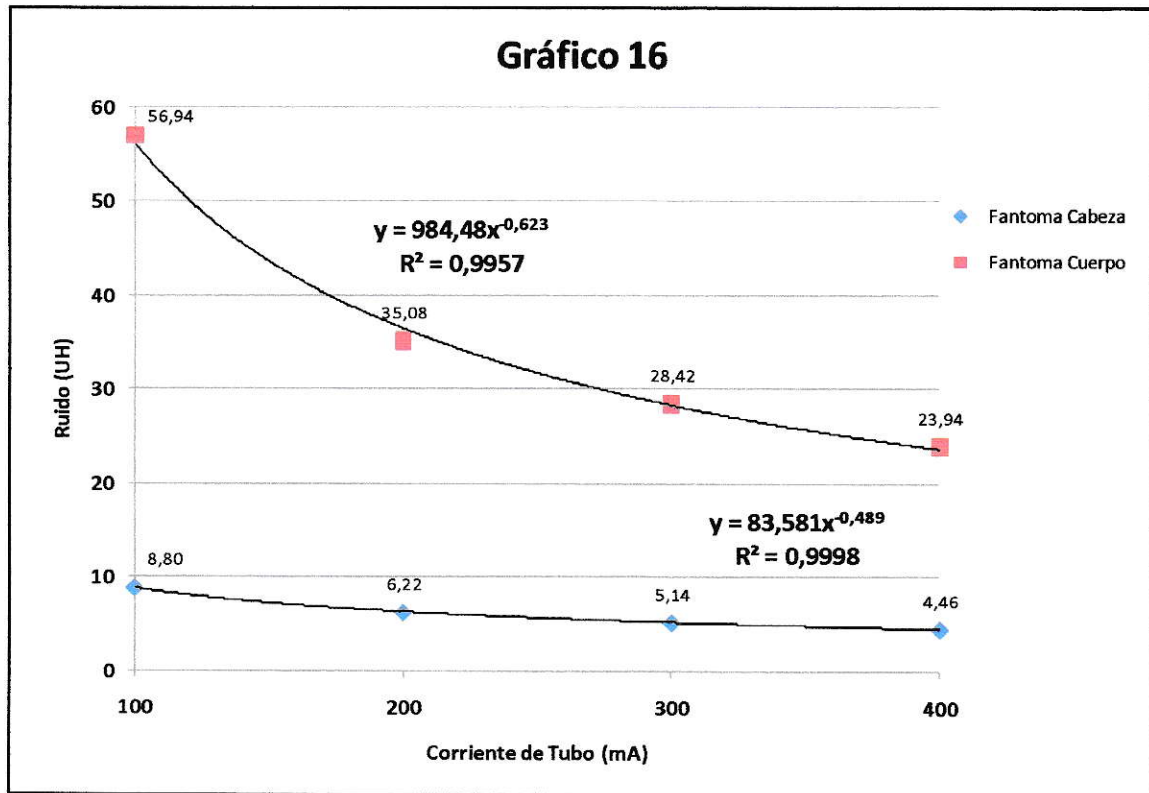
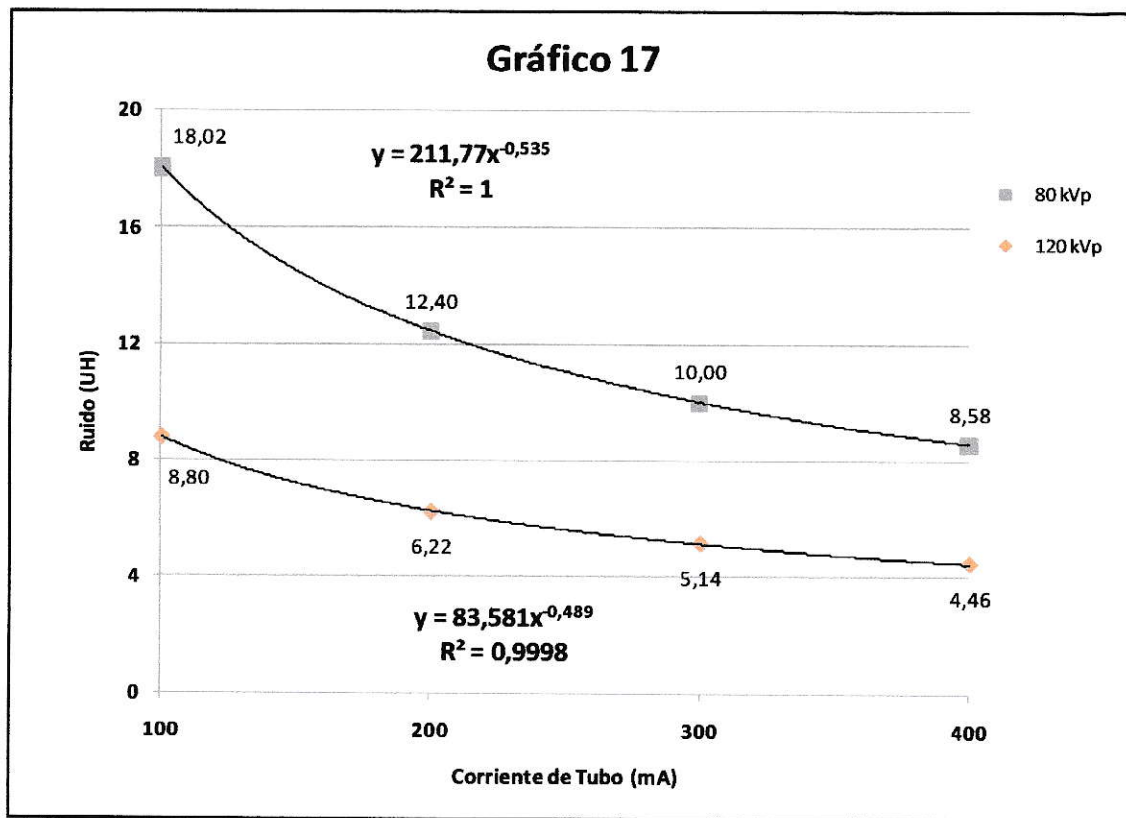


Gráfico 16. Regresión de los valores promedio de ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



Se obtuvo una relación también potencial decreciente entre el valor promedio de ruido y la variación de corriente de tubo aplicada utilizando dos valores de voltaje de tubo (80 y 120 kVp) en el fantoma de cabeza, con coeficientes r^2 de determinación de 1 y 0,9998 para los voltajes de 80 y 120 kVp respectivamente. Se puede observar en el gráfico 17 una disminución del valor promedio de ruido al aumentar la corriente de tubo para ambos voltajes utilizados.

Gráfico 17. Regresión de los valores promedio de ruido (UH) de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para 80 kVp y 120 kVp.



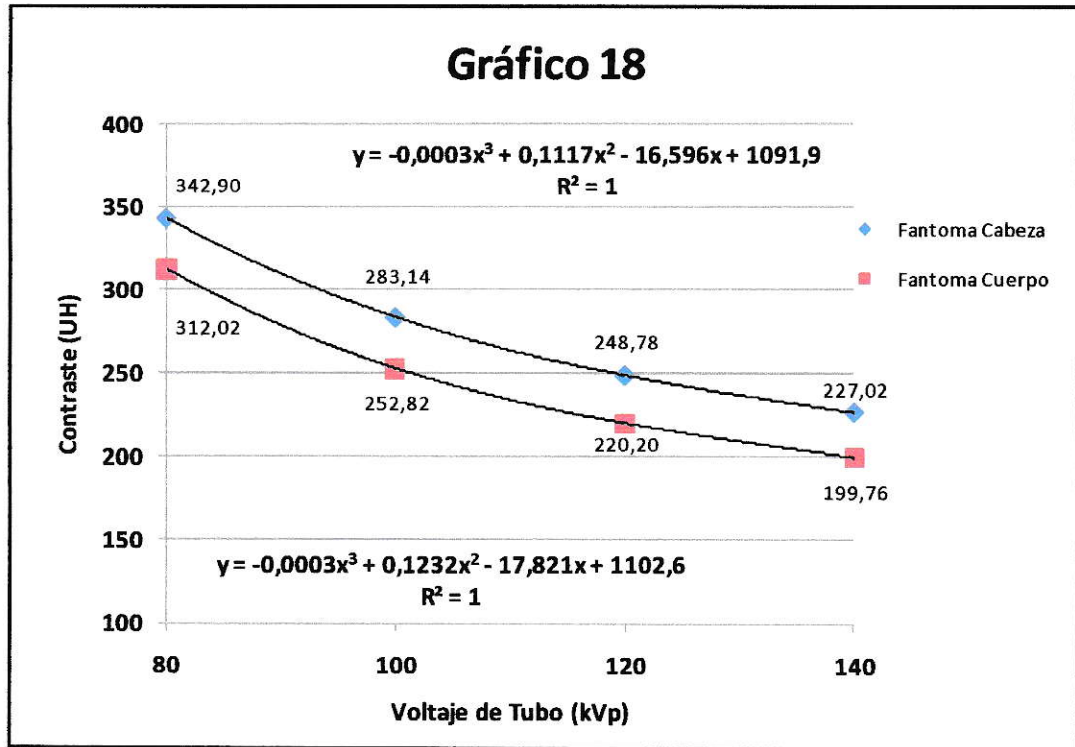
MEDICIÓN DE CONTRASTE

El análisis de regresión realizado en este caso fue dependiente del tipo de tejido equivalente estudiado, así como del parámetro de adquisición modificado durante cada prueba.

Para la prueba de variación de voltaje de tubo, se observó un comportamiento particular en cada uno de los distintos insertos de tejido equivalente evaluados, obteniéndose un cambio significativo en los valores promedio de contraste en los insertos tejido equivalente “hueso trabeculado”, “hueso denso”, “tejido mamario”, “grasa” y el inserto de “medio de contraste” en ambos tamaños de fantoma al modificar este parámetro.

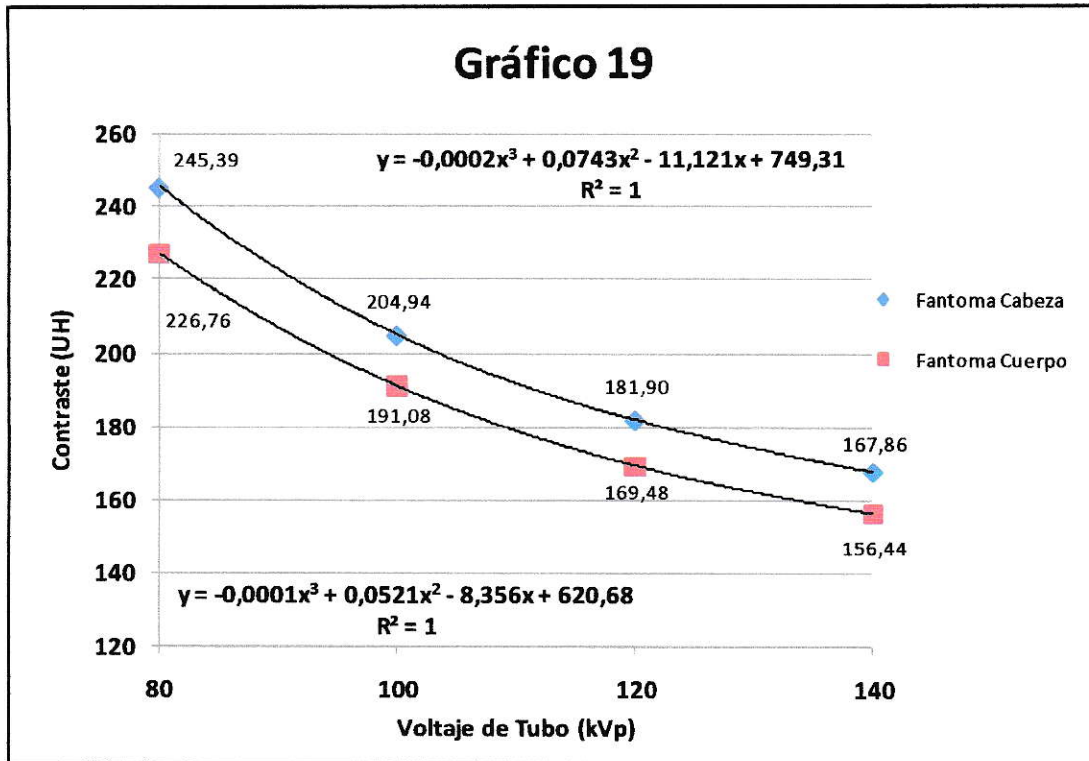
Se obtuvo una relación polinómica de 3° grado entre el promedio de contraste del inserto tejido equivalente “hueso trabeculado” al modificar el voltaje de tubo aplicado en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de 1 en ambos casos. Se observa en el gráfico 18 una disminución del contraste de este tejido al aumentar el voltaje de tubo.

Gráfico 18. Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “hueso trabeculado” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



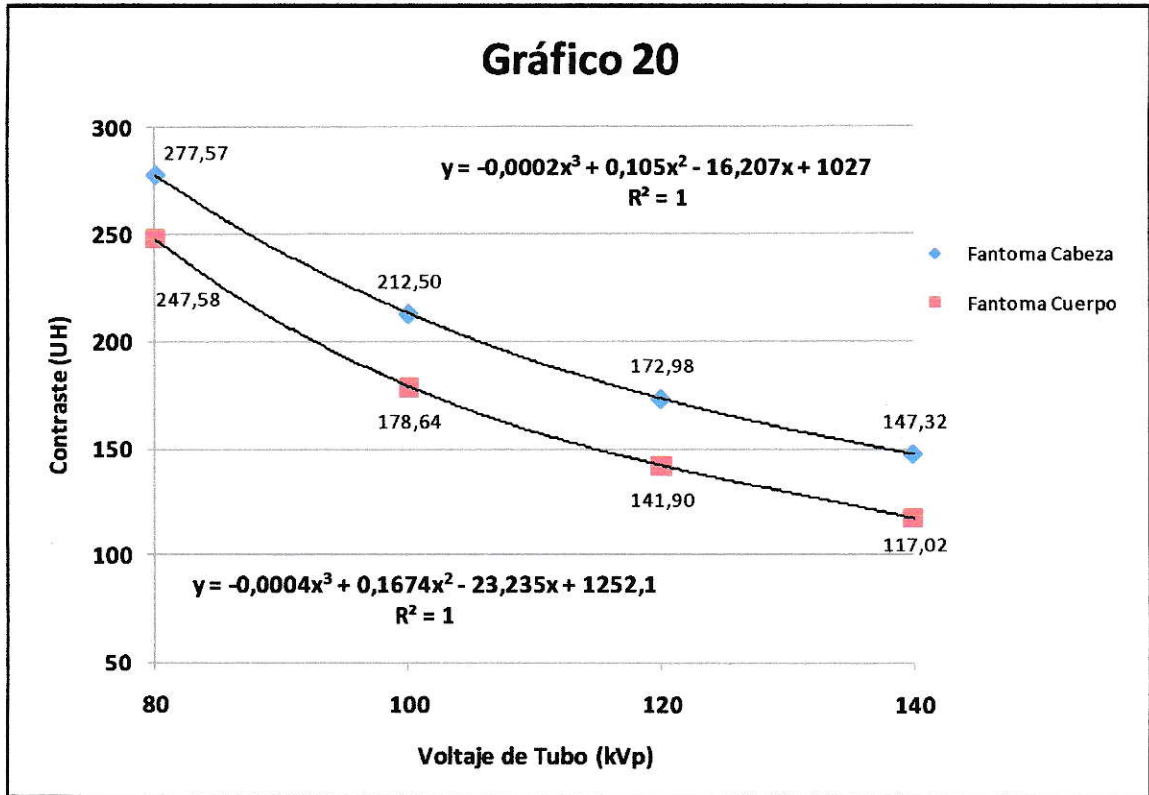
Se obtuvo una relación polinómica de 3° grado entre el promedio de contraste del inserto tejido equivalente “hueso denso” al modificar el voltaje de tubo aplicado en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de 1 en ambos casos. Se observa en el gráfico 19 una disminución del contraste de este tejido al aumentar el voltaje de tubo.

Gráfico 19. Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “hueso denso” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



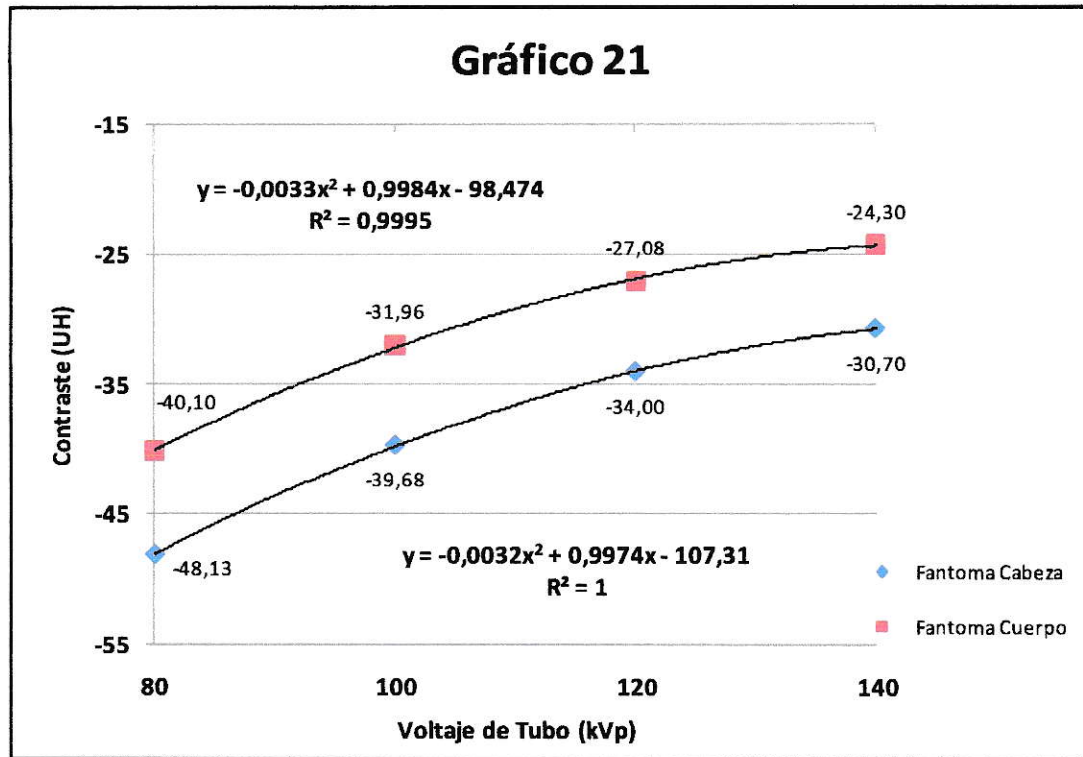
Se obtuvo un ajuste polinomial de 3° grado para el comportamiento del promedio de contraste del inserto con la dilución de “medio de contraste” al modificar el voltaje de tubo aplicado en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de 1 en ambos casos. Se observa en el gráfico 20 una disminución del contraste de esta dilución al aumentar el voltaje de tubo.

Gráfico 20. Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “medio de contraste” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



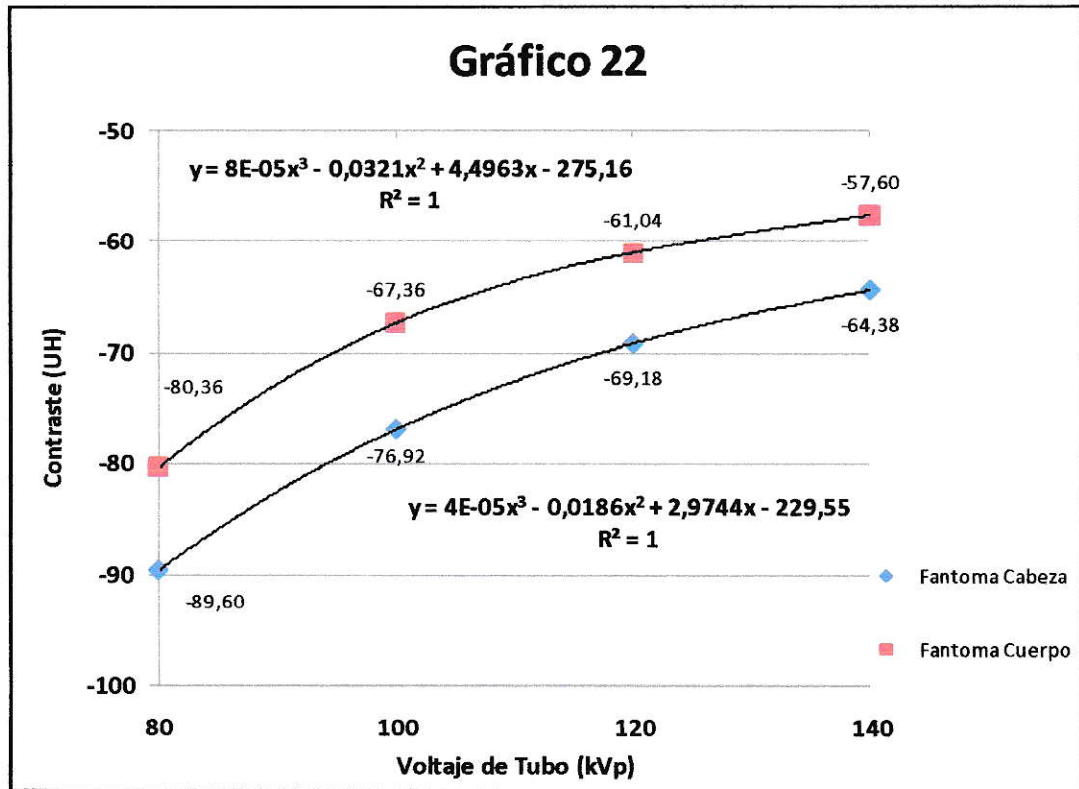
Se obtuvo una relación polinómica de 3° grado entre el promedio de contraste del inserto de tejido equivalente “tejido mamario” al modificar el voltaje de tubo aplicado en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de 1 en ambos casos. Se observa en el gráfico 21 una disminución del contraste de esta dilución al aumentar el voltaje de tubo.

Gráfico 21. Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “tejido mamario” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



Se obtuvo una relación polinómica de 3° grado entre el promedio de contraste del inserto de tejido equivalente “grasa” al modificar el voltaje de tubo aplicado en ambos tamaños de fantoma, con coeficientes de determinación r^2 de 1 en ambos casos. Se observa en el gráfico 22 una disminución del contraste de esta dilución al aumentar el voltaje de tubo.

Gráfico 22. Regresión de los valores promedio de contraste (UH) para el inserto “grasa” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



En los tejidos equivalentes restantes no se encontró una variación importante del valor de contraste promedio al modificar el voltaje de tubo aplicado. Esto se puede observar en los gráficos 23 a 26 en los que se aprecia que el valor promedio de contraste para distintos voltajes de tubo se mantiene prácticamente constante, con variaciones de pocas Unidades Hounsfield, que representan diferencias con respecto al máximo utilizado (140 kVp) menores al 2% para los insertos de tejido equivalente “músculo”, “hígado”, “pulmón inspiración” y “pulmón espiración”.

Gráfico 23. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “músculo” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.

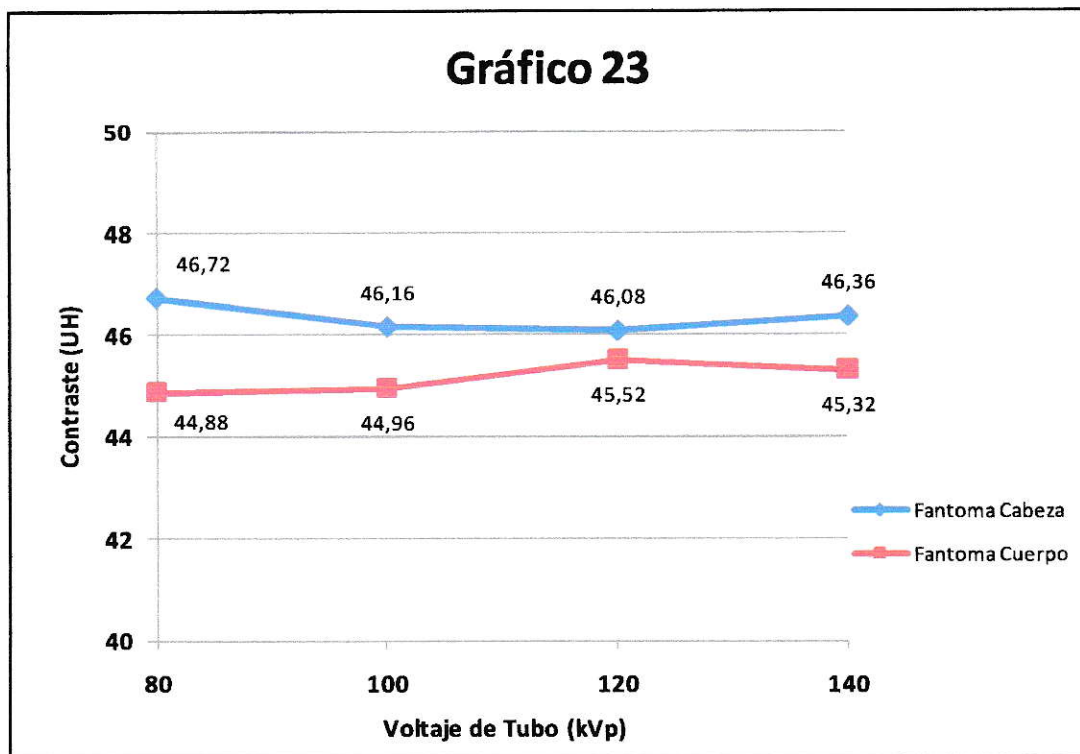


Gráfico 24. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hígado” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.

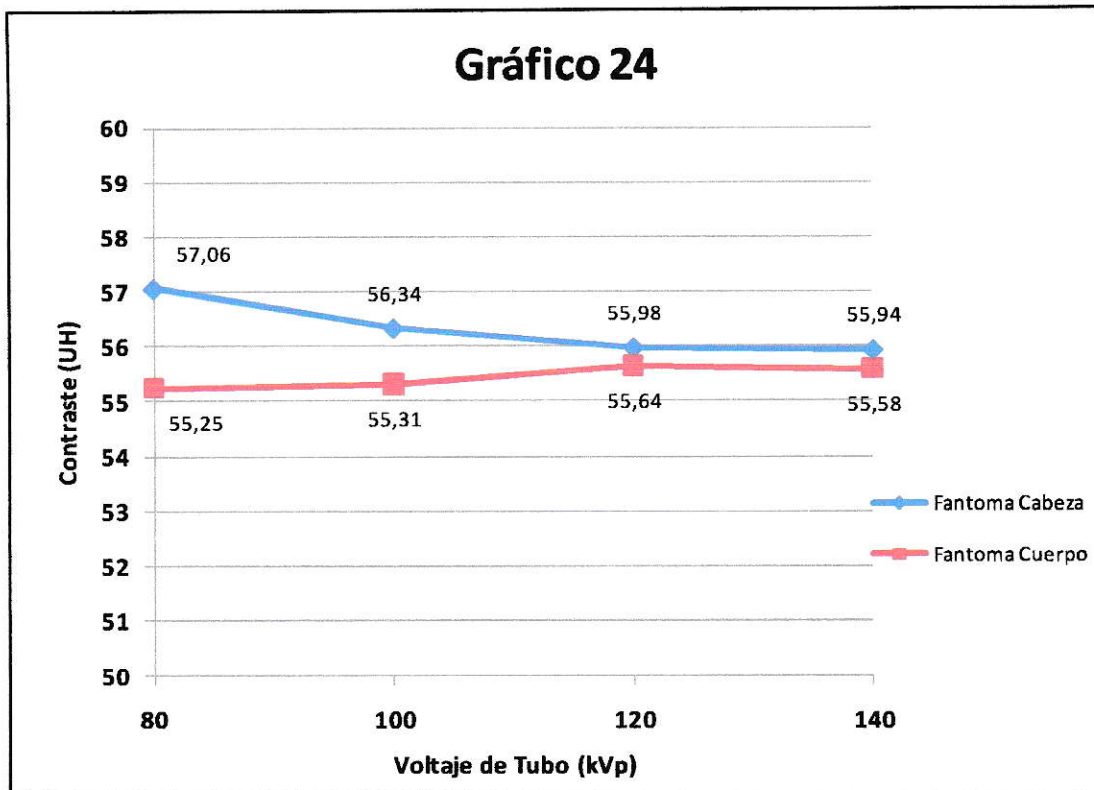


Gráfico 25. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón espiración” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.

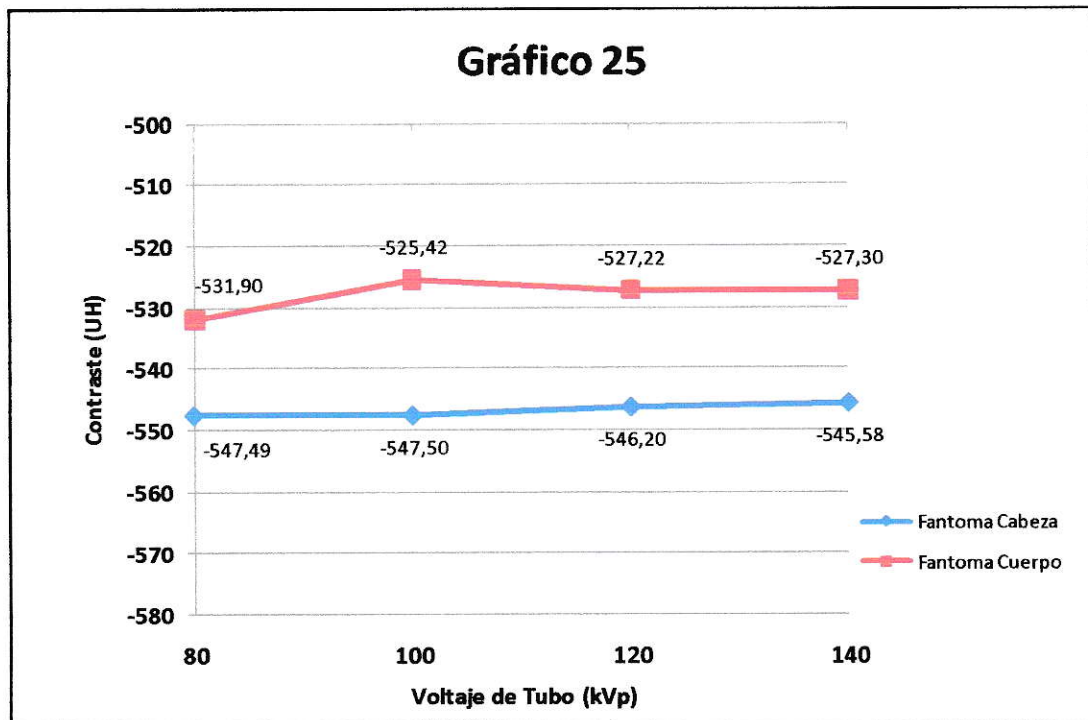
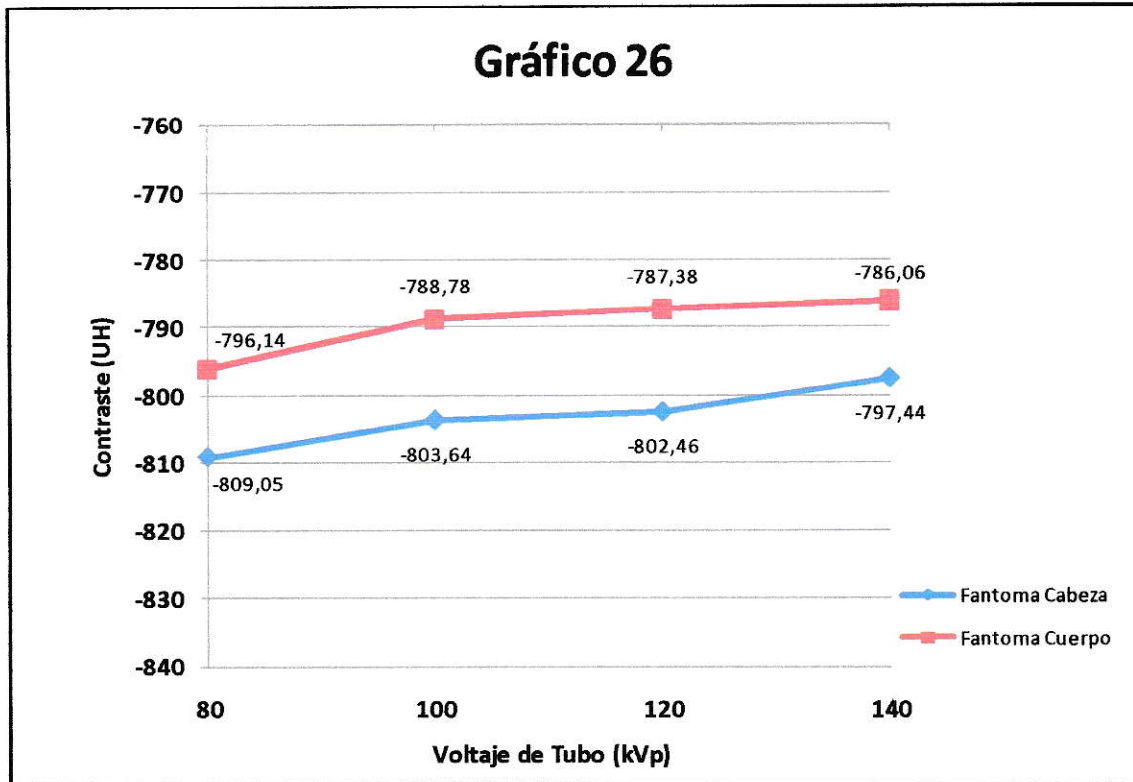


Gráfico 26. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón inspiración” de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma.



Para la prueba de variación de corriente de tubo, no se encontraron variaciones significativas del valor promedio de contraste en todos los tipos de tejido equivalente evaluados en ambos tamaños de fantoma. Este comportamiento se ve también expresado al realizar la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza al utilizar 80 kVp durante esta prueba.

En este caso el valor de contraste promedio de cada inserto de tejido equivalente para cada valor de corriente de tubo con respecto al máximo empleado (400 mA) no difiere en más de un 3%. Esto se puede observar en los gráficos 9, 10 y 11 del capítulo “Resultados”, y con mayor detalle en el siguiente capítulo “Análisis Comparativo”.

ANÁLISIS COMPARATIVO

Este análisis se llevó a cabo con ayuda del programa SPSS para Windows, versión 11.5 de SPSS Inc; Chicago, Estados Unidos. En primera instancia se evaluó la condición de normalidad de las variables estudiadas, procedimiento que se realizó en base al test estadístico de Shapiro-Wilk. Se escogió este test ya que resulta apropiado para tamaños muestrales iguales o inferiores a 50 casos [36]. La hipótesis nula de esta prueba consiste en la aceptación de la condición de normalidad del conjunto de datos. En este test el estadístico W puede tomar valores entre 0 y 1, aceptándose la hipótesis nula en caso que la significación sea mayor a 0,05 [37].

En las tablas 13 a 15 se presentan los resultados obtenidos del análisis de normalidad realizado para las pruebas de variación de voltaje y corriente de tubo; y para la variación de corriente en el fantoma de cabeza para dos valores de voltaje de tubo fijos (80 y 120 kVp). Los valores entregados para cada inserto de tejido equivalente corresponden a la variable contraste evaluada individualmente en cada uno de ellos.

La segunda etapa de este desarrollo consistió en el análisis comparativo propiamente tal, que se realizó en base a la prueba de Friedman. Se escogió esta prueba en vista de los resultados obtenidos en la prueba de normalidad, en la cual se observó que no todos los conjuntos de datos correspondientes a las variables estudiadas tuvieron un comportamiento ajustado a una distribución normal, permitiendo entonces establecer comparaciones sin considerar la condición de normalidad como requisito para los

conjuntos de datos evaluados. Este análisis de tipo no paramétrico es útil para comparar dos situaciones, para lo cual se han tomado mediciones repetidas [38], en este caso dos fantomas de distintas dimensiones en los cuales se evalúa la misma variable producto de la aplicación de un mismo conjunto de parámetros de adquisición. Para la prueba de Friedman se considera como hipótesis nula la condición de igualdad entre las medianas entre dos poblaciones [38], la cual es aceptada si el valor de significación toma un valor menor a 0,05 [38]. En las tablas 16 a 18 se resumen los resultados obtenidos al aplicar el test de Friedman para las pruebas de variación de voltaje y corriente de tubo; y para la variación de corriente en el fantoma de cabeza para dos valores de voltaje de tubo fijos (80 y 120 kVp).

Tabla 13. Resultados del análisis de normalidad según el test de Shapiro-Wilk para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma (20 grados de libertad).

Variable	F. Cabeza		F. Cuerpo	
	Estadístico	Significación	Estadístico	Significación
CTDI _w	0,855	6,54E-03	0,855	6,60E-03
Ruido	0,813	1,36E-03	0,736	1,11E-04
Tejido Mamario	0,847	4,83E-03	0,877	1,58E-02
Músculo	0,073	1,58E-02	0,885	2,20E-02
Hueso Trabeculado	0,829	2,44E-03	0,833	2,80E-03
Grasa	0,844	4,18E-03	0,867	1,02E-02
Hueso Denso	0,832	2,72E-03	0,842	3,86E-03
Pulmón Espiración	0,882	1,94E-02	0,906	5,41E-02
Hígado	0,907	5,59E-02	0,963	6,02E-01
Pulmón Inspiración	0,928	1,44E-01	0,802	9,24E-04
Medio Contraste	0,841	3,73E-03	0,847	4,74E-03

Tabla 14. Resultados del análisis de normalidad de acuerdo al test de Shapiro-Wilk para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma (20 grados de libertad).

Variable	F. Cabeza		F. Cuerpo	
	Estadístico	Significación	Estadístico	Significación
CTDI _w	0,865	9,76E-03	0,872	1,30E-02
Ruido	0,846	4,55E-03	0,817	1,55E-03
Tejido Mamario	0,939	2,33E-01	0,957	4,86E-01
Músculo	0,948	3,32E-01	0,914	7,65E-02
Hueso Trabeculado	0,973	8,17E-01	0,970	7,56E-01
Grasa	0,955	4,50E-01	0,542	7,77E-07
Hueso Denso	0,964	6,33E-01	0,975	8,59E-01
Pulmón Espiración	0,769	3,06E-04	0,936	1,97E-01
Hígado	0,963	6,12E-01	0,603	3,19E-06
Pulmón Inspiración	0,809	1,16E-03	0,972	7,97E-01
Medio Contraste	0,917	8,64E-02	0,975	8,50E-01

Tabla 15. Resultados del análisis de normalidad de acuerdo al test de Shapiro-Wilk para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para dos voltajes de tubo fijo 80 y 120 kVp (20 grados de libertad).

Variable	120 kVp		80 kVp	
	Estadístico	Significación	Estadístico	Significación
CTDI _w	0,865	9,76E-03	0,868	1,09E-02
Ruido	0,846	4,55E-03	0,840	3,63E-03
Tejido Mamario	0,939	2,33E-01	0,972	7,92E-01
Músculo	0,948	3,32E-01	0,867	1,05E-02
Hueso Trabeculado	0,973	8,17E-01	0,803	9,59E-04
Grasa	0,955	4,50E-01	0,982	9,55E-01
Hueso Denso	0,964	6,33E-01	0,961	5,55E-01
Pulmón Espiración	0,769	3,06E-04	0,902	4,42E-02
Hígado	0,963	6,12E-01	0,945	2,98E-01
Pulmón Inspiración	0,809	1,16E-03	0,847	4,66E-03
Medio Contraste	0,917	8,64E-02	0,968	7,15E-01

Tabla 16. Resultados del análisis comparativo en base a la prueba de Friedman para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de voltaje de tubo y 400 mA en ambos tamaños de fantoma (1 grado de libertad).

Variable	X ²	Significación
CTDI _w	20	7,74E-06
Ruido	20	7,74E-06
Tejido Mamario	20	7,74E-06
Músculo	0,05	8,19E-01
Hueso Trabeculado	20	7,74E-06
Grasa	20	7,74E-06
Hueso Denso	20	7,74E-06
Pulmón Espiración	20	7,74E-06
Hígado	14,2	1,62E-04
Pulmón Inspiración	20	7,74E-06
Medio Contraste	20	7,74E-06

Tabla 17. Resultados del análisis comparativo en base a la prueba de Friedman para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma (1 grado de libertad).

Variable	X ²	Significación
CTDI _w	20	7,74E-06
Ruido	20	7,74E-06
Tejido Mamario	20	7,74E-06
Músculo	9,8	1,75E-03
Hueso Trabeculado	20	7,74E-06
Grasa	20	7,74E-06
Hueso Denso	20	7,74E-06
Pulmón Espiración	20	7,74E-06
Hígado	2,0	1,57E-01
Pulmón Inspiración	20	7,74E-06
Medio Contraste	20	7,74E-06

Tabla 18. Resultados del análisis de normalidad de acuerdo a la prueba de Frediman para las variables estudiadas de acuerdo a la variación de corriente de tubo en el fantoma de cabeza para dos voltajes de tubo fijo 80 y 120 kVp (1 grado de libertad).

Variable	X²	Significación
CTDI _w	20,000	7,74E-06
Ruido	16,200	5,70E-05
Tejido Mamario	20,000	7,74E-06
Músculo	20,000	7,74E-06
Hueso Trabeculado	20,000	7,74E-06
Grasa	20,000	7,74E-06
Hueso Denso	20,000	7,74E-06
Pulmón Espiración	5,000	2,53E-02
Hígado	19,000	1,31E-05
Pulmón Inspiración	20,000	7,74E-06
Medio Contraste	20,000	7,74E-06

A continuación se presentan los resultados obtenidos en este análisis comparativo, ordenado de acuerdo a las mediciones realizadas de dosis (CTDI_w), ruido y contraste en la imagen para distintos materiales tejido equivalente. Se indica la diferencia porcentual punto a punto entre las variables estudiadas en cada fantoma (cabeza versus abdomen) y la significancia de la diferencia observada en base al valor del estadístico Z y su significancia asintótica bilateral.

MEDICIÓN DE DOSIS

De acuerdo al análisis comparativo realizado, se encontraron diferencias significativas en el valor promedio de CTDI_w medido en ambos tamaños de fantoma al variar tanto el voltaje como la corriente de tubo, siendo el valor obtenido de CTDI_w mayor en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo en todos los casos estudiados.

En el caso de la variación de voltaje de tubo el valor promedio de CTDI_w en el fantoma de cabeza fue mayor que el promedio en el fantoma de cuerpo en un **124%** a 80 kVp, **108%** a 100 kVp, **101%** a 120 kVp y **94%** para 140 kVp. La variable CTDI_w comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

En el caso de la variación de corriente de tubo, el valor promedio de CTDI_w en el fantoma de cabeza fue mayor también que el promedio en el fantoma de cuerpo en un **100%** a 100 mA, **100%** a 200 mA, **102%** a 300 mA y **101%** a 400 mA. La variable CTDI_w comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Finalmente al comparar el efecto de la variación de corriente de tubo en el valor de CTDI_w en el fantoma de cabeza para dos valores de voltaje de tubo distintos, se obtuvo un valor promedio de CTDI_w mayor al realizar esta prueba de variación de corriente con 120 kVp que con 80 kVp en un **229%** a 100 mA, **240%** a 200 mA, **239%** a 300 mA y **240%** a 400 mA. La variable CTDI_w comparada al aplicar estos dos valores

de voltaje difiere significativamente con un valor estadístico Z de **-3,922** y un valor de significación menor a 0,05 (8,79E-05)

MEDICIÓN DE RUIDO

Se encontraron diferencias significativas en el nivel de ruido medido entre los fantomas de cabeza y cuerpo de acuerdo al análisis comparativo realizado, siendo estos valores menores en el fantoma de cabeza en comparación con los encontrados en el fantoma de cuerpo en todos los casos estudiados.

En el caso de la prueba de variación de voltaje de tubo, el valor de ruido promedio fue menor en el fantoma de cabeza con respecto al promedio obtenido en el fantoma de cuerpo en un **90%** a 80 kVp, **84%** a 100 kVp, **81%** a 120 kVp y **79%** a 140 kVp. La variable ruido comparada entre ambos fantomas difiere.

En el caso de la prueba de variación de corriente de tubo, el valor de ruido promedio en el fantoma de cabeza fue menor al obtenido en el fantoma de cuerpo en un **85%** a 100 mA, **82%** a 200 mA, **82%** a 300 mA y **81%** a 400 mA. La variable ruido comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Finalmente al comparar el efecto de la variación de corriente de tubo en el nivel de ruido medido en el fantoma de cabeza para dos valores de voltaje de tubo fijos durante la prueba, se obtuvo un valor promedio de ruido menor al realizar la variación de corriente con 120 kVp en comparación a 80 kVp en un **51%** a 100 mA, **50%** a 200 mA, **49%** a 300 mA y **48%** a 400 mA. La variable ruido comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente con un valor estadístico Z de **-3,921** y un valor de significación menor a 0,05 (8,83E-05).

MEDICIÓN DE CONTRASTE

En general se encontró un mayor nivel de contraste entre los insertos de tejido equivalente estudiados y el medio de soporte del fantoma de cabeza con respecto a lo observado en el fantoma de cuerpo al variar tanto el voltaje como la corriente de tubo.

En la prueba de variación de voltaje, se observaron diferencias en el contraste medido entre los dos tamaños de fantoma estudiados para todos los insertos de tejido equivalente utilizados, incluido el de medio de contraste. A continuación se detalla el análisis comparativo para cada uno de los insertos estudiados.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“medio de contraste”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 20). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **12,11%** a 80 kVp, **18,95%** a 100 kVp, **21,90%** a 120 kVp y **25,89%** a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“hueso trabeculado”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 18). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **9,90%** a 80 kVp, **11,99%** a 100 kVp,

12,98% a 120 kVp y 13,65% a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“hueso denso”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 19). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un 8,21% a 80 kVp, 7,25% a 100 kVp, 7,33% a 120 kVp y 7,30 % a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“músculo”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 23). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un 4,11% a 80 kVp, 2,67% a 100 kVp, 1,23% a 120 kVp y 2,29% a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas no difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“hígado”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 24). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un 3,28% a 80 kVp, 1,86% a 100 kVp, 0,61% a 120 kVp y 0,65% a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“tejido mamario”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 21). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **20,01%** a 80 kVp, **24,16%** a 100 kVp, **25,55%** a 120 kVp y **26,34%** a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“grasa”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 22). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **11,49%** a 80 kVp, **14,19%** a 100 kVp, **13,34%** a 120 kVp y **11,77%** a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

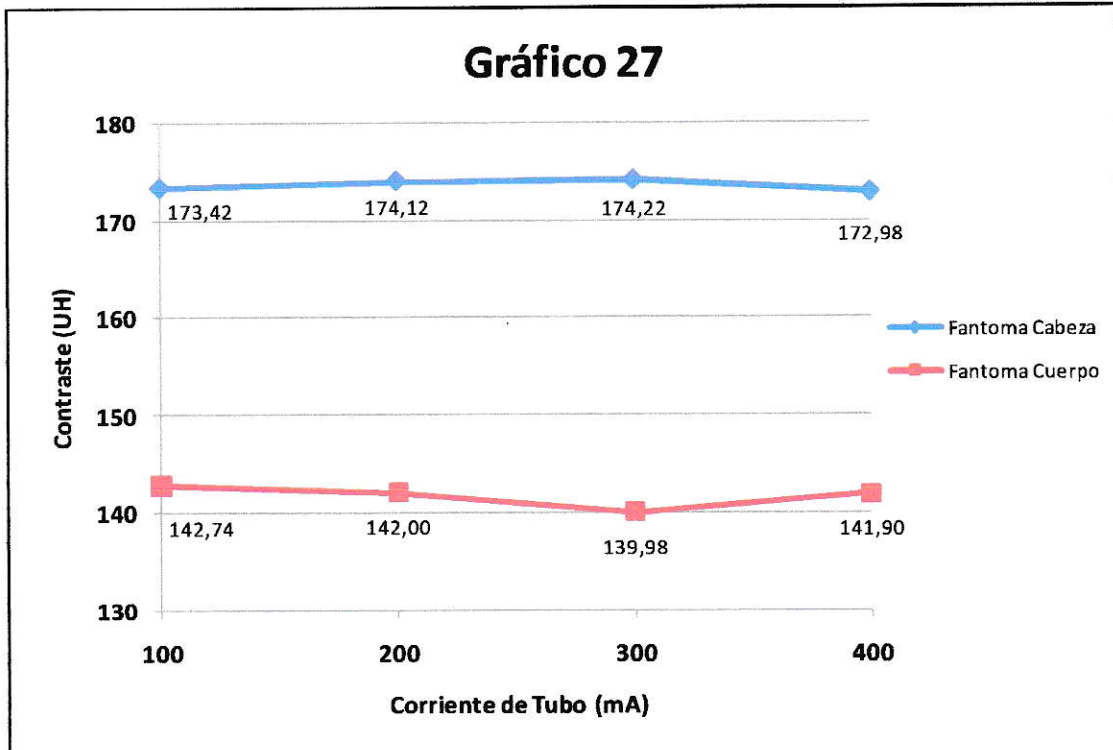
Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“pulmón espiración”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 25). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **2,93%** a 80 kVp, **4,20%** a 100 kVp, **3,60%** a 120 kVp y **3,47 %** a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“pulmón inspiración”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de voltaje utilizados (ver gráfico 26). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **2,30%** a 80 kVp, **2,42%** a 100 kVp, **2,88%** a 120 kVp y **2,72 %** a 140 kVp. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Para la prueba de variación de corriente de tubo también se obtuvieron diferencias significativas en el contraste medido entre ambos tamaños de fantomas para todos los insertos de tejido equivalente utilizados, incluido el de medio de contraste. A continuación se detalla el análisis comparativo realizado para cada inserto estudiado.

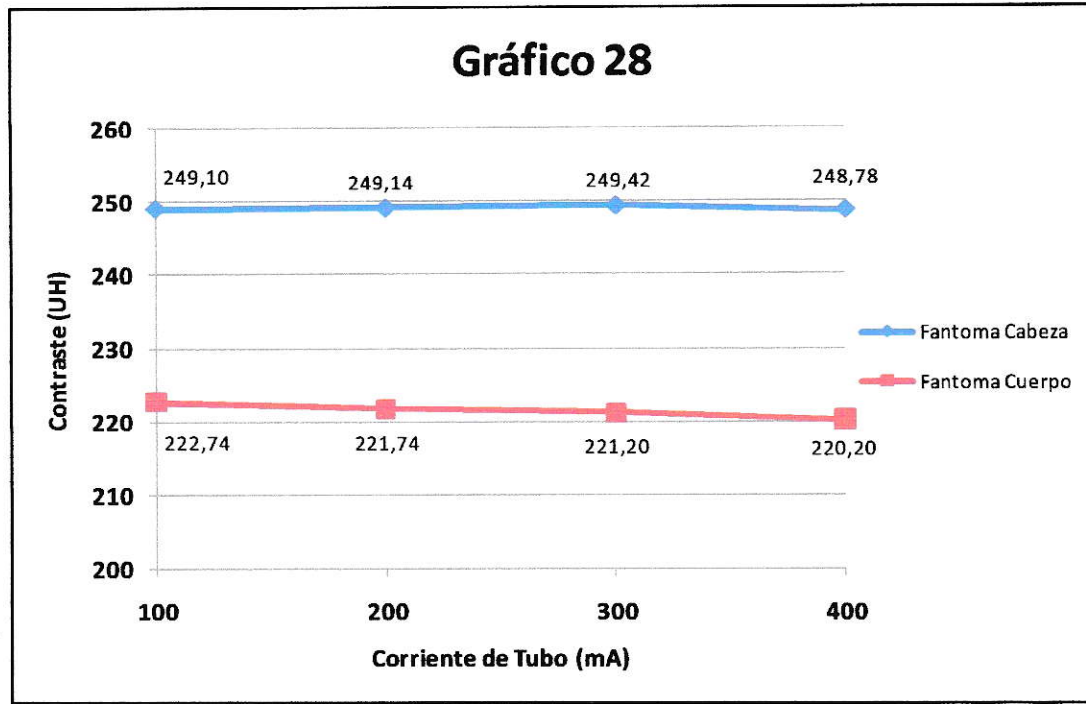
Se observó un mayor contraste promedio del inserto **“medio de contraste”** en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 27). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **21,49%** a 100 mA, **22,62%** a 200 mA, **24,46%** a 300 mA y **21,90%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 27. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “medio de contraste” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



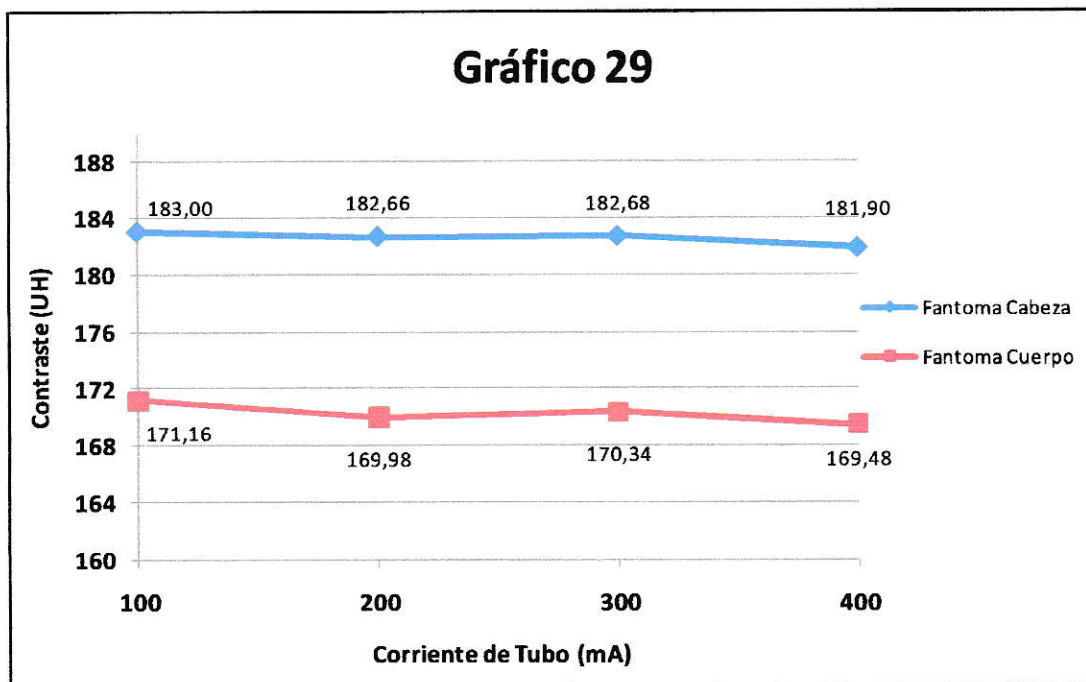
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**hueso trabeculado**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 28). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **11,83%** a 100 mA, **12,36%** a 200 mA, **12,76%** a 300 mA y **12,98%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 28. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso trabeculado” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



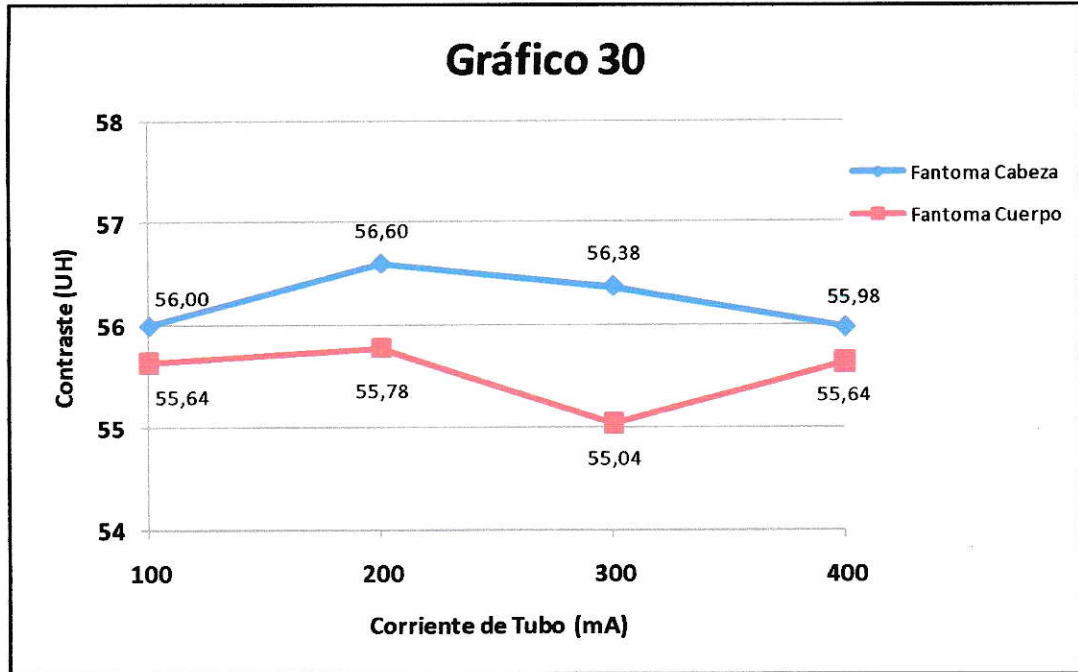
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**hueso denso**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 29). El promedio de contraste encontrado fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **6,92%** a 100 mA, **7,46%** a 200 mA, **7,24%** a 300 mA y **7,33 %** a 400 mA. . La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 29. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso denso” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



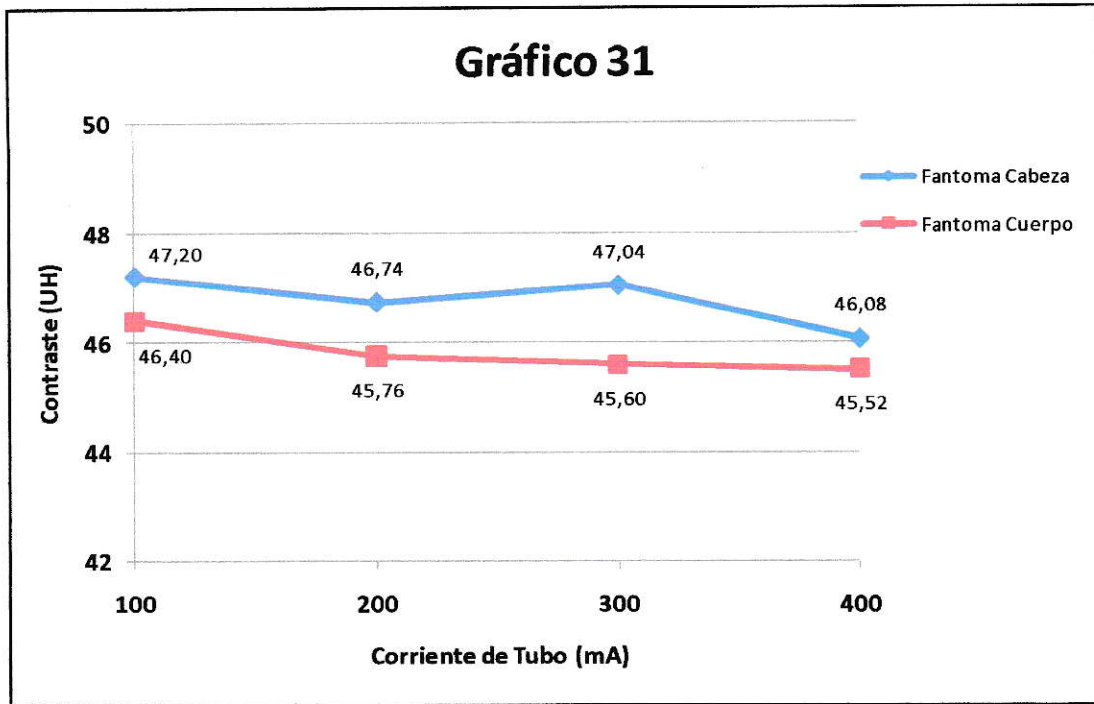
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**hígado**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 30). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en un **0,65%** a 100 mA, **1,47%** a 200 mA, **2,43%** a 300 mA, y **0,61%** a 400 mA en comparación con el fantoma de cuerpo. La variable contraste comparada entre ambos fantomas no difiere significativamente.

Gráfico 30. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hígado” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



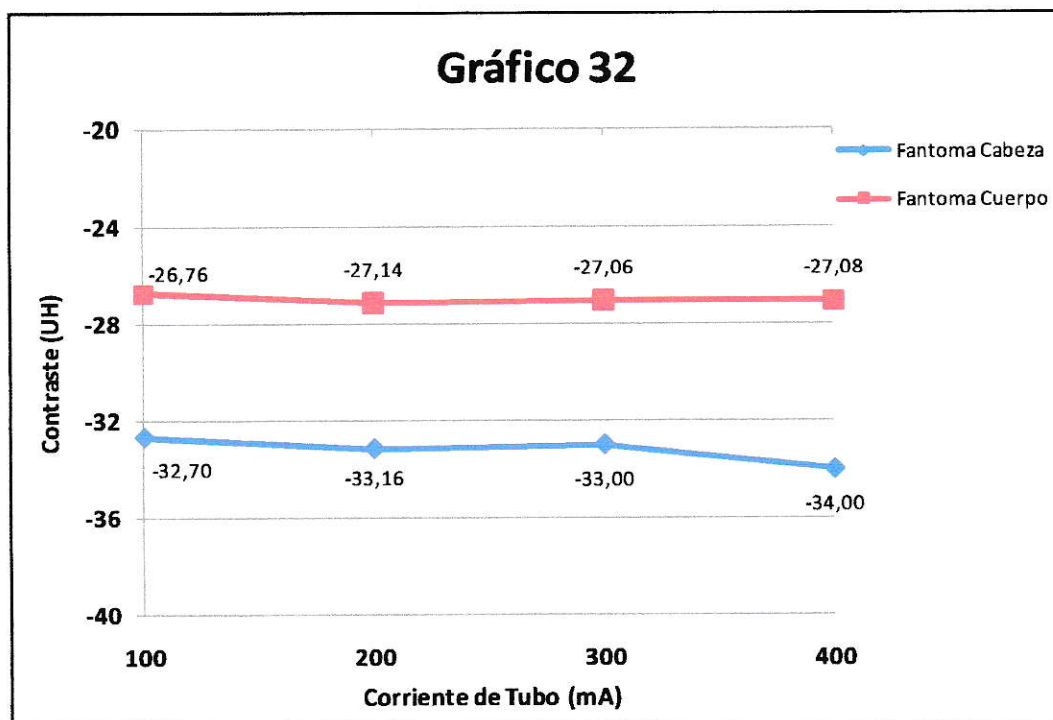
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**músculo**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 31). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **1,72%** a 100 mA, **2,14%** a 200 mA, **3,16%** a 300 mA y **1,23%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 31. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “músculo” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



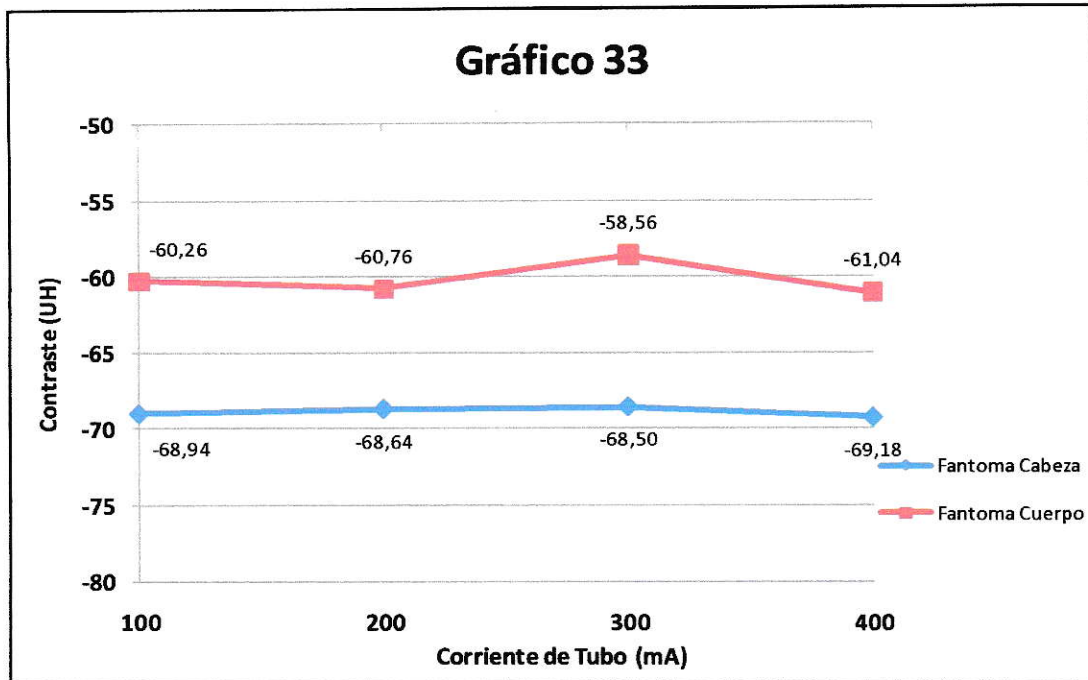
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**tejido mamario**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 32). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **22,20%** a 100 mA, **22,18%** a 200 mA, **21,95%** a 300 mA y **25,55%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 32. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “tejido mamario” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



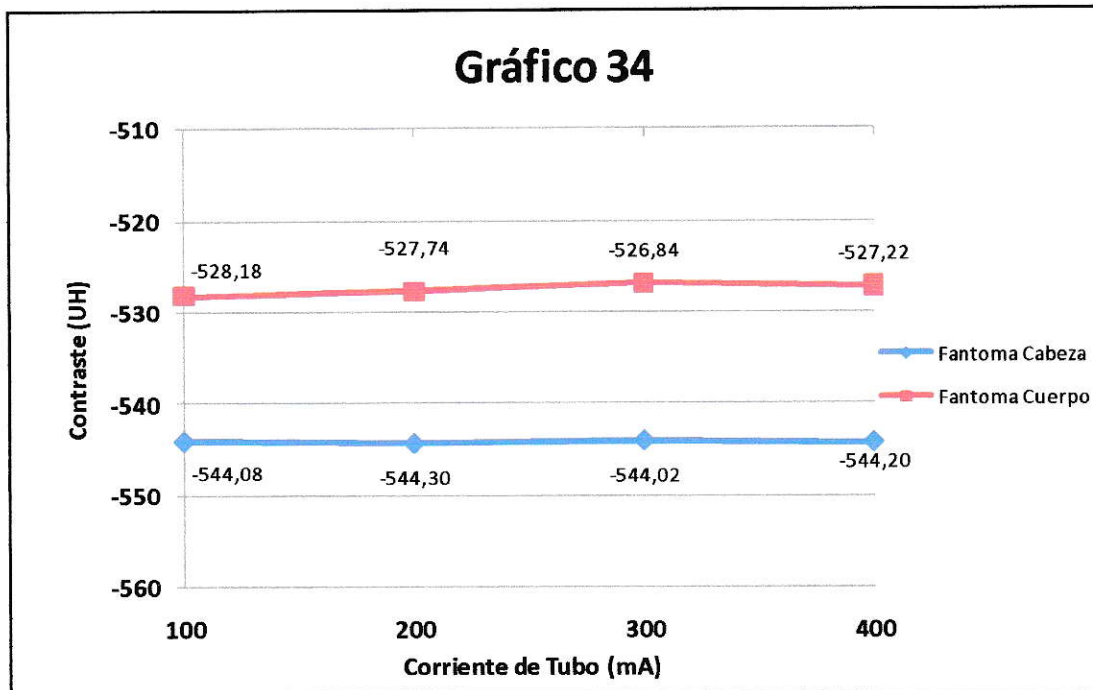
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “grasa” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 33). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **14,40%** a 100 mA, **12,97%** a 200 mA, **16,97%** a 300 mA y **13,34%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 33. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “grasa” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



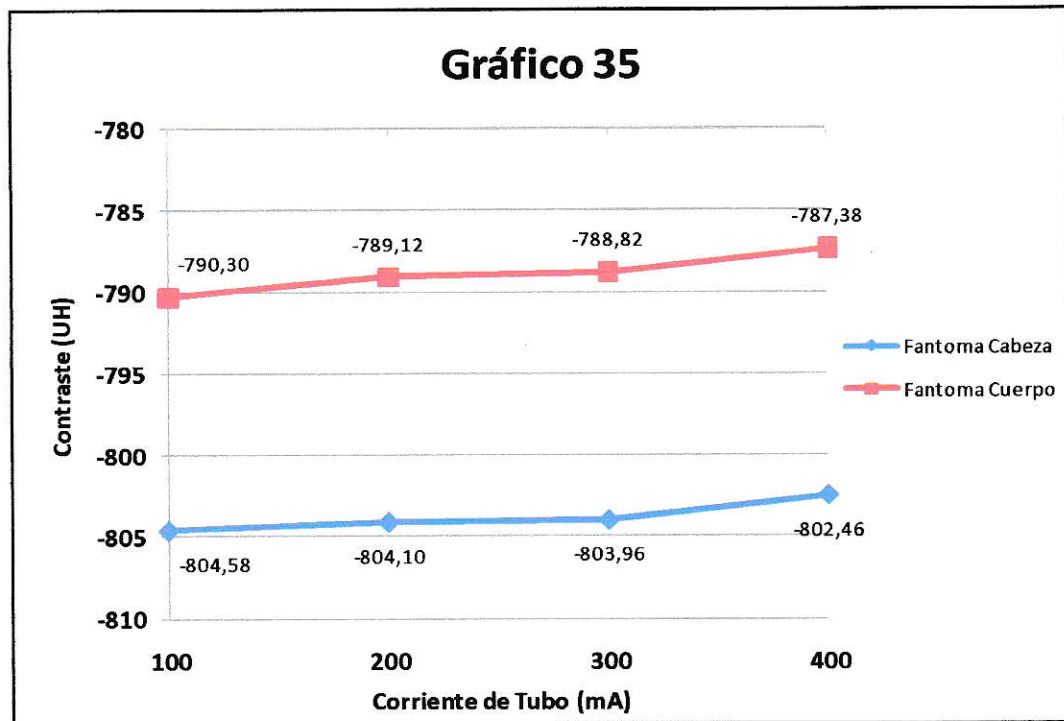
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**pulmón espiración**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 34). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **3,01%** a 100 mA, **3,14%** a 200 mA, **3,26%** a 300 mA y **3,22%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 34. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón espiración” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.



Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**pulmón inspiración**” en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo para todos los valores de corriente utilizados (ver gráfico 35). El promedio de contraste fue mayor en el fantoma de cabeza en comparación con el fantoma de cuerpo en un **1,81%** a 100 mA, **1,90%** a 200 mA, **1,92%** a 300 mA y **1,92%** a 400 mA. La variable contraste comparada entre ambos fantomas difiere significativamente.

Gráfico 35. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón inspiración” de acuerdo a la variación de corriente de tubo y 120 kVp en ambos tamaños de fantoma.

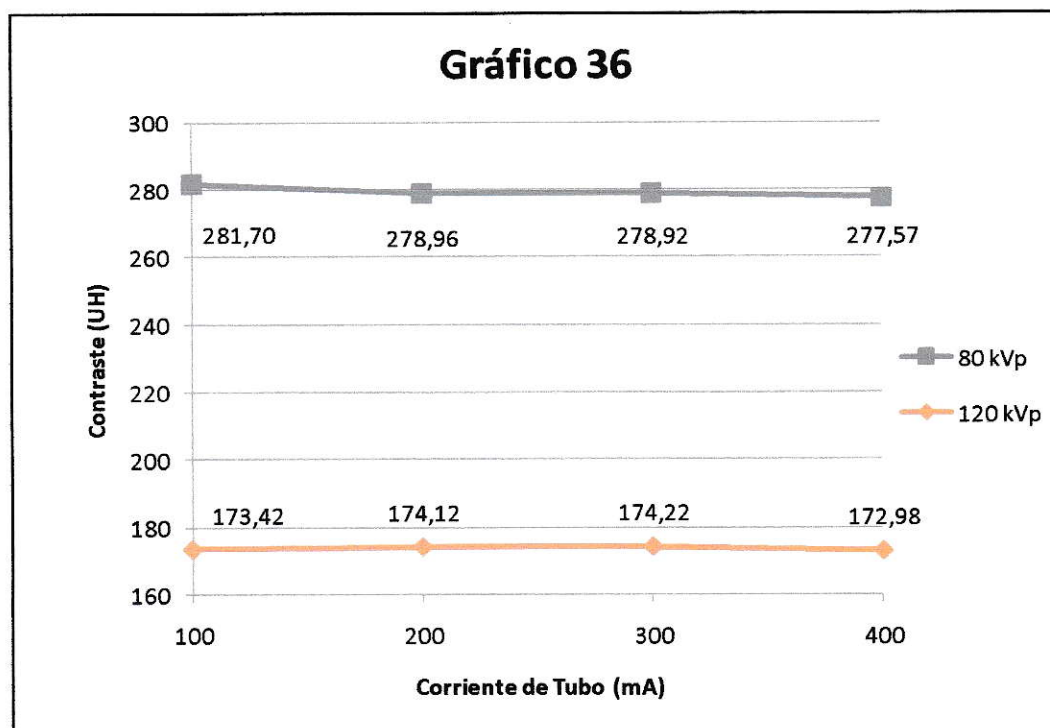


Finalmente, se presentan los resultados obtenidos de la medición de contraste para la variación de corriente de tubo con la aplicación de dos valores de voltaje de tubo fijos en el fantoma de cabeza.

Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**medio de contraste**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 36). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **62,44%** a 100 mA, **60,21%** a 200 mA,

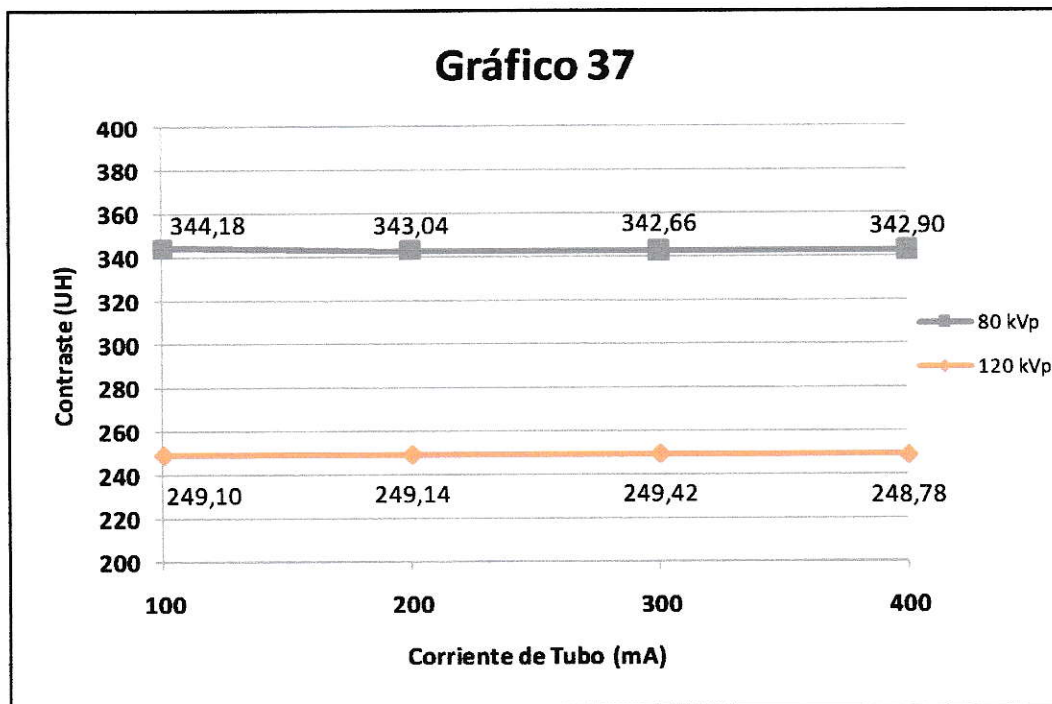
60,10% a 300 mA y 60,46% a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 36. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “medio de contraste” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



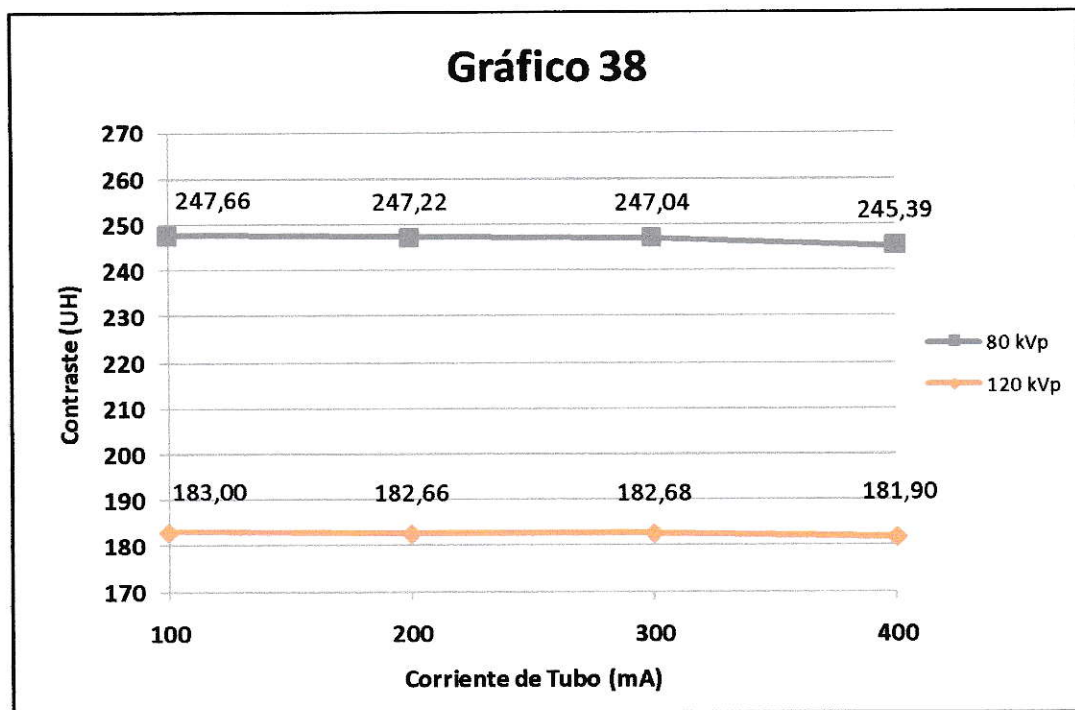
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**hueso trabeculado**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 37). El promedio de contraste fue mayor en para 80 kVp en un 38,17% a 100 mA, 37,69% a 200 mA, 37,38% a 300 mA y 37,83% a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 37. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso trabeculado” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



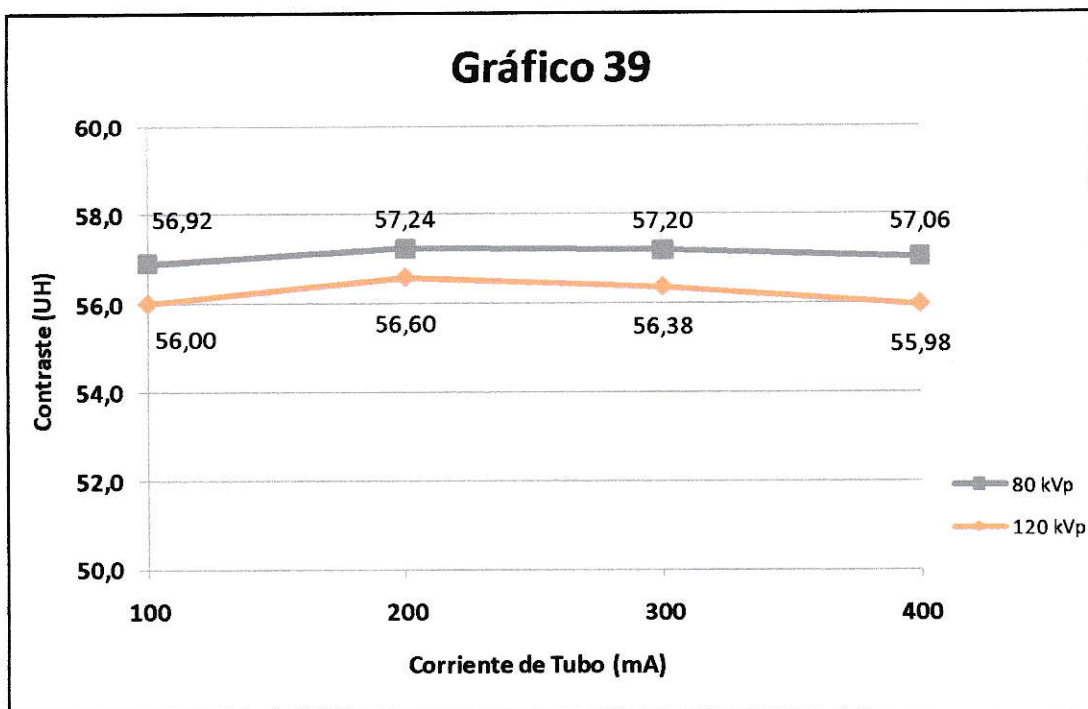
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**hueso denso**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 38). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **35,33%** a 100 mA, **35,34%** a 200 mA, **35,23%** a 300 mA y **34,90%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 38. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hueso denso” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



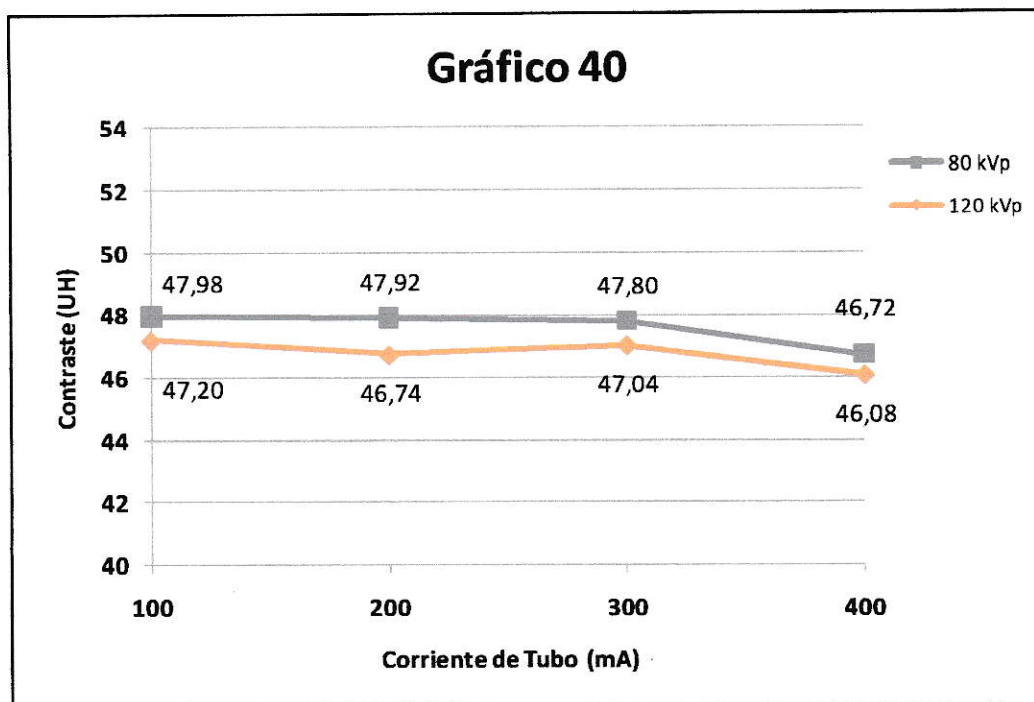
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**hígado**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 39). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **1,64%** a 100 mA, **1,13%** a 200 mA, **1,45%** a 300 mA y **1,93%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 39. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “hígado” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



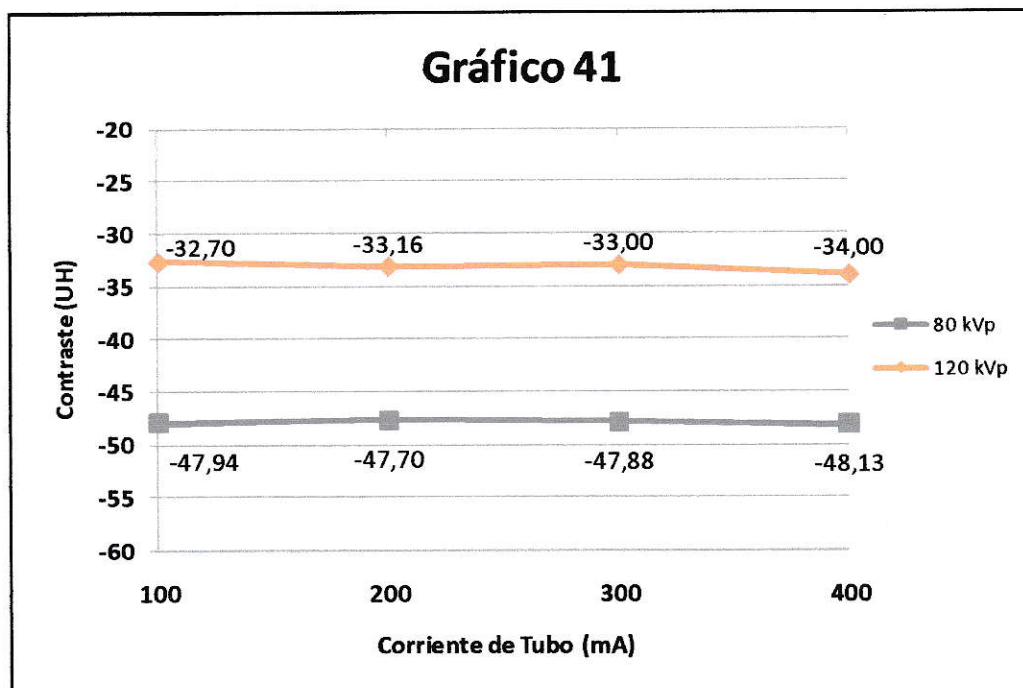
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**músculo**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 40). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **1,65%** a 100 mA, **2,52%** a 200 mA, **1,62%** a 300 mA y **1,40%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 40. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “músculo” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



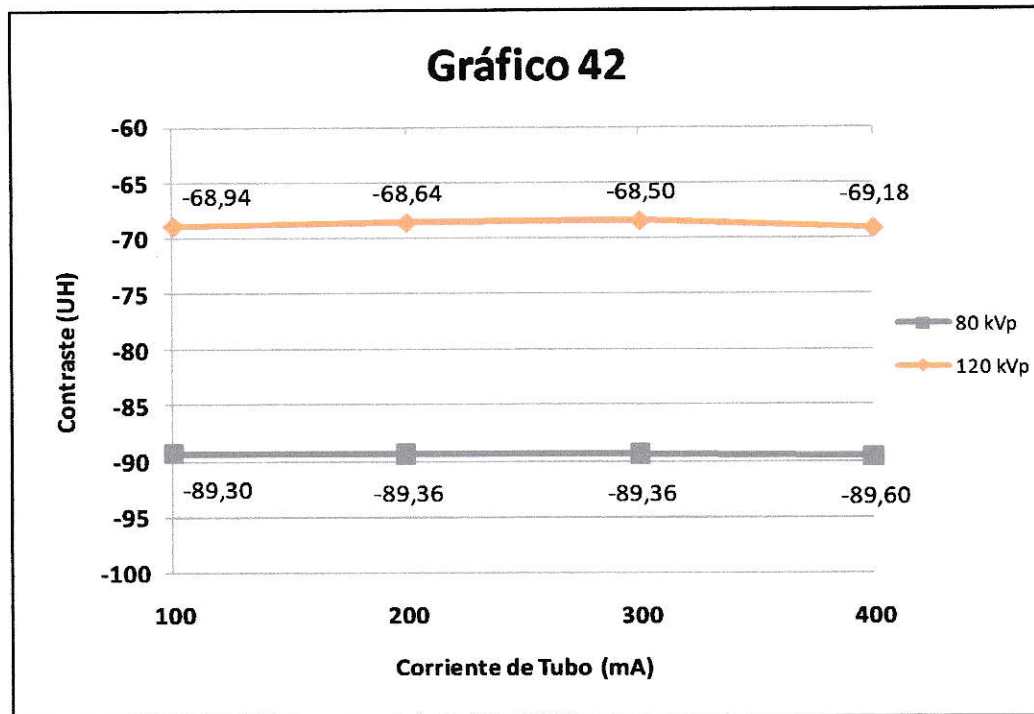
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**tejido mamario**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 41). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **46,61%** a 100 mA, **43,85%** a 200 mA, **45,09%** a 300 mA y **43,91%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 41. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “tejido mamario” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



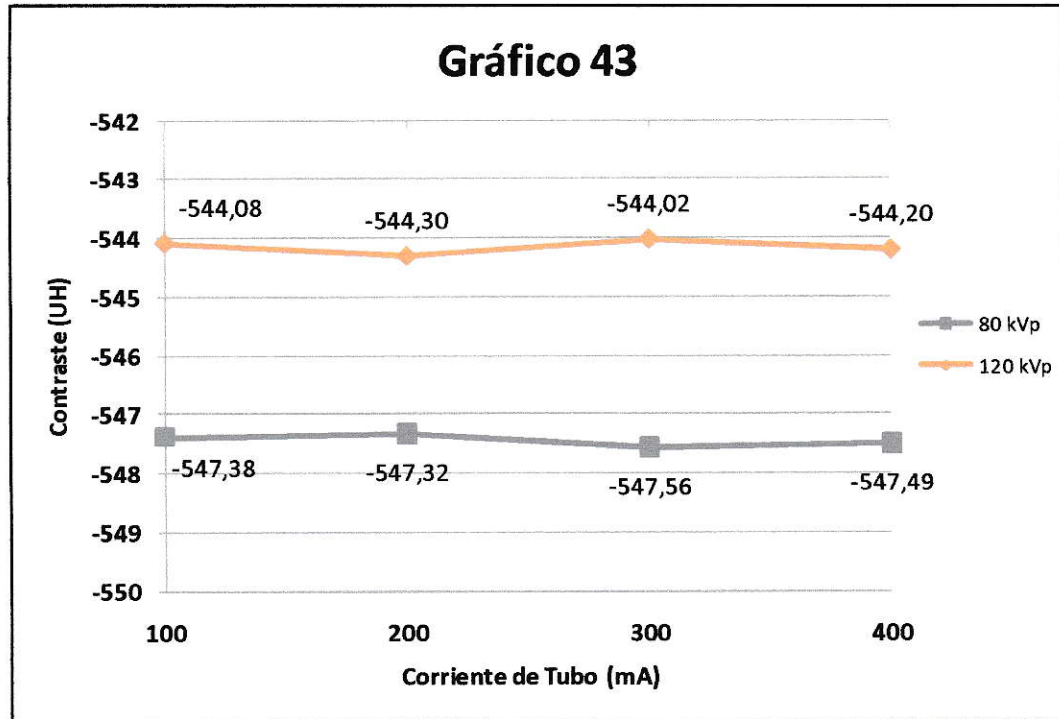
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “grasa” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 42). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **29,53%** a 100 mA, **30,19%** a 200 mA, **30,45%** a 300 mA y **29,51%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 42. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “grasa” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



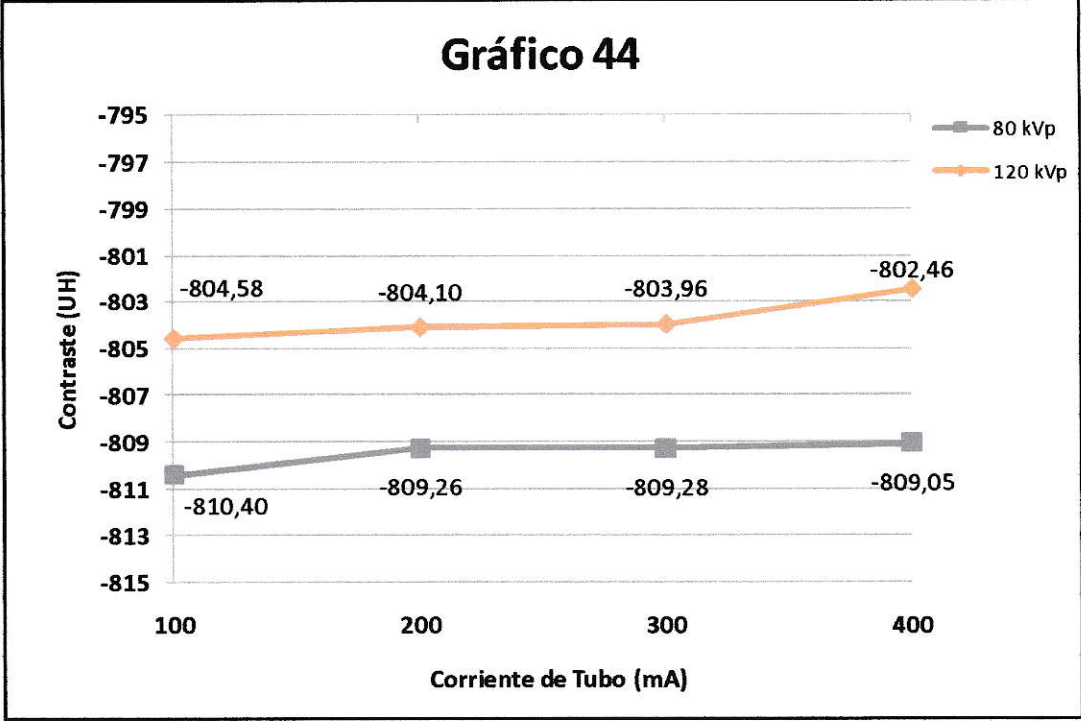
Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**pulmón espiración**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 43). El promedio de contraste fue mayor para 80 kVp en un **0,61%** a 100 mA, **0,55%** a 200 mA, **0,65%** a 300 mA, y **-0,24%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 43. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón espiración” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



Se encontró un mayor contraste promedio del inserto “**pulmón inspiración**” en el fantoma de cabeza para todos los valores de corriente utilizados cuando se mantuvo fijo el voltaje de tubo en 80 kVp en comparación con 120 kVp (ver gráfico 44). El contraste encontrado fue mayor para 80 kVp en un **0,72%** a 100 mA, **0,64%** a 200 mA, **0,66%** a 300 mA, y **0,82%** a 400 mA en comparación con 120 kVp. La variable contraste comparada al aplicar estos dos valores de voltaje difiere significativamente.

Gráfico 44. Valores promedio de contraste (UH) del inserto “pulmón inspiración” en el fantoma de cabeza de acuerdo a la variación de corriente de tubo para 80 y 120 kVp.



DISCUSIÓN

El principio de optimización propuesto hace dos décadas por la International Commission on Radiological Protection (ICRP), y en especial sus aplicaciones prácticas, son sin lugar a dudas una de las herramientas más poderosas en el ámbito de la protección radiológica del paciente [7]. Este principio, simplificado en el acrónimo ALARA “tan bajo como sea razonablemente alcanzar” (“As Low As Reasonably Achievable”), puede permitir a todos los involucrados en el proceso de diagnóstico reducir dosis de radiación innecesaria sin comprometer la capacidad de la TC de entregar información de utilidad para la resolución de una condición médica.

Para lograr este objetivo de forma exitosa se deben conocer en profundidad las implicancias del uso de radiación ionizante en una técnica radiológica particular. El conocimiento de la influencia de los parámetros de adquisición utilizados en la técnica de TC sobre la dosis entregada al paciente y la calidad de imagen obtenida finalmente puede constituir un invaluable aporte a la protección del paciente a través de esta modalidad de examen.

Este tema cobra especial relevancia cuando nos referimos a pacientes pediátricos, quienes presentan mayores riesgos ante el uso de radiación ionizante, principalmente debido a su mayor radiosensibilidad en comparación con los adultos, y también debido a la gran cantidad de tiempo que poseen por delante para desarrollar un posible cáncer radioinducido según lo expuesto en las publicaciones de Berdon [14] y Brenner [15].

Este trabajo de investigación tuvo como primer objetivo evaluar el comportamiento tanto de la dosis recibida por los pacientes como de aspectos fundamentales de la calidad de imagen relacionados con ella, como son el ruido y contraste, al modificar los parámetros de adquisición que mayor implicancia tienen sobre estos, el voltaje y la corriente de tubo [7]. Con la finalidad de comparar este comportamiento en pacientes pediátricos y adultos, se realizaron evaluaciones en dos fantomas de distinto tamaño, representativos de pacientes estándar de estos dos grupos.

Enfocados en esto se pudo determinar relaciones entre la variación tanto del voltaje como de la corriente de tubo con las variables dosis y calidad de imagen estudiadas en ambos tamaños de fantoma, que nos reflejan la necesidad de ajustar los parámetros de adquisición durante la exanimación de pacientes pediátricos bajo esta modalidad de examen. La discusión a continuación se desglosa de acuerdo a cada una de las variables estudiadas.

DOSIS DE RADIACIÓN (CTDI_w)

Al mantener constante la corriente de tubo aplicada (400 mA) y solamente reducir el voltaje, se observó una disminución de la dosis impartida al paciente, medida a través del CTDI_w, en ambos tamaños de fantoma (ver tabla 4). La relación entre voltaje de tubo y CTDI_w, se vio mejor representada a través de un ajuste exponencial (ver gráfico 12), lo que se corresponde a lo propuesto por Nagel [30].

Este comportamiento nos muestra un importante impacto en la disminución de la dosis impartida al reducir el voltaje de tubo aplicado. El CTDI_w observado para valores de voltaje más bajos que 140 kVp fue menor en un 33,4% para 120 kVp, 60,3% para 100 kVp y 80,5% para 80 kVp en el fantoma de menor diámetro, mientras que en el fantoma de cuerpo se obtuvieron porcentajes de reducción de 35,8% para 120 kVp, 63,0% para 100 kVp, y 83,1% para 80 kVp.

Al mantener constante el voltaje (120 kVp) por otro lado, y reducir la corriente de tubo, se observó también una disminución de los valores de CTDI_w en ambos tamaños de fantoma (ver tabla 5). En este caso, la relación entre CTDI_w y corriente de tubo se vio mejor representada por un ajuste lineal (ver gráfico 13), como era de esperarse [21], debido a que la modificación de la corriente de tubo produce un aumento en la cantidad de fotones presentes en el espectro de rayos X de forma proporcional,

Al reducir la corriente de tubo, se observó una disminución del CTDI_w para valores de corriente más bajos que 400 mA de un 25,6% para 300 mA, 50,2% para 200 mA y 75,0% para 100 mA al utilizar el fantoma de cabeza. Similar proporción en la disminución de la dosis de radiación se obtuvo al utilizar el fantoma de cuerpo, con valores de disminución de un 25,8% para 300 mA, 49,8% para 200 mA y 74,9% para 100 mA, acorde a la relación encontrada entre ambas variables.

La dosis impartida en el fantoma más pequeño, sin embargo, fue mayor en comparación al fantoma de mayor diámetro al utilizar los mismos valores de corriente y voltaje de tubo. En este estudio, el fantoma de cuerpo utilizado para la medición de CTDI_w posee el doble del diámetro del fantoma de cabeza. Las diferencias encontradas en el valor de CTDI_w entre ambos fantomas fueron estadísticamente significativas al variar tanto el voltaje como la corriente de tubo. En general se observó que el valor promedio de CTDI_w obtenido para el fantoma de cabeza duplica el valor promedio obtenido para el fantoma de cuerpo para todas las combinaciones de voltaje y corriente de tubo utilizadas, reflejando la importancia de reducir estos parámetros al enfrentarnos a un paciente pediátrico de menores dimensiones que uno adulto.

Estos resultados muestran concordancia con lo propuesto por McNitt-Gray [16], quien expone que al utilizar los mismos parámetros de adquisición, los fantomas de menor diámetro, absorben cantidades de radiación mayores con una diferencia equivalente por lo menos a un factor de 2. Por este motivo, puede esperarse que

pacientes de menores dimensiones (pediátricos) absorban una mayor dosis con respecto a pacientes más grandes, en este caso un adulto.

Las diferencias observadas en los valores de CTDI_w en ambos tamaños de fantoma nos muestran una fuerte influencia de las dimensiones del paciente en la dosis impartida por la técnica de TC. Según Siegel et al [23] pueden observarse mayores diferencias en la dosis absorbida por pacientes pediátricos a medida que sus dimensiones disminuyen con respecto a los pacientes adultos, principalmente debido a la edad, hecho que no pudo ser demostrado en nuestro estudio debido a solo disponer de 2 tamaños de fantoma.

Cuando se estudió dirigidamente el Índice de Dosis Ponderado (CTDI_w) en el fantoma de cabeza al variar la corriente de tubo y utilizar dos valores de voltaje fijos (80 y 120 kVp), se observó una conservación de la relación lineal entre el valor promedio de CTDI_w y la corriente de tubo, con valores de coeficiente de determinación r^2 de **0,9999** para ambos voltajes (ver gráfico 14). Como se esperaba el valor de CTDI_w en el fantoma de cabeza fue menor para todas las combinaciones de corriente de tubo y 80 kVp de voltaje, siendo este aproximadamente un 70% más bajo en comparación a lo observado para la variación de corriente y 120 kVp (ver tabla 6) siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

Este resultado demuestra la factibilidad de utilizar valores de voltaje de tubo menores en pacientes pediátricos, principalmente basados en una fuerte reducción de la

dosis al utilizar 80 kVp en comparación a 120 kVp, este último comúnmente utilizado en exámenes de rutina en paciente adultos no solo en este centro si no apoyado por recomendaciones encontradas en la literatura [27].

A la luz de estos resultados, se hace imprescindible la protocolización de parámetros de adquisición de forma diferencial para enfrentar exámenes de TC en pacientes pediátricos y adultos. El hecho de no adecuar de estos parámetros de adquisición para exámenes de TC en niños produce un importante aumento de la dosis impartida comparada con el paciente adulto. Por otro lado, debemos tener presente que una reducción de cualquiera de los parámetros evaluados puede comprometer la calidad diagnóstica de la imagen final.

Una de las limitaciones de la evaluación de dosis en este estudio fue la no consideración de la dosis efectiva entregada por órgano, para lo cual es necesario la utilización de fantomas antropomórficos, material no disponible para esta investigación.

Para poder definir el impacto real de estos parámetros de adquisición en la calidad de imagen, se evaluó su influencia en dos aspectos relevantes de este ámbito en TC, el ruido y el contraste de la imagen. Estos indicadores de calidad son sugeridos por la ICRP para utilizarse en el ajuste de los parámetros de adquisición optimizando la dosis entregada a los pacientes en la técnica de TC [7].

RUIDO

El ruido es considerado como un parámetro de deterioro de la calidad de imagen en TC y su capacidad diagnóstica [5]. En este trabajo se pudo observar una variación del nivel de ruido al modificar tanto el voltaje como la corriente de tubo en ambos tamaños de fantoma.

Cuando se redujo solo el voltaje de tubo, manteniendo la corriente fija (400 mA), se observó un aumento del nivel de ruido en la imagen en ambos tamaños de fantoma (ver tabla 7). La relación entre estas dos variables, ruido y voltaje, se vio mejor representada por un ajuste de tipo potencial decreciente en el caso del fantoma de cuerpo, mientras que para el fantoma de cabeza se obtuvo un mejor ajuste de tipo lineal, reflejando que la magnitud del aumento en el nivel de ruido de la imagen al disminuir el voltaje fue diferente en ambos fantomas, siendo este cambio más notorio en el fantoma de cuerpo en comparación con el fantoma de cabeza.

Mientras para valores menores que 140 kVp este aumento fue de un **30,68%** para 120 kVp, **47,45%** para 100 kVp y **144,82%** para 80 kVp, mostrándonos un importante impacto de la reducción de voltaje en el nivel de ruido en la imagen para el fantoma de cuerpo. En el caso del fantoma pediátrico el aumento del nivel de ruido fue menos marcado al reducir este parámetro. En este fantoma el aumento de ruido para valores de voltaje menores que 140 kVp fue de un **17,37%** para 120 kVp, **24,22%** para 100 kVp y **54,87%** para 80 kVp.

La explicación a este fenómeno radica en la mayor atenuación que presentan objetos absorbentes de mayores dimensiones [5], lo que produce una disminución de la cantidad de fotones de rayos X que se recibe en el sistema de detección, produciendo como consecuencia un aumento del nivel de ruido en la imagen, en este caso, en pacientes de mayores dimensiones.

Similares resultados sobre el efecto de la modificación del voltaje de tubo en el nivel de ruido de la imagen en TC son presentados por McCollough et al en 2009 [39]. En este estudio se expone que para pacientes de menores dimensiones, la imagen adquirida en TC con diferentes valores de voltaje presenta casi los mismos niveles de ruido, con un pequeño aumento para 80 kVp. Sin embargo, para fantasmas de mayores dimensiones, valores de kVp bajos producen niveles de ruidos más altos que para voltajes mayores.

Al reducir la corriente de tubo manteniendo el voltaje fijo (120 kVp) también se observó una reducción del nivel de ruido en la imagen en ambos tamaños de fantoma (ver tabla 8). La relación observada entre ambas variables, ruido y corriente de tubo, en este caso se vio bien representada por un ajuste de tipo potencial, con valores de coeficiente de determinación r^2 de **0,9998** y **0,9957** para los fantasmas de cabeza y cuerpo respectivamente (ver gráfico 15). En este caso, la disminución observada fue levemente más notoria en el fantoma de cuerpo en comparación con el fantoma de cabeza.

En el fantoma de cuerpo se observó un aumento del nivel de ruido en la imagen para valores de corriente de tubo menores que 400 mA de un **18,71%** para 300 mA, **23,43%** para 200 mA y **62,31%** para 100 mA, lo que nos muestran un importante aumento del nivel de ruido en la imagen al reducir la corriente de tubo en este fantoma.

En el caso del fantoma pediátrico, el impacto de la reducción de corriente en el aumento del nivel de ruido menor comparado con el fantoma de cuerpo. En el fantoma de cabeza, se observó un aumento del ruido para valores de corriente menores que 400 mA de un **15,25%** para 300 mA, **21,01%** para 200 mA y **41,48%** para 100 mA.

Sin embargo al comparar el valor promedio de ruido obtenido para distintas combinaciones de corriente y voltaje de tubo, este fue siempre menor en el fantoma de cabeza con respecto al fantoma de cuerpo. Esta diferencia que supera el 80% en la gran parte de las combinaciones utilizadas, refuerza el concepto de que la reducción tanto del voltaje como de la corriente de tubo tendrá un menor impacto en el deterioro de la imagen en un paciente pediátrico en comparación con uno adulto. Esta idea es compartida por publicaciones como la de Siegel et al [25], quien postula que a medida que las dimensiones del paciente son menores el nivel de ruido esperado también lo es, registrándose un menor deterioro de la calidad de imagen debido a esta causa.

Cuando se evaluó directamente el ruido de la imagen en el fantoma de cabeza al modificar la corriente de tubo para dos valores de voltaje fijos (80 y 120 kVp) se observó también un aumento de este parámetro al reducir la corriente utilizada (ver tabla 9). La

relación entre estas variables se vio mejor representada por un ajuste de tipo potencial, con un valor de coeficiente de determinación r^2 de 1 para al utilizar 80 kVp. El nivel de ruido encontrado para valores de corriente de tubo menores que 400 mA fueron mayores en un 16,55% para 300 mA, 44,52% para 200 mA y 110,02% al mantener fijo el voltaje de tubo en 80 kVp.

Los valores de ruido en la imagen observados en el fantoma de cabeza para todas las combinaciones de corriente de tubo y 80 kVp fueron mayores a los observados para las combinaciones con 120 kVp según lo esperado, siendo esta diferencia significativa.

A pesar de este aumento en el ruido de la imagen para las combinaciones de corriente de tubo y 80 kVp, los valores observados no superan los obtenidos en el fantoma de cuerpo incluso utilizando un voltaje mayor (120 kVp). Este hecho muestra la factibilidad de reducir el voltaje de tubo en el caso de pacientes que presenten una menor atenuación del haz de rayos X debido a su menor dimensión. Sin embargo, se puede observar que puede ser considerable el aumento del nivel de ruido al reducir tal vez excesivamente en conjunto al voltaje la corriente de tubo, como el caso de la combinación de 80 kVp y 100 mA en el fantoma de cabeza donde el valor promedio de ruido es un 110,02% mayor que para la combinación con mayor corriente (400 mA). A modo de recomendación la publicación 102 de la ICRP [11] propone que una reducción de voltaje de tubo en pacientes pediátricos debiese ir acompañada de una correcta compensación en corriente de tubo, ajustada de acuerdo a las características del paciente, que evite un aumento excesivo del ruido que pudiese tener como consecuencia el

compromiso de la calidad diagnóstica de la imagen, lo que puede ser convenientemente motivo de investigaciones futuras.

Al igual que en la consideración de dosis, solo se pudo evaluar el nivel de ruido en la imagen para los fantomas representativos de pacientes de las dimensiones disponibles, siendo una limitación de este estudio no haber evaluado el ruido para fantomas de menor diámetro que representativos de pacientes de menor edad.

CONTRASTE

En este estudio se realizó una evaluación de contraste en la imagen para 8 distintos materiales con características equivalentes a tejidos del cuerpo humano, y un noveno que consistió en una solución de medio de contraste iodado utilizado habitualmente para exámenes de TC, todos con respecto al medio de soporte del fantoma utilizado, que en este caso posee características agua equivalente. Este punto constituye un aporte en el estudio de este tema en TC, entregando información de una importante variedad de tejidos de acuerdo a las posibilidades entregadas por el fantoma utilizado.

Como era de esperarse debido a las diferentes características de cada tejido, el comportamiento de los distintos materiales evaluados no fue igual en todos los casos, encontrándose notorias diferencias para algunos de ellos principalmente al modificar el voltaje de tubo en ambos tamaños de fantoma.

Al reducir el voltaje de tubo, manteniendo constante la corriente (400 mA), se observó en un grupo de tejidos un notorio aumento del contraste con respecto al material de soporte en ambos tamaños de fantoma, mientras en un segundo grupo las variaciones fueron de mucha menor cuantía, inferiores a un 2% (ver tabla 10 y gráficos 7-8).

En este primer grupo se encuentran los tejidos “hueso trabeculado”, “hueso denso”, “medio de contraste”, “tejido mamario” y “grasa” (ver gráficos), en los cuales se observan diferencias de contraste en general mayores al 40% entre la aplicación de 80 y 140 kVp, destacándose la observada para el inserto lleno con medio de contraste en el que se observó un aumento promedio de un 88% entre estos valores de voltaje. La relación entre el contraste promedio en estos tejidos y la variación de voltaje se vio mejor representada por ajustes de tipo polinómico, mayoritariamente de 2° y 3° grado para ambos tamaños de fantoma (ver gráficos 19-22), evidenciando la importante influencia de este parámetro de adquisición en el contraste de la imagen.

En un segundo grupo encontramos los tejidos que no presentaron una variación significativa del nivel de contraste al reducir el voltaje de tubo aplicado. Este grupo incluye los tejidos “músculo”, “hígado”, “pulmón inspiración” y “pulmón espiración”, los cuales presentaron similar comportamiento en ambos tamaños de fantoma.

Por otra parte cuando se mantuvo constante el valor de voltaje de tubo (120 kVp) y se varió la corriente, no se encontraron variaciones significativas del nivel de contraste en ninguno de los materiales evaluados (ver tabla 11). Como era de esperarse el contraste en la imagen se comportó de manera independiente al flujo de fotones emitidos desde el tubo de rayos X, no así al modificar su energía a través del ajuste del voltaje de tubo [11]. Este fenómeno se observó en ambos tamaños de fantoma.

Sin embargo, el promedio de contraste observado fue mayor en el fantoma de cabeza para todos los materiales evaluados, tanto al modificar el voltaje como la corriente de tubo, siendo en la mayor parte de los casos estadísticamente significativa la diferencia observada (tabla 16 y 17). En su publicación, Siegel et al [25] pudo demostrar que el fenómeno de aumento de contraste en sustancias yodadas es más notorio incluso a medida que disminuyen las dimensiones del fantoma, apoyando los resultados obtenidos en este trabajo.

Teniendo en consideración que tanto una reducción del voltaje como de la corriente de tubo permiten una reducción de la dosis absorbida por el paciente pediátrico, estos resultados nos muestran que esta modificación no produce un deterioro de la imagen producto de una pérdida de contraste, sino por el contrario, en el caso de una reducción del voltaje de tubo se puede observar un aumento de este en tejidos de mayor densidad física y número atómico principalmente como el hueso o las sustancias yodadas, y en otros tejidos como el tejido pulmonar, con menor densidad, no se produce una modificación significativa de su contraste. La corriente por su parte mostró no tener influencia sobre el contraste de la imagen medida en este estudio, lo que permite proponer un ajuste de su valor de acuerdo a las dimensiones del paciente sin deteriorar la calidad de imagen desde este punto de vista.

Al evaluar dirigidamente el nivel de contraste en el fantoma de cabeza para dos valores de voltaje de tubo constantes, se observó que al reducir la corriente de tubo se obtuvo una mantención de los valores de este en la imagen para todos los materiales evaluados como era de esperar, sin embargo, los valores promedio obtenidos al aplicar un voltaje de 80 kVp fueron significativamente mayores para todos los materiales evaluados, lo que no se vio afectado de manera importante por el mayor nivel de ruido comparado con la aplicación de 120 kVp. Estos resultados nos muestran que existe la factibilidad de seguir la recomendación de la ICRP de reducir el voltaje de tubo ajustando la corriente de acuerdo a las dimensiones del paciente, obteniendo con alta probabilidad una reducción importante de la dosis absorbida por el paciente. Encontrar una combinación óptima para cada examen de TC en pacientes pediátricos puede ser motivo de estudios posteriores, y está fuera de los objetivos de esta investigación en particular.

Debido a las características particulares del fantoma (insertos de 30,5 mm de diámetro estándar) utilizado para esta evaluación de contraste, no fue posible determinar el efecto del tamaño de la estructura en este parámetro, pudiendo quedar este tópico como materia de posibles investigaciones futuras.

CONCLUSIONES

El aporte de la Tomografía Computada a la medicina es invaluable. Desde sus inicios en la década de los 70 los avances experimentados por esta técnica han permitido realizar adquisiciones más rápidas cada vez, con mayor comodidad para el paciente y nos han entregado múltiples aplicaciones que colaboran en la resolución de la condición médica de los pacientes. Después de tantos logros tecnológicos cabe preguntarse, ¿Nos hemos preocupado de la dosis que entregamos a nuestros pacientes?

Este cuestionamiento tiene gran relevancia cuando hablamos de pacientes pediátricos, en especial los de menor edad, quienes como se ha discutido anteriormente presentan mayores factores de riesgo ante el uso de radiación ionizante que los adultos. Debemos ser conscientes que la cantidad de dosis impartida por la técnica de Tomografía Computada, como muchas aplicaciones de la radiología, depende entre otros factores de la intervención del operador del equipo, así como de la demanda médica por obtener imágenes de la más alta calidad.

Basándonos en estos preceptos el propósito de este estudio fue entregar información sobre el comportamiento de la dosis impartida y aspectos de la calidad de imagen de acuerdo a la modificación de parámetros de adquisición fundamentales en Tomografía Computada y su impacto sobre pacientes de distintas dimensiones. Generar líneas de investigación a partir de estudio es un objetivo mayor que se espera tenga

como foco la optimización de la protección de las personas ante los usos diagnósticos de la radiación ionizante.

En acuerdo con la hipótesis planteada en esta investigación, se pudo observar un comportamiento diferente en los dos tamaños de fantoma utilizados como representación de pacientes tipo, tanto de la dosis impartida como de los aspectos de la calidad de imagen evaluados en función de los parámetros de adquisición escogidos.

Para todas las combinaciones de voltaje y corriente de tubo, se observó que la dosis recibida por pacientes de menores dimensiones, en este caso representados por el fantoma de cabeza, fue mayor al paciente adulto, con incrementos superiores al 100% para la gran mayoría de las situaciones. Este hecho nos demuestra que la mantención de los valores de voltaje y corriente de tubo entre pacientes adultos y pediátricos tiene un fuerte impacto en la dosis recibida por estos últimos, siendo imperativa la necesidad de establecer protocolos para exámenes en niños con parámetros de adquisición ajustados a sus dimensiones, en los cuales la reducción de estos parámetros de adquisición puede permitirnos reducciones de dosis por sobre un 75% en este tipo de pacientes.

Es de suma importancia destacar que el impacto sobre el deterioro la calidad de imagen debido a la reducción de ambos parámetros de adquisición, fue menor en todos los casos para los fantomas representativos del paciente pediátrico en comparación con el adulto. El ruido medido en el fantoma de cabeza fue menor, en general sobre un 80%, para todas las combinaciones de voltaje y corriente de tubo evaluadas. Sumado a esto, el

aumento en el nivel de ruido al reducir estos parámetros es considerablemente menor en el paciente pediátrico, obteniendo incrementos de no más de un 55%, en contraste a un 145% observado en el adulto al variar el voltaje de 140 a 80 kVp. A la luz de estos resultados se hace injustificado no reducir estos parámetros al enfrentarnos a un examen de TC en niños.

Una contribución que aporta este estudio radica en el hecho de haber realizado mediciones de contraste para diversos materiales, de acuerdo a las posibilidades entregadas por el fantoma de densidad electrónica utilizado, y que simulan distintos tejidos del cuerpo humano de la región torácico-abdominal principalmente. Estos resultados se espera puedan constituir una importante fuente de datos para estudios posteriores en esta materia, además de complementar otros estudios disponibles en la literatura. Se puede observar que no existe un deterioro de la calidad de imagen desde el punto de vista del contraste de algunos tejidos como el hueso y las sustancias yodadas al reducir el voltaje de tubo, sino más bien un importante aumento de este con incrementos que superan el 45% al comparar 140 y 80 kVp. Por otro lado, y como se esperaba, no hubo variaciones del contraste de los distintos materiales al modificar la corriente de tubo, aludiendo principalmente a que no existe una modificación de la energía de los fotones presente en el haz de rayos. Este hecho nos muestra la factibilidad de realizar reducción de ambos parámetros sin deteriorar el contraste de la imagen.

Finalmente cabe recalcar el concepto de que las imágenes de la más alta calidad en Tomografía Computada no son esenciales para todos los objetivos diagnósticos, sino

más bien, el nivel de la calidad de imagen debe ser dependiente de estos. La correcta aplicación de los parámetros de adquisición como el voltaje y corriente de tubo de acuerdo a las dimensiones del paciente puede permitirnos obtener imágenes que mantengan su calidad diagnóstica sin entregar una cantidad de radiación innecesaria, debiendo ser esta la menor que sea posible alcanzar.

BIBLIOGRAFÍA.

1. FRIEDLAND, G “et al”. The Birth of CT. American Journal of Radiology. 167: 1365-1370. 1996
2. SEERAM, E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. 2^{da} edición. Philadelphia, W.B Saunders Company, 2001.
3. KOHL, G. The Evolution and State-of-the-Art Principles of Multislice Computed Tomography. Proceedings of the American Thoracic Society. 2: 470-476. 2005.
4. GOLDMAN, L. Principles of CT and CT Technology. Journal of Nuclear Medicine Technology. 35. 115-128. 2007.
5. KALENDER, W. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2nd edition. Erlangen, Publicis Corporate Publishing, 2005.
6. ROSSNER, W. y GRABMAIER, B.C. Phosphors for X-ray detectors in computed tomography. Journal of Luminescence. 48 & 49. 29-36. 1991.
7. RYDBERG, J “et al”. Multisection CT: Scanning Techniques and Clinical Applications. Radiographics. 20: 1787-1806. 2000.
8. GERBER, T. KUSO, N. MORIN, R. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. The International Journal of Cardiovascular Imaging. 21: 165-176. 2005.
9. GOLDMAN, L. Principles of CT: Multislice CT. Journal of Nuclear Medicine Technology. 36. 57-68. 2008.
10. UNSCEAR. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. United Nations, New York, 2000.
11. ICRP. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). ICRP Publication 102. Annals of the ICRP 37 (1). Pergamon Press, Oxford, UK, 2007.
12. ICRP. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Annals of the ICRP 30 (4). Pergamon Press, Oxford, UK, 2000.
13. GOLDING, S y SHRIMPTON, P. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? The British Journal of Radiology. 75: 1-4, 2002.
14. CLARKE, J “et al”. Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. The British Journal of Radiology. 73: 43-50, 2000.
15. PAGES, J. BULLS, N. OSTEAX, M. CT dose in children: a multicenter study. The British Journal of Radiology. 76: 803-811, 2003.
16. NRPB. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003, Review. National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 2005.

17. TSAPAKI, V. KOTTOU, S. PAPANIMITIYOU, D. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. The British Journal of Radiology. 74: 836-840, 2001.
18. BERDON, W.E. Risk and benefit in paediatric radiology. Pediatric Radiology. 28: 721-722, 1999.
19. BRENNER, D “et al”. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric. American Journal of Radiology. 176: 289-296, 2001.
20. McNITT-GRAY, M. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation Dose in CT Radiographics. 22: 1541-1553, 2002.
21. BRENNER, D. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. Pediatric Radiology. 32: 228-231, 2002.
22. MUHOGORA, W.E “et al”. Paediatric CT examinations in 19 Developing Countries: Frequency and Radiation Dose. Radiation Protection Dosimetry. ncq015: 1-10, 2010.
23. LINTON, O y METTLER, F. National Conference on Dose Reduction in CT, with Emphasis on Pediatric Patients. American Journal of Radiology. 181: 321-329, 2003.
24. EUROPEAN COMMISSION. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16260. Office for Official Publications of the European Communities. Luxemburgo, 1999.
25. ImPACT GROUP. The 11th “CT Technology, Dose and Performance” from ImPACT course 2007. <
<http://www.impactscan.org/slides/course07/courseslides07.htm>>
26. SIEGEL, M “et al”. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape. Radiology. 233: 515-522, 2004.
27. BOONE, J.M “et al”. Dose reduction in paediatric CT: A rational approach. Radiology. 228: 352-360, 2003.
28. WILTING, J.E “et al”. A rational approach to dose reduction in CT: Individualized scan protocols. European Radiology. 11: 2627-2632, 2001.
29. BARNES, J.E. AAPM Tutorial: Characteristics and Control of Contrast in CT. Radiographics. 12: 825-837, 1992.
30. NAGEL, H. CT Parameters that influence Radiation Dose. En: TACK, D y GEVENOIS, P.A. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography. Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007. pp. 51-79.
31. HUDA, W. SCALZETTI, E. LEVIN, G. Technique Factors and Image Quality as Functions of Patient Weight at Abdominal CT. Radiology. 217: 430-435, 2000.
32. BUSHONG, S. Manual de Radiología para Técnicos. Física, biología y protección radiológica. 8^{va} edición. Madrid, Elsevier España S.A, 2005.

33. ImPACT GROUP. 32 to 64 slice CT scanner comparison report. Version 13. Center of Evidence –based Purchasing, London, UK, 2005.
34. ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Implementación de la Normas Básicas de Seguridad Internacionales en las Prácticas Médicas. IAEA/ARCAL XLIX. Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y el Caribe, 2001.
35. ImPACT GROUP. Type Testing of CT Scanners: Methods and Methodology for Assesing Imaging Performance and Dosimetry. Evaluation Report MDA/98/25. Imaging Performance Assesment of CT Scanners, London, UK, 1998.
36. RIAL, A y VARELA, J. Estadística Práctica para la Investigación en Ciencias de la Salud. 2^{da} edición. La Coruña, Netbiblo S.L, 2008.
37. ÁLVAREZ, R. Estadística Aplicada a las Ciencias de la Salud. España, Ediciones Díaz de Santos, 2007.
38. PETRIE, A y SABIN, C. Medical Statistics at a Glance. UK, Blackwell Science Ltd, 2000.
39. McCOLLOUG, C “et al”. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. Radiologic Clinics of North America. 47(1): 27–40, 2009.

ANEXO

PROTOCOLO DE MEDICIÓN CTDI.

- a. Centrar y alinear el simulador de cabeza o cuerpo en el eje de rotación del gantry, cuidando de que los tres orificios queden alineados sobre el eje vertical.
- b. Posicionar la cámara de ionización en el centro del simulador, alineando el centro con el indicador luminoso (si la cámara dispone de capa de acrílico mantenerla para realización de la medida).
- c. Seleccionar una combinación kVp-mAs de acuerdo a esquema de medición.
- d. Realizar una adquisición en corte único en el centro del volumen sensible de la cámara.
- e. Registre la medida.
- f. Posicionar la cámara en cada uno de los orificios del simulador y repetir los pasos (d) hasta (e).

El cálculo de CTDI a partir de la medición de kerma en fantoma se realizará según las siguientes ecuaciones:

$$CTDI_{100,c} = R_c \times C \times f_c \times 0,9 \times \frac{L}{T} \quad \text{Ecuación 8}$$

$$CTDI_{100,p} = R_{prom} \times C \times f_c \times 0,9 \times \frac{L}{T} \quad \text{Ecuación 9}$$

$CTDI_{100c}$: Índice de Dosis medido en el centro del fantoma.

$CTDI_{100p}$: Índice de Dosis medio obtenido de las 4 posiciones periféricas del fantoma.

R_c : Lectura obtenida en el centro del fantoma.

R_{prom} : Promedio de lecturas obtenidas en la 4 posiciones periféricas del fantoma.

C: Factor de Calibración de la cámara de ionización.

f_c : Factor de conversión de unidades de exposición a dosis (0,00876 Gy/R. Si las lecturas fueron realizadas en submúltiplos de Gy el factor es 1.

0,9: Factor de conversión de kerma en aire para dosis absorbida en PMMA (mGy).

L: Longitud de la cámara de ionización.

T: Espesor total de corte.

El factor de calibración de cámara (C) se estableció de acuerdo al laboratorio secundario de la Comisión Chilena de Energía Nuclear CCHEN.