



UNIVERSIDAD
DE LA REPÚBLICA
URUGUAY

**Universidad de la República
Facultad de Química**

MAESTRÍA EN QUÍMICA

MARCEL JAVIER FREDERICO ALVAREZ

**ESTUDIO DE LA DOSIS DEPOSITADA POR RADIACIONES
IONIZANTES DE TOMOGRAFÍAS COMPUTARIZADAS EN
PACIENTES PEDIÁTRICOS**

Orientadores:

Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão Filho

Prof. Dr. Hugo Cerecetto

Montevideo 2019

Dedico este trabajo primeramente a Dios, a mis padres
y familia que han sido mi aliento en todo momento

Agradecimientos

Primeramente, agradezco a Dios por su ayuda y dirección en todo el tiempo de este Posgrado.

A mis orientadores, Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão y Prof. Dr. Hugo Cerecetto por su paciencia, dedicación, dirección y profesionalidad que me ha impulsado a terminar de buena forma este trabajo. Gracias por hacer posible esta oportunidad.

A mis padres Perla y José por su apoyo en cada meta que me propongo y por creer en mí, sus abrazos nunca me faltan.

A mi familia y amigos, seres especiales que me han motivado en todo momento. Gracias por cada uno de esos momentos que hemos vivido juntos.

A la MSc. Yolma Banguero, que ha sido mi tercera orientadora. Ha contribuido bondadosamente con su tiempo, conocimientos, consejos y recomendaciones. Gracias por darme el espacio para desarrollarme profesionalmente.

Al MSc. Gustavo Piriz por apoyarme durante estos dos años.

A los Licenciados Victor Ezquerria del Hospital de Clínicas, Pablo Gigirey del Hospital Pereira Rossell y Eduardo Peter del Hospital Británico por brindar de su tiempo en la toma de medidas. En especial gracias a cada uno de estos Servicios de Radiología por creer en este trabajo y darme el espacio.

A la Prof. Priscilla Santana del Centro de Imagem Molecular de la UFMG y MSc. Giovanni Paiva del Hospital Odilon Beherns por su disposición durante el desarrollo de este trabajo.

A Thessa Cristina Alonso, por su motivación y apoyo durante mi estadía en Brasil.

A todos mis compañeros del Centro de Investigaciones Nucleares y en especial a Joaquín Irigoyen compañero de la Unidad de Protección Radiológica, por su ayuda durante los días de medición.

Al Departamento de Engenharia Nuclear de la UFMG y compañeros de maestría, por ayudarme en mi estadía en Belo Horizonte. En especial al MSc. Mauricio Lardino por su orientación.

Finalmente agradezco a cada una de esas personas que siempre me apoyaron para que este proyecto tuviera éxito.

”La humanidad necesita hombres prácticos, que sacar el mayor provecho de su trabajo, y, sin olvidar el interés general, salvaguardar sus propios intereses. Pero la humanidad también necesita soñadores, para quienes el desarrollo de una tarea sea tan cautivante que les resulte imposible dedicar su atención a su propio beneficio”.

Marie Curie

Resumen

Los exámenes radiológicos son cada vez más utilizados en la clínica para análisis diagnóstico de distintos tipos de patologías. Estos exámenes tienen asociada una dosis que es recibida por el paciente. Además, los riesgos en la exposición a la radiación ionizante son distintos de acuerdo al grupo al que pertenezca el individuo. De acuerdo a la edad, es más radiosensible el grupo de niños en relación al de adultos por lo que se hace evidente la utilización de protocolos de diagnóstico especialmente diseñados para este tipo de pacientes. Estrategias de reducción de dosis son difíciles de implementar por causa de la falta de orientación adecuado sobre los exámenes de Tomografía Computarizada (TC) incluso teniendo aparatos que ofrecen la posibilidad de una adaptación de los parámetros de funcionamiento de acuerdo con el perfil físico del paciente y la aplicación de diagnóstico para el cual se destina el estudio.

Para la optimización de protocolos, el conocimiento de las distribuciones de dosis es importante cuando se desean modificar los parámetros de adquisición. En este trabajo fue utilizado un fantoma de tórax de PMMA de dos años de edad, con aberturas que permiten observar la dosis en cinco regiones. En cinco aparatos de TC, tres de marca General Electric (128, 64 y 4 canales) y dos Siemens (64 y 2 canales), la región central del fantoma fue irradiada de forma de obtener las dosis utilizando cámaras tipo lápiz. Películas radiocrómicas fueron posicionadas en la periferia y en la región central del fantoma para ser irradiadas con diversos protocolos helicoidales de forma de observar las distribuciones de dosis en cada una de estas regiones, luego de que las películas fueran procesadas. Los resultados permitieron comparar los valores de los índices de dosis obtenidos con cámara de ionización con los perfiles longitudinales de variación de dosis registrados en las películas. El tomógrafo 1 fue el que generó mayores valores de dosis mientras que el tomógrafo 3 fue el que generó menores valores de dosis.

A través del análisis de los resultados, fueron sugeridos tres protocolos optimizados para el tomógrafo 1, uno para el tomógrafo 2, tres para el tomógrafo 3, 1 para el tomógrafo 4 y dos para el tomógrafo 5.

Para las adquisiciones pediátricas de niños de 2 años tensiones menores a 120 kV son las más recomendables. En caso de existir las tensiones 100 kV y 80 kV, éstas son las más recomendables. Las utilizaciones de estos protocolos optimizados para niños de 2 años de edad, pueden generar dosis entre 2.42 mGy y 8.48 mGy para un mismo tipo de examen dependiendo de la tecnología disponible, considerando que van generar imágenes con el mismo objetivo diagnóstico.

Abstract

Radiological exams are increasingly used in the clinic for diagnostic analysis of different types of pathologies. These tests are associated with a dose that is received by the patient. In addition, the risks in exposure to ionizing radiation are different according to the group to which the individual belongs. According to age, the group of children is more radiosensitive in relation to that of adults, so the use of diagnostic protocols specially designed for this type of patients is evident. Dose reduction strategies are difficult to implement because of the lack of adequate guidance on CT exams even having technologies that offer the possibility of adapting the parameters according to the physical profile of the patient and the diagnostic application for which the study is intended

For protocol optimization purposes, the information of dose distributions is important in order to modify the acquisition parameters. In this work, a two-year-old PMMA chest phantom was used, with openings that allow dose observation in five regions. In five CT scanners, three General Electric (128, 64 and 4 channels) and two Siemens (64 and 2 channels), the central region of the phantom was irradiated in order to obtain the doses using pencil-type cameras. Radiochromic films were positioned in the periphery and in the central region of the phantom to be irradiated with various helical protocols in order to observe the dose distributions in each of these regions, after the films were processed. The results allowed comparing the values of the dose indices obtained with ionization chamber with the longitudinal profiles of dose variation recorded in the films. Tomograph 1 has generated the higher dose values while the tomograph 3 has generated the lower dose values.

Through the analysis of the results, three optimized protocols were suggested for tomograph 1, one for tomograph 2, three for tomograph 3, 1 for tomograph 4 and two for tomograph 5.

For pediatric examinations of 2 years old children voltages less than 120 kV are the most recommendable. In case of existing voltages of 100 kV and 80 kV, these are the most recommendable. The uses of these protocols optimized for children of 2 years old, can generate doses between 2.42 mGy and 8.48 mGy for the same type of examination depending on the available technology, considering that they will generate images with the same diagnostic objective.

Contenido

1. Introducción.....	9
1.1 Relevancia del tema.....	10
1.1.1 Situación en Uruguay.....	14
1.2 Objetivos.....	15
1.2.1 Objetivo Principal.....	15
1.2.2 Objetivos específicos	15
1.2 Organización del trabajo.....	16
2. Fundamentación teórica	18
2.1 Evolución de la tomografía computarizada por rayos X.....	18
2.2 Parámetros de control en TC	22
2.2.1 Tensión de alimentación del tubo de rayos X.....	22
2.2.2 Corriente eléctrica del tubo de rayos X.....	23
2.2.3 El factor de pitch	24
2.3 Generación de Imagen en TC	25
2.3.1 Reconstrucción de la imagen.....	29
2.3.2 Unidades Hounsfield	30
2.4 Dosimetría en tomografía computarizada.....	31
2.4.1 Magnitudes dosimétricas y unidades de medida.....	32
2.4.1.1 Kerma y tasa de kerma	32
2.4.1.2 Energía impartida.....	33
2.4.1.3 Dosis absorbida.....	33
2.4.2 Cantidades dosimétricas para dosimetría en tomografía computarizada.....	34
2.4.2.1 Índice de kerma en aire	34
2.4.2.2 Índice de kerma en aire ponderado.....	37
2.4.2.3 Índice de kerma en aire - PMMA volumétrico	38
2.4.2.4 Producto kerma -longitud.....	39
2.4.2.5 Dependencia de la dosis con los parámetros de adquisición de imagen.....	40
2.5 Cámaras de ionización	41

2.6	Dosimetría con películas radiocrómicas	44
2.7	Calidad de imagen en Tomografía Computarizada	46
2.7.1	Resolución de bajo contraste.....	47
2.7.2	Ruido.....	47
2.7.3	Resolución espacial.....	48
2.7.4	Evaluación de la calidad de imagen.....	49
2.7.5	Relación de los parámetros técnicos de tomografía con los índices de dosis.....	50
2.7	Fantomas utilizados en Tomografía Computarizada.....	51
2.8	Tomografía Computarizada de doble energía (TCDE).....	51
2.9	Análisis de incertidumbre	53
2.9.1	Incertidumbres tipo A.....	54
2.9.2	Incertezas tipo B.....	54
2.9.1.	Incertidumbres combinadas y expandidas	55
3.	Metodología	56
3.1	Tomógrafos computarizados utilizados.....	56
3.2	Maniqués utilizados.	57
3.3	Instrumentación dosimétrica.....	59
3.3.1.	Cámara de ionización tipo lápiz.....	60
	Fuente: (Tomado de [69])	62
3.3.2.	Mediciones con cámara de ionización.....	62
3.3.3.	Formalismo dosimétrico.....	63
3.3.4.	Medidas con películas radiocrómicas	66
3.3.5.	Digitalización de las películas radiocrómicas	68
3.4	Protocolos de adquisición.....	71
3.4.1.	Protocolos optimizados	74
3.5	Análisis de calidad de imagen.....	75
4.	Resultados con cámara de ionización	77
4.1	Valores de C_a , PMMA , 100	77
4.1.1.	Tomógrafo 1.....	77
4.1.2.	Tomógrafo 2.....	80
4.1.3.	Tomógrafo 3.....	82
4.1.4.	Tomógrafo 4.....	84

4.1.5.	Tomógrafo 5.....	86
4.1.6.	Análisis de la distribución de los valores máximos y mínimos de dosis locales.....	87
4.2	Valores de C_a , PMMA , w	88
4.3	Variación de las dosis en función de la tensión del tubo.....	90
4.4	Comparación de los valores de C_a , PMMA , 100 para los tomógrafos 1 y 3.....	91
5.	Resultados con películas radiocrómicas.....	94
5.1	Tomógrafo 1.....	94
5.2	Tomógrafo 2.....	97
5.3	Tomógrafo 3.....	100
5.4	Tomógrafo 4.....	104
5.5	Tomógrafo 5.....	107
5.6	Discusión de los resultados con películas radiocrómicas.....	110
5.7	Conclusiones del capítulo.....	113
6.	Optimización de protocolos.....	115
6.1	Tomógrafo 1.....	115
6.2	Tomógrafo 2.....	117
6.3	Tomógrafo 3.....	118
6.4	Tomógrafo 4.....	119
6.5	Tomógrafo 5.....	120
6.6	Discusión.....	122
7.	Conclusiones del trabajo.....	124
	Anexo 1 - Incertidumbres.....	127
	Anexo 2 - Curvas de calibración para las películas radiocrómicas.....	131
	Anexo 3 - Caracterización del escáner utilizado en Uruguay.....	133
	Anexo 4 - Caracterización de la cámara de ionización PTW 30009.....	136
	Anexo 5 - Perfiles de dosis obtenidos con tecnología “Dual Energy”.....	138
	Anexo 6 - Participación en eventos y publicaciones.....	141
	Bibliografía.....	142

1. Introducción

Los avances tecnológicos que utilizan radiación ionizante para la formación de la imagen diagnóstica médica son producto de la investigación de distintas disciplinas como son las ciencias básicas, la medicina y la ingeniería. Estas tecnologías han generado un aumento cada vez mayor del número de aplicaciones clínicas en el diagnóstico y el tratamiento de las enfermedades humanas lo cual ha conducido a un uso extendido de estas tecnologías en todo el mundo teniendo un impacto positivo en el diagnóstico médico de la población mundial y en especial en la pediátrica [1], [2].

Dentro de estas tecnologías se encuentra la tomografía computada (TC), la cual es una técnica de imagen que utiliza un haz de rayos X para obtener imágenes seccionales de cortes anatómicos. En lugar de obtener una imagen de proyección, como la radiografía convencional, la TC obtiene una secuencia de imágenes seccionales de un volumen al efectuar la fuente de rayos X y los detectores de radiación movimientos de rotación alrededor del cuerpo.

El uso de la TC como técnica y en especial en pacientes pediátricos ha crecido en las últimas dos décadas. El desarrollo de las tecnologías asociadas a esta técnica que posibilitan el aumento de la velocidad de adquisición de datos, la eficiencia y la precisión en la representación de las estructuras que se desean observar trajo un aumento del uso de la misma siendo incuestionable su valor clínico en el diagnóstico de las enfermedades y lesiones pediátricas. Sin embargo el uso inapropiado o excesivo de estas tecnologías puede dar lugar a exposiciones innecesarias

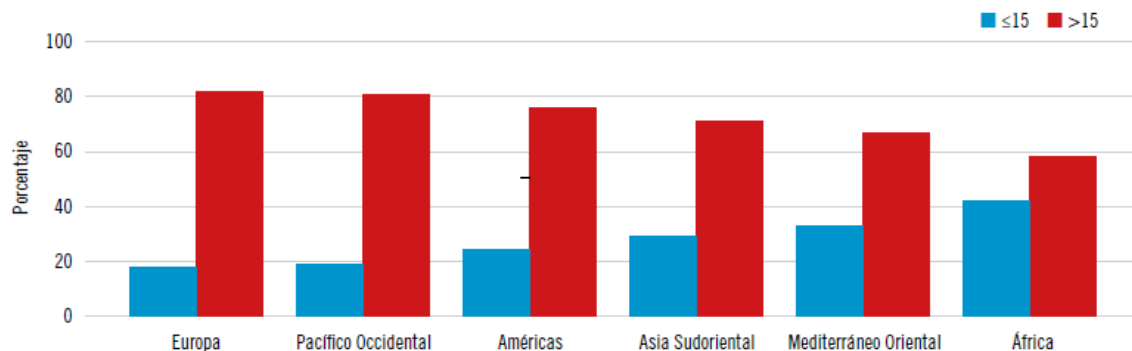
que aumenten los riesgos y no aportan beneficios adicionales a los pacientes [3], [4].

1.1 Relevancia del tema

La TC representa aproximadamente un 6% de todas las pruebas diagnósticas médicas que se realizaron en el mundo entre 1997 y 2006 y supuso un 43% a la dosis total resultante de dichos procedimientos [5]. En el año 2000, los exámenes de TC contribuían en un 34% a la dosis total colectiva [6]. Además, según la UNSCEAR en el año 2010, un 11% de todos los exámenes que se realizan anualmente en Estados Unidos se llevan a cabo en niños [7]. Otro estudio realizado en 101 instalaciones en 19 países en vías de desarrollo en África, Asia y Europa del Este reveló que, de media, la frecuencia de TC pediátricas era del 20, 16 y 5% del total de TC respectivamente [8].

En la Figura 1.1,1, se ilustra el porcentaje de población menor a 15 años de edad, en comparación con el resto de la población en las seis regiones de la Organización Mundial de la Salud [5].

Figura 1.1.1. Porcentaje de población menor de 15 años de edad, en comparación con el resto de la población.



Fuente: (Tomado de [9])

Los porcentajes mostrados no son para nada despreciables, y si a esto le sumamos que existe un crecimiento exponencial en la técnica desde hace dos décadas siendo la TC la modalidad de imagen pediátrica que más ha crecido, la protección radiológica es fundamental dado la mayor radionsensibilidad de los pacientes pediátricos a las radiaciones ionizantes (RI). Respecto a esto, en EUA, en 2011 se han efectuado 85 millones de exámenes de TC donde 5 a 11% de los mismos han sido realizados en pacientes pediátricos [10]. Este crecimiento se debe varios factores, entre ellos: la rapidez para el diagnóstico y mejor acceso a los aparatos de TC pero también, el desconocimiento del concepto de dosis de radiación y los riesgos asociados al uso de las mismas, la falta de justificación debida a información clínica insuficiente, incorrecta o confusa, la falta de seguridad en el diagnóstico clínico o dependencia de los procedimientos de imagen, peticiones del cliente generando la llamada *Medicina defensiva*, la actuación en base a experiencias personales o anecdóticas no contrastadas con casos médicos empíricos, entre otras causas [9].

Las RI pueden inducir dos tipos efectos: los efectos estocásticos y los efectos determinísticos. A pesar de que el cuerpo humano cuenta con mecanismos de reparación del ADN muy potentes, la exposición a la radiación puede provocar la transformación no letal de las células. Si no se retiran las células transformadas, después de un período de latencia considerable podrían volverse malignas. Estos son los mencionados efectos estocásticos, en cambio los efectos determinísticos suceden cuando se supera un umbral de dosis determinado [9].

Para efectos de protección radiológica, se asume una relación lineal entre la exposición y el riesgo a desarrollar cáncer, sin que exista un valor umbral por debajo del cual el riesgo sea cero. En base al modelo lineal sin umbral (LSU), se estima que

la probabilidad de desarrollar cáncer aumenta con las dosis de radiación, incluso para pruebas radiológicas de imagen de baja dosis. Sin embargo, el riesgo de desarrollar cáncer como resultado de bajas dosis de radiación como las correspondientes pruebas radiológicas no se conoce con exactitud [11], [12]. A falta de tal información se trata de limitar la exposición al individuo de forma que se cumplan los principios de optimización y justificación como lo establece el ICRP - International Commission on Radiological Protection, recomendaciones del año de 2007 [13]. Esto conlleva a la optimización de todos los protocolos de diagnóstico y la justificación de los estudios repercutiendo en el número de estudios realizados.

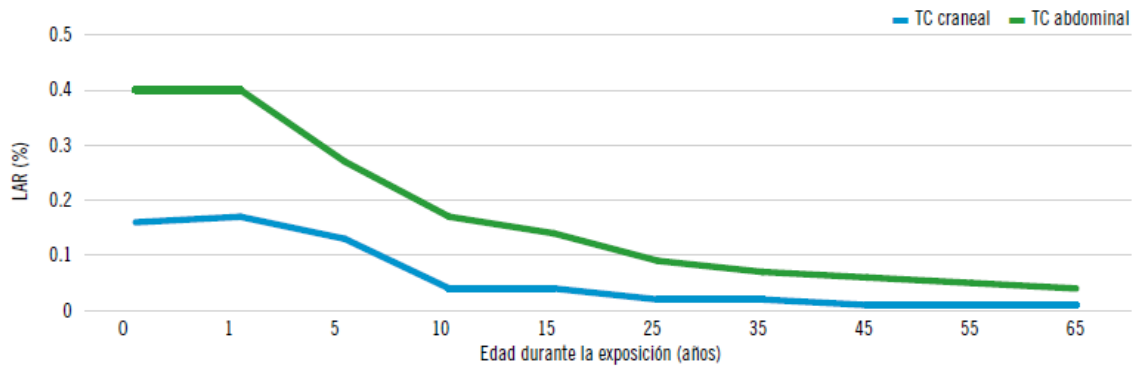
Todas las personas tienen probabilidad de desarrollar cáncer (incidencia) y esto se conoce como el *riesgo base a lo largo de la vida* (LBR, por su sigla en inglés). El riesgo adicional de incidencia prematura o mortalidad debido al cáncer atribuible a la exposición radiológica es conocido como riesgo atribuible a lo largo de la vida (LAR, por su sigla en inglés). El LAR es un valor basado en la edad y el sexo que se calcula a partir de modelos de riesgo basados en estudios epidemiológicos [5].

En la Figura 1.1.2, se expresa el riesgo atribuible a lo largo de la vida de incidencia de cáncer asociado a la exposición a radiaciones durante TC de cráneo y abdominales, en función de la edad de exposición, elaborado a partir del promedio por sexo. Se presentan este tipo de estudio dado que son los más utilizados.

Una LAR de 0.1% implica que el riesgo equivale a 1 de cada 1000 individuos. Puede verse claramente que cuanto menor es la edad, mayores son los valores porcentuales de LAR, dado la mayor radiosensibilidad de los individuos a temprana edad. Es así que para un LAR de 0.1% el nivel aproximado de riesgo adicional de muerte por cáncer sería de 1 en 1000, la clasifica-

ción de riesgo sería moderado, el porcentaje de LBR sería 20 y la suma LBR + LAR sería de un 20.20% [14], [15].

Figura 1.1.2. Riesgo atribuible a lo largo de la vida de incidencia de cáncer asociado a la exposición a radiaciones durante TC de cráneo y abdominales.



Fuente: (Tomado de [9])

Respecto a la Incidencia de cáncer adicional asociada a pruebas radiológicas en niños en comparación con el riesgo de cáncer base según promedio de franjas de edad y sexo, la TC torácica en la población pediátrica estadounidense tiene una probabilidad de incidencia de cáncer LBR + LAR de un 42.15% donde la categoría del riesgo es propuesta como baja [16].

En primer lugar, el problema no se encuentra en el riesgo, sino en el número de TC realizadas. Por ejemplo, un estudio explica que un tercio de los niños sometidos a TC se han realizado tres o más exámenes de TC [17]. El riesgo puede ser clasificado como bajo, pero la cantidad de estudios aumenta la probabilidad de ocurrencia de cáncer en pacientes pediátricos. En segundo lugar, la dosis del estudio debe ser *tan baja como razonablemente sea posible*. Esto es, el equilibrio que debe existir entre dosis y calidad de imagen, esto es logrado mediante la optimización de protocolos.

1.1.1 Situación en Uruguay

Los niveles de referencia en radiodiagnóstico (NRD) son de alguna forma niveles de investigación de la dosis, en radiología diagnóstica e intervencionista, o de actividad administrada, en medicina nuclear [18]. Los NRD son definidos para pruebas habituales y grupos de pacientes de tamaño normal como herramientas para la optimización y el control de calidad. Dado la variación en tamaño en pacientes pediátricos, es necesaria la incorporación de estos niveles según la edad. [9]

Los NRD en tomografía vienen dados en función de los valores de dos índices de dosis, el Volumetric Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$) y el Dose Length Product (DLP), siendo reportados en mGy y $mGy.cm$, respectivamente. Los NRD entonces suelen presentarse en función del peso y la edad y son un requisito de seguridad básico, dado que establecen limitantes de dosis para cada técnica radiológica. [9]

En Uruguay no existen NRD para TC, ni tampoco trabajos científicos para la implementación de NRD locales o nacionales. Respecto a la optimización de protocolos, solo existen los trabajos que han sido publicados mediante este trabajo de Tesis de Maestría. Finalmente, existen escasos trabajos del reporte de dosis en TC, por ejemplo el de Servente et al., 2018, basados en el reporte de dosis que establece el tomógrafo (sin mediciones previas) y concluyendo que la cantidad de repeticiones de exámenes de TC en un grupo de pacientes es alto, lo cual como fue comentado anteriormente, puede aumentar la probabilidad de

inducción de cáncer en individuos [19]. Sin embargo, este trabajo no está dedicado a los pacientes pediátricos y solo se reduce al estudio en un hospital. Cabe mencionar que en Brasil donde se han realizado experimentos para este trabajo, se han establecido NRD por distintos grupos de investigación, sin embargo tampoco existen NRD oficiales.

Finalmente, la OMS en su reporte de 2015, en Uruguay existen 13,9 tomógrafos por millón de habitantes [20], no existiendo una normativa sobre el control de calidad de los tomógrafos ni tampoco una normativa definida para la autorización del uso de estos aparatos por parte de los Licenciados en Imagenología. Tampoco se encuentra definida la figura del Físico Médico como profesional que garantice la calidad y la optimización de la técnica.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Principal

Estudiar las dosis absorbidas generadas en exámenes de TC de tórax utilizando un objeto simulador de niño de 2 años con proposición de la optimización de protocolos de adquisición.

1.2.2 Objetivos específicos

- Caracterizar las dosis en exámenes de TC en la región torácica empleando un fantoma pediátrico correspondiente a un paciente de dos años de edad;
- Medir los índices de dosis en TC para distintos equipos;
- Estudiar los perfiles de dosis en TC utilizando películas radiocrómicas;

- Evaluar las dosis entre los diferentes protocolos que se utilizan para los pacientes pediátricos;
- Evaluar protocolos de rutina en servicios radiológicos correlacionando con la tecnología de los equipos utilizados;
- Proponer nuevos protocolos de adquisición para la reducción de la dosis absorbida, respetando los principios de radioprotección, sin comprometer la calidad de la imagen de diagnóstico.

1.2 Organización del trabajo

Este trabajo está dividido en 7 capítulos. La introducción incluye la estructura general del trabajo, los objetivos y la relevancia del tema a abordar.

El capítulo 2 presenta la fundamentación teórica a ser utilizada para el desarrollo de este proyecto: características de los aparatos de TC, la formación de la imagen, las principales magnitudes físicas involucradas en dosimetría y como la dosis absorbida por el paciente varía según los parámetros utilizados en la técnica, en especial aplicadas a TC. También es descrita la composición e importancia de las películas radiocrómicas y el funcionamiento de las cámaras de ionización.

El capítulo 3 presenta la metodología y los materiales utilizados para de la parte experimental del trabajo. Es caracterizado el maniquí desarrollado para representar el tórax de un niño de dos años a ser utilizado, la instrumentación para dosimetría utilizada en los experimentos (cámara de ionización y películas radiocrómicas). También son presentados los protocolos de adquisición de datos para la obtención de los índices de dosis, para la irradiación de las películas radiocrómicas y para el desarrollo de protocolos optimizados, así como el procedimiento

de evaluación de la calidad de imagen. Finalmente es presentada la metodología de análisis de las películas radiocrómicas.

En los capítulos 4, 5 y 6, son presentados los resultados experimentales. En el capítulo 4 describen los resultados obtenidos mediante cámara de ionización, en el 5 los obtenidos con películas radiocrómicas y en el 6 los protocolos optimizados propuestos. Los resultados son analizados de acuerdo a los objetivos planteados en este trabajo.

En el capítulo 7, son presentadas las conclusiones del trabajo y las proyecciones de la continuación del trabajo en investigaciones futuras.

2. Fundamentación teórica

2.1 Evolución de la tomografía computarizada por rayos X

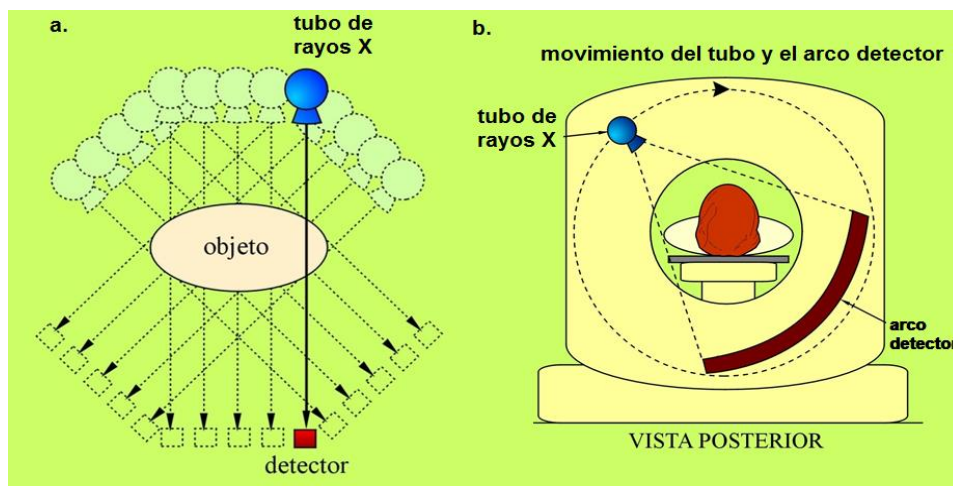
El ingeniero electricista Sir Godfrey Newbold Hounsfield en julio de 1972 publicó un artículo en la Revista British Journal of Radiology, donde describía una técnica basada en rayos X, llamada tomografía computarizada (TC) que utilizaba métodos matemáticos que Allan MacLeod Cormack había desarrollado una década antes [21] [22]. El método de Hounsfield dividía la cabeza en varias tajadas, cada una de las cuales era irradiada por sus bordes. De esta manera, la radiación podía ser confinada dentro de una misma porción. A diferencia de la técnica convencional de rayos X, la información obtenida no se veía afectada por variaciones del material, que se presentaban a ambos lados de la tajada en cuestión [23] [24]. Hounsfield con esta técnica, buscaba superar tres limitaciones evidentes en la radiología convencional: la imposibilidad de mostrar en una imagen radiológica bidimensional toda la información anatómica tridimensional, debido a la superposición de las estructuras en la imagen que se obtenía; la limitada capacidad para distinguir tejidos blandos y la imposibilidad de cuantificar densidades de tejidos [25] [26].

Las primeras imágenes de tomografía tenían una muy baja resolución, y eran muy ruidosas, utilizaban una matriz de 80x80 píxeles y se necesitaba de tiempos largos para la obtención de las mismas. El primer escáner comercial fue lanzado a la venta en 1973 y a pesar de las imágenes que producía de baja resolución espacial, significó una revolución en el campo de la radiología. El tiempo de adquisición superaba las 24 horas [25] [27] [28].

Los tomógrafos de primera generación (de haces tipo *pen-cil beam*) producían rayos paralelos gracias a un movimiento de traslación del tubo de rayos X a lo largo del objeto y este proceso se repetía en pequeños incrementos angulares hasta barrer 180° (Fig 2.1.1.a) [29]. Los equipos de segunda generación funcionaban bajo un principio similar de traslación-rotación, sin embargo podían realizar las exploraciones de forma más rápida ya que contaban con mayor número de detectores y un tubo de rayos X que generaba el haz de fotones en abanico [29].

La búsqueda de aumentar la velocidad de adquisición de las imágenes hizo que se eliminara el movimiento de traslación y es así que en 1976 aparecen los escáneres de tercera generación. En este tipo de tomógrafos el tubo de rayos X y la fila de detectores rotan simultáneamente, cubriendo el paciente con un haz de rayos X en forma de abanico (*fan beam*). Los prototipos de tercera generación (Fig. 2.1.1.b) contaban con arreglos de detectores (unidimensionales) de hasta 250 y permitían tiempos de adquisición de sólo 5 segundos. A pesar de una ganancia considerable en los tiempos de adquisición, esta geometría presentaba el problema de contar con un tubo de rayos X firmemente unido a los detectores provocando que cada detector sólo mida los rayos que pasan a una distancia específica del centro de rotación, dependiendo de la ubicación del detector en el arreglo. Cualquier error en la calibración de cada detector con respecto a los demás, se retro-proyectaba a lo largo de estos rayos y resultaba en la formación de un artefacto en forma de anillo en las imágenes obtenidas. Otro problema era la dispersión de rayos X que se producía por las proyecciones en forma de abanico del sistema [27] [29].

Figura 2.1.1. Representación esquemática de las generaciones de tomógrafos. a. funcionamiento del tomógrafo de primera generación. b. tomógrafo de tercera generación.

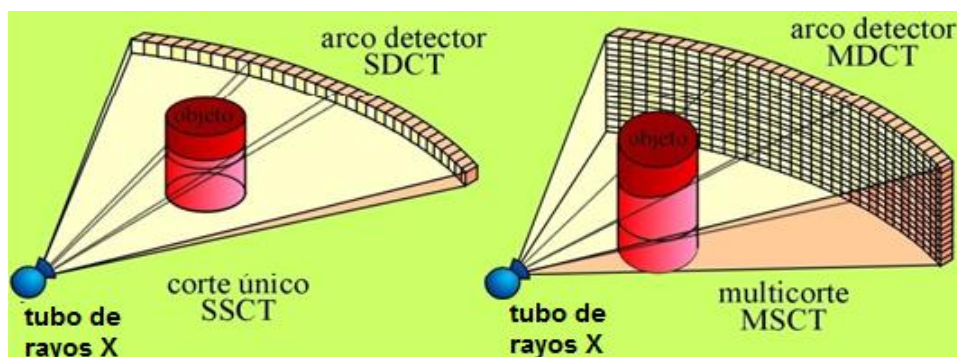


Fuente: (Adaptado de [6])

Los aparatos de CT actualmente utilizan la arquitectura tubo y arco detector de tercera generación con escaneo helicoidal. El surgimiento de los aparatos helicoidales fue producto del deseo de disminuir los tiempos de adquisición y aumentar las aplicaciones diagnósticas. En este tipo de adquisición, el tubo de rayos X y el arco detector giran dentro del gantry alrededor del paciente y la mesa se mueve ininterrumpidamente sincronizada con el movimiento del tubo, entonces el tubo de rayos X describe una trayectoria helicoidal en relación al paciente [30].

Los equipos de tomografía computarizada con arcos multi-detectores (Multiple Detector Computed Tomography - MDCT) poseen arcos con más de una hilera de detectores, como es presentado en la Fig. 2.1.2. Cuando el tubo de rayos X gira en torno al paciente, son capturadas informaciones de más de una rebanada anatómica y por eso son llamados aparatos multi-corte.

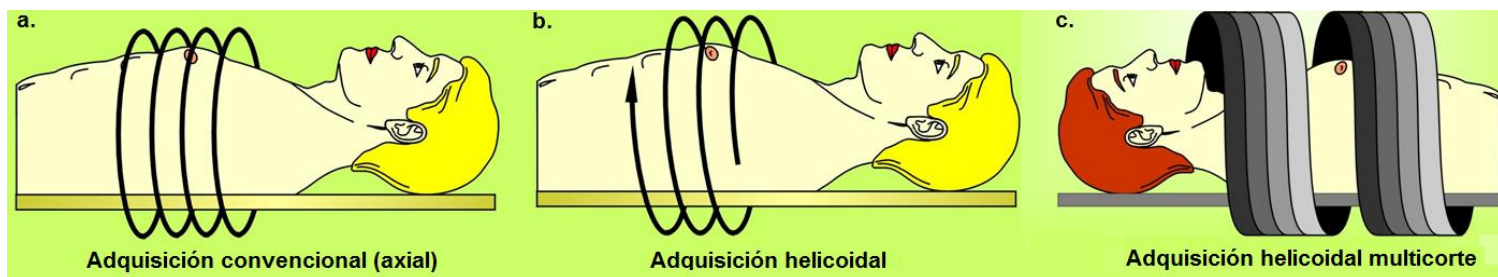
Figura 2.1.2. Comparación de la tomografía de corte único con la multicorte.



(Fuente: Adaptado [6])

Los aparatos helicoidales multi-corte combinan el funcionamiento de los aparatos helicoidales con arcos multi-corte haciendo que los estudios sean realizados en algunos segundos [31] [32]. La Fig. 2.1.3 muestra la trayectoria del haz de rayos X en distintos modos de adquisición de imágenes, a saber: modo axial (izquierda), modo helicoidal (centro) y modo helicoidal multicorte (derecha).

Figura 2.1.3. Trayectoria del tubo de rayos X en distintos modos de adquisición. (a) Modo Axial (b) Modo Helicoidal (c) Modo Helicoidal multicorte



Fuente: (Adaptado de [6])

2.2 Parámetros de control en TC

Los principales parámetros de control de la TC son la tensión (kV) de alimentación del tubo de rayos X, la corriente eléctrica del tubo de rayos X (mA), el tiempo de rotación del tubo, la colimación del haz, y la velocidad del desplazamiento de la mesa. Todos esos factores están definidos en los protocolos automáticos de escaneo y las posibilidades de variar los mismos en mayor o menor grado dependen del equipo [6].

2.2.1 Tensión de alimentación del tubo de rayos X

El rango de voltajes disponibles para los tubos de rayos X está entre 80 kV y 140 kV donde en general los tomógrafos permiten escoger cuatro valores de voltaje posibles en este rango. El valor de voltaje de tubo va a definir la energía media del haz de rayos X y consecuentemente su penetración.

Valores mayores de tensión implican haces más penetrantes y estos deben ser utilizados para obtener imágenes de calidad de objetos de mayor diámetro, o de tejidos densos. Sin embargo, esto genera una pérdida de resolución de contraste en la imagen de los tejidos de menor densidad además de un desgaste del tubo de rayos X. Otro problema asociado al aumento de la tensión es el aumento dosis de radiación depositada en el paciente [25].

2.2.2 Corriente eléctrica del tubo de rayos X

La corriente del tubo de rayos X está relacionada directamente con el flujo de fotones producidos, y por ende por la intensidad del haz de rayos X. En los aparatos de TC las corrientes producidas en el tubo de rayos X pueden variar desde 25 hasta 700 mA. Si se aumenta la corriente del tubo son producidos un mayor número de fotones haciendo que una mayor cantidad de estos alcanzan los detectores luego de la atenuación del haz en las regiones anatómicas a ser estudiadas, lo cual hace que la imagen sea de mejor calidad y esto implica también una mayor dosis de radiación recibida por el paciente [6] [33] [25].

Usualmente, es común usar el miliamper-segundo (mA.s) además de la tensión para referirse a un protocolo específico en TC. El mA.s es la unidad de la llamada carga del tubo, y ésta magnitud es calculada como el producto entre la corriente de tubo y el tiempo de rotación del mismo. De este concepto se puede deducir que si se mantiene una carga constante en el tubo de rayos X pero se disminuye el tiempo de rotación de forma de aumentar la rapidez del escaneo es necesario aumentar la corriente del tubo aumentando la temperatura del mismo y conllevando un mayor desgaste. La corriente de tubo puede ser variada desde 25 mA hasta 700 mA en los modelos más recientes. En virtud de lo anterior expresado, es necesario un sistema enfriamiento forzado que permita funcionar al tubo de forma segura [6] [33] [34].

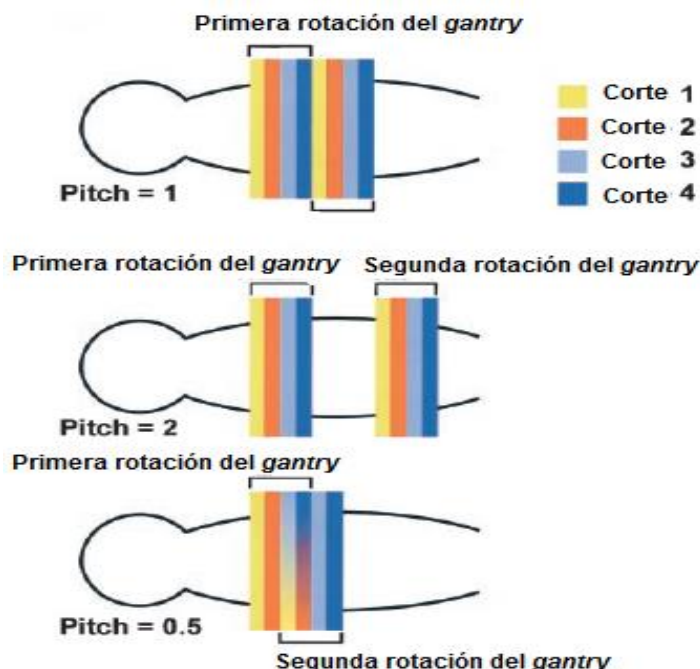
2.2.3 El factor de pitch

El factor de pitch está definido para escaneos helicoidales como (Ec. 2.1):

$$p = \frac{d}{N \cdot T} \quad (2.1)$$

Donde d es la distancia recorrida por la mesa (o avance) por rotación del tubo de rayos X, N el número de cortes y T el espesor de corte ($N \neq 1$ siempre para MDCT). Esta relación es importante ya que pone de manifiesta la cantidad de veces que el tubo de rayos X gira sobre un ancho de colimación. Para $\text{pitch}=1$ se tiene (figura 2.2.1) que lo que la mesa avanza por rotación es igual a un ancho de colimación dando la idea que el anillo detector estará recibiendo exactamente una y sólo una vez información sobre un corte de la región anatómica que se desea estudiar. Un valor de $\text{pitch}<1$ conlleva irradiación de la totalidad del corte anatómico aumentando la calidad de imagen, pero también la dosis que recibe el paciente, ya que el tubo de rayos X girará más de una vez alrededor de cada corte anatómico. Finalmente, un $\text{pitch} >1$ da como resultado que el volumen anatómico definido por el ancho de colimación no sea totalmente irradiado, debiendo así haber una interpolación de datos entre información de regiones anatómicas vecinas para construir la imagen. Valores de pitch menores a la unidad generan disminución en la dosis del estudio [35] [36].

Figura 2.2.1. Diferentes valores del factor pitch y su implicancia en el estudio de tomografía.



Fuente: (Adaptado de [36])

2.3 Generación de Imagen en TC

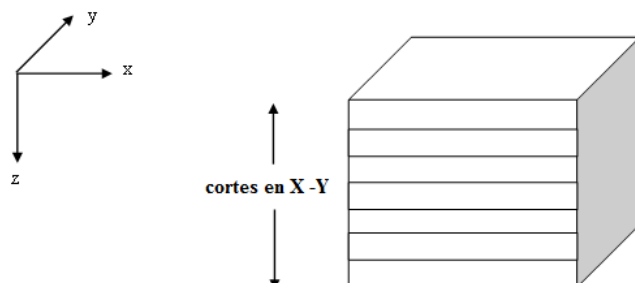
Por medio de radiografías convencionales se obtienen imágenes bidimensionales de regiones anatómicas tridimensionales, dado que estas regiones son proyectadas en el plano detector. Mientras que una radiografía convencional puede ser útil para muchas aplicaciones diagnósticas, no provee información tridimensional tanto cualitativa como cuantitativa sobre las regiones anatómicas y las patologías asociadas a estas, las cuales son necesarias para el diagnóstico y el tratamiento de las mismas. Por ejemplo, el tamaño de un tumor y su estructura tridimensional es importante para propósitos diagnósticos y terapéuticos.

También una fractura en un hueso requiere información tridimensional para un mejor tratamiento. Otros ejemplos incluyen imágenes tridimensionales del corazón y del cerebro. Combinando proyecciones bidimensionales usuales en radiografía convencional con geometría de escaneo tridimensional y algoritmos de procesamiento de imágenes, la tomografía computarizada provee herramientas útiles y sofisticadas para la obtención de imagen en radiología diagnóstica y su aplicación en protocolos intervencionistas [37]. El principio básico para la obtención de imágenes por tomografía computarizada es el mismo que utilizada la radiografía digital. Los rayos X que son transmitidos a través del cuerpo son colectados por una serie de detectores para medir la atenuación total de estos rayos a lo largo del camino del haz. Asumiendo un objeto tridimensional que será dividido en cortes bidimensionales y una fuente de rayos X alineada con el arreglo de detectores (figura 2.3.1) donde el par fuente – detector se traslada para cubrir cada una de las rebanadas que se desean observar, la intensidad del haz de radiación paralelo a la dirección x para una coordenada específica en la dirección y , $I_{out}(x, y, z)$, estará dada por la ecuación de Lambert – Beer (Ec. 2.2):

$$I_{out}(x, y, z) = I_{in}(x, y, z)e^{-\int \mu_{x,y,z} dx} \quad (2.2)$$

donde $I_{in}(x, y, z)$ es la intensidad de entrada en la superficie de la región que se desea estudiar y $\mu_{x,y,z}$ el coeficiente de atenuación lineal, el cual es definido como la probabilidad que una partícula individual interaccione en una unidad de espesor (generalmente expresado en cm^{-1}) [25] [37].

Figura 2.3.1. Representación de un objeto tridimensional como una sucesión de cortes bidimensionales expresados en las direcciones x e y .



Fuente: (Adaptado de [37])

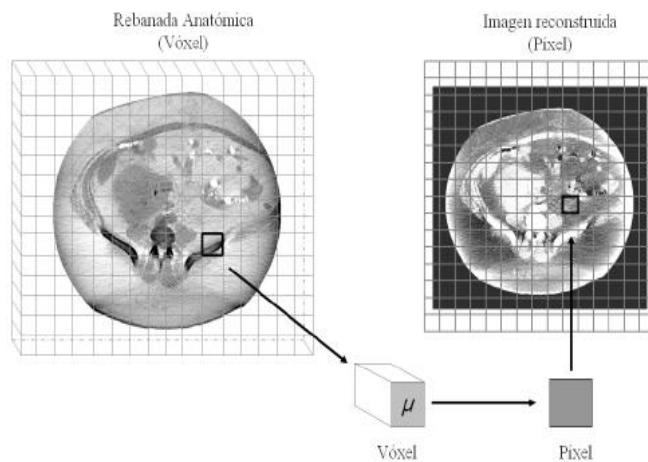
La integración es hecha sobre el camino del haz. La intensidad relativa se puede expresar como una suma discreta de las atenuaciones (Ec. 2.3):

$$p(x) = \int \mu(s)ds \approx \sum \mu_i ds = \ln \left(\frac{I_{in}}{I_{out}} \right) \quad (2.3)$$

donde s representa la línea que define el camino del haz [25] [37]. La reconstrucción en TC significa derivar el mapa de atenuaciones para dichas intensidades relativas. Para un ángulo dado, se llamará proyección $p(x)$ al logaritmo del cociente de intensidades entrantes (I_{in}) y salientes (I_{out}) (Ec. 2.2). Esta proyección tiene la información de todos los coeficientes de atenuación a la largo de una línea. Una imagen en TC entonces, está compuesta por una matriz de pixeles directamente relacionada con una matriz tridimensional de coeficientes de atenuación (vóxeles) a través de las proyecciones generadas para todos los ángulos de 0° a 360° de rotación de tubo (figura 2.3.2). Específicamente, la defi-

nición de $p(x)$ muestra que, aunque se utilice información volumétrica (vóxeles), el detector registra la información de la proyección que es una señal unidimensional para cada ángulo θ , donde dichas proyecciones se guardan en una matriz $p(x, \theta)$ que construye el sinograma. Tras la reconstrucción, como se comentó anteriormente, se obtiene una matriz donde cada pixel tiene por intensidad el valor estimado de su atenuación μ , donde se asume que cada vóxel tiene un valor de atenuación uniforme (que corresponde a un tejido específico), lo cual no es cierto dado que probablemente varios vóxeles contengan información de dos o más materiales, especialmente en los bordes o interfase de tejidos. Este fenómeno se llama efecto de volumen parcial y a veces debe ser corregido [25] [38] [39].

Figura 2.3.2. Proceso de adquisición de la imagen. Una rebanada tridimensional, artificialmente discretizada en vóxeles, es proyectada a través de integrales de línea (una dimensión). Un proceso de reconstrucción proyecta los resultados en una imagen bidimensional, representada por píxeles que contienen la atenuación efectiva de cada vóxel evaluado.



Fuente: Tomado de [25]

La atenuación lineal anteriormente definida, depende de la composición y densidad del material y la energía de los fotones

del haz. Se debe notar que la ley de Lambert - Beer sólo describe la atenuación de los fotones primarios y no toma en cuenta la intensidad de la radiación secundaria. Para utilizar la misma en el caso de haces poli-energéticos, la ley de Lambert - Beer debe ser integrada sobre todas las energías de los fotones que componen el haz [40]. Sin embargo, en las metodologías de retroproyección (explicadas más adelante) desarrolladas para algoritmos de reconstrucción en tomografía, esto generalmente no es implementado. En lugar de esto, una solución pragmática es asumir que la ley de Lambert - Beer puede utilizarse asumiendo un valor representativo de energía para el haz de fotones, típicamente el valor de energía promedio del espectro de estas partículas. Esta suposición causa incertidumbres en la reconstrucción y lleva a tener artefactos de endurecimiento del haz [38].

2.3.1 Reconstrucción de la imagen

Como se comentó anteriormente, el problema de la reconstrucción de la imagen consiste en asignar la atenuación μ adecuada para cada vóxel que se utiliza para discretizar el objeto, dadas las proyecciones $p(x, \theta)$ [39]. Para realizarse dicha asignación pueden utilizarse métodos iterativos o analíticos. Los analíticos incluyen los métodos de retroproyección simple y la filtrada, mientras que los iterativos incluyen por ejemplo el método iterativo algebraico (estos últimos más utilizados en SPECT Y PET, por la menor cantidad de datos disponibles para formar la imagen, aunque últimamente se utilizan en tomografía dado que es posible reducir la dosis que recibe el paciente a través de la utilización de los mismos). La explicación de estos métodos escapa a los objetivos de este trabajo [41] [42].

2.3.2 Unidades Hounsfield

En la imagen de TC, la matriz de coeficientes lineales de atenuación μ , es transformada en la correspondiente matriz de unidades Hounsfield (UH) de donde luego, se expresa esta matriz en escala de grises para dar la matriz de pixeles mencionada anteriormente. La escala de UH es expresada relativamente al coeficiente lineal de atenuación del agua. Se define la unidad Hounsfield para un material determinado, como sigue (Ec. 2.4):

$$UH_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000 \quad (2.4)$$

Puede verse que el valor de UH para el agua es $UH_{agua} = 0(\mu_{material} = \mu_{agua})$ y $UH_{aire} = -1000(\mu_{material} = 0)$ [30] [37]. La tabla 2.3.1 muestra valores típicos de UH para distintos tejidos. De la definición de la UH, sigue que, para todas las sustancias, excepto para el agua y el aire, se observarán variaciones en los números UH al variar el voltaje del tubo de rayos X, que determinará la energía del haz. La razón se debe a que los coeficientes de atenuación lineal dependen de la energía del fotón. Además, las unidades Hounsfield dependen del tejido en cuestión y la temperatura [6] [34].

Tabla 2.3.1. Valores típicos de UH, y sus rangos de variaciones, para distintos tipos de tejidos.

<i>Sustancia</i>	<i>UH</i>
Hueso compacto	+1000 (+300 a +2500)
Hígado	+60 (+50 a +70)
Sangre	+55 (+50 a +60)
Músculo	+25 (+10 a +40)
Agua	0
Grasa	-90 (-100 a -80)
Pulmón	-750 (-950 a -600)
Aire	-1000

Fuente: (Adaptado [43])

2.4 Dosimetría en tomografía computarizada

Según la ICRP (International Commission on Radiological Protection) la práctica médica que envuelve el uso de radiaciones ionizantes para el tratamiento o diagnóstico de pacientes debe estar justificado y la práctica en sí debe ser optimizada, de forma que la dosis de radiación (ver sección 2.4.1.3 para una definición de la misma) recibida por el paciente sea tan baja como razonablemente sea posible. Los exámenes diagnósticos en TC se justifican desde el punto de vista que no existen otras técnicas de menor riesgo radiológico (resonancia magnética, ultrasonido) que puedan generar imágenes de carácter diagnóstico con la calidad necesaria para el médico [13] [44].

Por lo dicho anteriormente, es necesario conocer las grandezas físicas que permiten describir la dosis recibida por el paciente y en base a estas será posible la optimización de los protocolos de TC [34].

2.4.1 Magnitudes dosimétricas y unidades de medida

Para representar el fenómeno físico de la deposición de energía en tejidos y su distribución, son utilizadas diversas variables físicas y el concepto de dosis estará relacionado con estas. Todas estas variables están definidas en el documento TRS 457 del Organismo Internacional de Energía atómica (OIEA). A continuación, se realiza una breve reseña de las mismas [45].

2.4.1.1 Kerma y tasa de kerma

El kerma, K , es definido como el cociente de dE_{tr} sobre dm , donde E_{tr} es el diferencial de la energía transferida, suma de todas las energías cinéticas de partículas cargadas liberadas por partículas no cargadas en un diferencial de masa dm de materia (Ec. 2.5):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.5)$$

En el S.I su unidad es el joule por kilogramo ($J.Kg^{-1}$). Esta unidad recibe el nombre de Gray (Gy). La tasa de kerma, K , es el cociente de dK con dt , donde dK es la variación de kerma en el intervalo de tiempo dt . En el S.I su unidad es el $J.Kg^{-1}.s^{-1}$ (Gys^{-1}) [45].

2.4.1.2 Energía impartida

La energía media impartida en la materia, ε , (Ec. 2.6), en un volumen dado, es igual a la energía radiante entrando al volumen, R_{in} , de todas las partículas cargadas y partículas ionizantes no cargadas, menos la energía radiante de salida, R_{out} , de todas las partículas cargadas y partículas ionizantes no cargadas que salen del volumen, más la sumatoria, $\sum Q$, de todos los cambios del resto de la energía del núcleo y partículas elementales que ocurren en el volumen.

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (2.6)$$

Para las energías de los fotones usados en radiología diagnóstica, $\sum Q$ es cero [45].

2.4.1.3 Dosis absorbida

La dosis absorbida, D , es el cociente de $d\varepsilon$ por dm , donde $d\varepsilon$ es la energía impartida media a la materia de masa dm y es definida mediante la Ec. 2.7:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.7)$$

La unidad de medida es joule por kilogramo ($J \cdot Kg^{-1}$), la misma recibe el nombre especial de gray (Gy).

En radiología diagnóstica, la producción de bremsstrahlung en materiales de bajo número atómico es despreciable. Para un material dado y un haz de radiación, la dosis

absorbida y el kerma son numéricamente iguales cuando el equilibrio electrónico es establecido. Hay diferencias numéricas en estas cantidades cuando el equilibrio electrónico no es establecido, por ejemplo, cerca de una interfase de distintos materiales [45].

2.4.2 Cantidades dosimétricas para dosimetría en tomografía computarizada

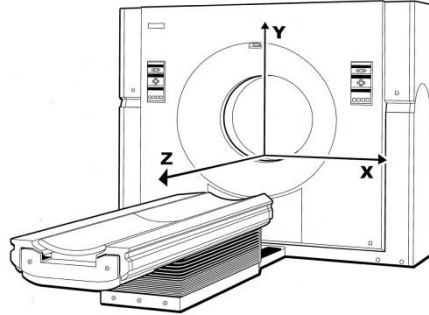
2.4.2.1 Índice de kerma en aire

El índice de kerma en aire para tomografía computarizada definido para una rotación del tubo de rayos X (Ec. 2.8) es el cociente de la integral de kerma en aire a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (figura 2.4.1) (eje z) considerando una longitud de 100 mm y T una longitud de corte nominal. El intervalo de integración está posicionado simétricamente sobre el volumen irradiado. Para equipamientos multi-corte Ca,100 considera el producto NT que corresponde a la colimación total utilizada en una única rotación del gantry:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} K(z) dz \quad (2.8)$$

El intervalo de integración definido en la ecuación anterior, es el utilizado según el formalismo del reporte técnico Nro. 457 del OIEA. Esto es así, dado que se sugiere utilizar una cámara tipo lápiz (ver sección 2.5) de 100 mm de longitud para su medida [35] [45].

Figura 2.4.1. Ejes cartesianos comúnmente utilizados en tomografía



Fuente: (Tomado de [36])

De forma general, y de acuerdo a lo establecido por el reporte 74 del ICRU, la longitud de integración es infinita, dado que es una magnitud física general, que puede tomar cualquier valor real positivo. Según este formalismo, la definición matemática del índice de kerma en aire es [46]:

$$C_a = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} K(z) dz \quad (2.9)$$

Este índice tiene su análogo en el formalismo desarrollado por la AAPM (American Association of Medical Physics). El índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI) es definido de acuerdo con la Ec. 2.10.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (2.10)$$

Y representa la integral del perfil de dosis para una rotación de tubo a lo largo de 100 mm por ancho de colimación.

La utilización de $C_{a,100}$ o $CTDI_{100}$ como índice primario de dosis ha generado una discusión en los últimos años. Algunos autores sugieren que la utilización del índice de kerma en aire es más correcta, dado que al efectuar las medidas para obtener estos índices utilizando una cámara de ionización, las mismas son obtenidas en aire.

Para medidas dentro de objetos simuladores de PMMA (polimetil-metacrilato) de cabeza y de cuerpo utilizados para dosimetría el índice de kerma es similar al definido por la ecuación 2.9. En este caso la notación utilizada es $C_{a,PMMA,100}$ dado que el haz de rayos X es atenuado en material tejido equivalente (PMMA), y por lo tanto se estará midiendo valores de kerma en aire pero para rayos X atenuados en PMMA. Para poder indicar la dosis por ancho de colimación, es necesario utilizar la Ec. 2.11

$$C_{a,PMMA,100} = C_{a,100} \left(\frac{\frac{\mu}{\rho}(E)_{PMMA}}{\frac{\mu}{\rho}(E)_{Aire}} \right) \quad (2.11)$$

Donde $\frac{\mu}{\rho}(E)_{PMMA}$ y $\frac{\mu}{\rho}(E)_{Aire}$ son los coeficientes de absorción masa energía para cada medio y E representa la energía media del haz de radiación y el número atómico promedio del

material. El cociente de coeficientes de absorción masa energía variará para cada energía de haz (o kV) utilizado [34].

Dado que el informe de dosis en los aparatos de tomografía utilizan el formalismo $CTDI_{100}$ (Computed Tomography Dose Index), cabe aclarar que el integrando en la ecuación 2.10 (perfil de dosis en una sola rotación) es el obtenido de convertir la integral del perfil de kerma en aire medido mediante cámara de ionización tipo lápiz de 10 cm de longitud y multiplicado por los coeficientes de absorción masa energía relativos al aire mostrados anteriormente [45] [47].

2.4.2.2 Índice de kerma en aire ponderado

Los valores de $C_{a,100}$ tomados en el centro ($C_{a,100,c}$) y en la periferia ($C_{a,100,p}$) de los fantomas de dosis en tomografía para cabeza o cuerpo, deben ser usados para proveer una indicación del kerma en aire promedio en una sola rotación. La diferencia entre los valores central y periférico del índice de kerma en aire es debido a que el haz de radiación es continuamente atenuado hasta llegar al centro del fantoma, haciendo que el valor del índice de kerma en aire central sea menor que los valores del índice de kerma en aire periférico. Para el presente propósito el índice de kerma en aire ponderado, $C_{a,100,w}$, es definido de acuerdo con la Ec. 2.12, sus unidades de medida en el S.I son el $J.Kg^{-1}$ o el Gy:

$$C_{a,100,w} = \frac{1}{3}(C_{a,100,p} + 2C_{a,100,c}) \quad (2.12)$$

Según el formalismo establecido por la AAPM se utiliza el índice de dosis ponderada ($CTDI_w$) para estimar la dosis media por ancho de colimación en un plano anatómico (x,y) [47].

2.4.2.3 Índice de kerma en aire - PMMA volumétrico

Para representar la dosis de un protocolo específico, el cual siempre envuelve una serie de escaneos, es esencial tener en cuenta cualquier separación o superposición del haz de rayos X en rotaciones sucesivas consecutivas.

El índice de kerma en aire-PMMA volumétrico es el descriptor de dosis utilizado para estos fines y es definido por la Ec. 2.13:

$$C_{a,PMMA,vol} = \frac{C_{a,PMMA,w}}{p} \quad (2.13)$$

Mientras que el $C_{a,PMMA,w}$ representa el kerma promedio sobre las direcciones x e y perpendiculares al eje de rotación, de una serie de escaneos en modo axial sobre un fantoma de PMMA, el $C_{a,PMMA,vol}$ representa el kerma promedio volumétrico. Esto es el kerma promedio por avance de mesa. Según el formalismo del AAPM el C_{vol} es definido de acuerdo a la Ec. 2.14 [35].

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (2.14)$$

2.4.2.4 Producto kerma -longitud

El producto longitud-kerma en aire, P_{kl} , definido por la ecuación 2.15, es la integral del kerma en aire sobre una línea de longitud L . En este caso la línea L estará sobre el eje z .

$$P_{kl} = \int_L K(z) dz \quad (2.15)$$

Unidades en el S.I.: $J \cdot Kg^{-1} \cdot m$ o $Gy \cdot m$

El producto kerma – longitud determinado para un objeto simulador para dosimetría en tomografía computada notado como P_{kl} es calculado usando la ecuación siguiente (Ec. 2.16):

$$P_{kl} = \sum_j nC_{a,pmma,w_j} T_j N_j P_{It_j} \quad (2.16)$$

Donde j representa cada serie de escaneos dentro del protocolo, N_j el número de cortes cada uno de ancho T_j (en cm), P_{It_j} es el producto de la corriente del tubo por el tiempo de exposición en cada serie y $nC_{a,pmma,w_j}$ es el índice de kerma en aire a PMMA ponderado normalizado definido como (Ec. 2.17) [45]:

$$nC_{a,pmma,w} = \frac{C_{a,pmma,w}}{P_{It}} \quad (2.17)$$

La unidad de este descriptor en el S.I. es el $mGy \cdot cm$.

En el informe de dosis de los tomógrafos modernos, es usual encontrar para cada protocolo el valor de DLP (Dose Length Product) definido por la ecuación 2.18:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.18)$$

Donde $CTDI_{vol}$ es el definido anteriormente y L la longitud total de escaneo. Para representar mejor la energía el total de la energía suministrada por el total de un escaneo al paciente, la dosis absorbida puede ser integrada a lo largo del escaneo. El DLP refleja la energía total absorbida (y por ende permite estimar el potencial efecto biológico) atribuible a la completitud del escaneo [45] [47].

2.4.2.5 Dependencia de la dosis con los parámetros de adquisición de imagen.

En las secciones previas fueron definidos los parámetros más importantes de adquisición de la imagen con el fin de describir su relación con la dosis. Respecto a los parámetros de tubo como son la tensión (kV) o la carga ($mA.s$) y también con parámetros que dependen del paciente en cuestión como la distancia fuente superficie (DFS) o la transmisión (T) del paciente frente al haz de rayos X. En la siguiente expresión puede observarse la relación de la dosis con los parámetros mencionados:

$$D \propto kV^c . mA . s . \frac{T}{DFS^2} \quad (2.19)$$

donde el exponente c depende del tipo y la forma de la filtración (generalmente toma el valor de 3). Esta relación vale para profundidades cercanas a la piel. La dosis en el centro del paciente está mayormente determinada por el factor T . Vale la pena observar que el factor transmisión y la DFS tienen efectos opuestos en el valor de la dosis recibida por el paciente. Pacientes más delgados (como pueden ser los pediátricos) generarán mayor transmisión, pero la DFS en estos casos será menor que para pacientes menos delgados (como ser pacientes adultos, donde la transmisión es menor) [48].

2.5 Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización son dispositivos con la capacidad de detectar interacciones de la radiación con la materia a través de la ionización de un gas y son utilizadas para cuantificar la dosis depositada por un haz de radiación en diferentes materiales. Las mismas, constituyen el tipo de dosímetro más utilizado para medidas dosimétricas de precisión por ejemplo en radioterapia y tomografía computarizada. La construcción de las cámaras de ionización depende del tipo de radiación en cuestión. La dosis es medida a través de la carga creada por las ionizaciones del gas (pares ión-electrón) cuando el haz de radiación incide e interacciona con un gas que se encuentra confinado a un volumen donde existe un par de electrodos sometidos a una diferencia de potencial. Los electrones creados son atraídos hacia

el cátodo haciendo que se colecte la carga mediante un dispositivo conocido como electrómetro [49].

Existen dos tipos de cámaras de ionización: las cámaras free in air y las cámaras de cavidad. Las primeras son consideradas como dosímetros absolutos dado que la recolección de iones en el volumen de gas puede determinarse sin realizar una calibración en un campo conocido de radiación ionizante y son utilizadas para calibrar los otros tipos de cámaras. Las cámaras free in air, son encontradas generalmente en los laboratorios de calibración primarios. Éstas poseen un gran volumen detector de gas de forma de garantizar las condiciones de equilibrio electrónico. Esta condición es alcanzada cuando se cumple que por cada partícula cargada (específicamente electrones) originada en el volumen y que sale del volumen llevándose una energía cinética T , existe una partícula cargada análoga originada fuera del volumen que ingresa al mismo portando energía cinética T [49].

Las cámaras de cavidad están basadas en la teoría de cavidad de Bragg – Gray, básicamente consisten en una cobertura sólida donde en su interior contiene un gas (usualmente aire) donde un campo eléctrico es establecido de forma de colectar las cargas que se forman en el volumen. Ofrecen ventajas sobre las cámaras free in air dado que pueden ser encontradas con geometrías muy compactas, pueden medir campos de radiación multidireccionales (mientras que las cámaras free in air solo miden campos mono-direccionales). Además, como son construidas siguiendo los principios de la teoría de Bragg- Gray, pueden ser utilizadas para medir la dosis absorbida en cualquier material en el que la cobertura de la cámara es construida. Cabe destacar que las cámaras de cavidad fueron diseñadas para ser utilizadas en dosimetría de partículas cargadas, neutrones y fotones. Las

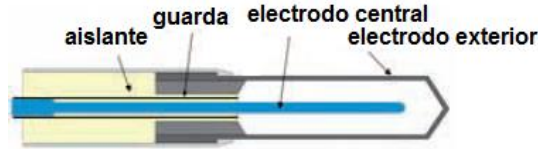
cámaras free in air sólo pueden ser utilizadas para medidas dosimétricas en rayos X de energía media menor a 300 keV [49].

Finalmente, las cámaras de cavidad pueden ser construidas para ser finas o planas de forma de medir la dosis en fantomas para estimar así la dosis en pacientes bajo diversas situaciones clínicas.

En TC son utilizadas cámaras de tipo lápiz. La cavidad en las mismas es de forma cilíndrica y de ahí el nombre que reciben. Para la medición de los índices de dosis en TC, las mismas deben ser posicionadas en fantomas con orificios adecuados para la colocación de estas. Las lecturas del electrómetro deben ser corregidas por ciertos factores como son el coeficiente de calibración de la cámara, la presión, la temperatura y la humedad (dado que el volumen sensible de la cámara no es sellado, en otras palabras, el gas en la cavidad está conectado con la atmósfera), calidad del haz de radiación en condiciones de medición (dado que puede no ser el de calibración) de forma de obtener las lecturas en mGy.cm. Esto será explicado con mayor detalle en la próxima sección.

Las cámaras lápiz más utilizadas en TC (Figura 2.4.2), generalmente poseen una longitud activa de 100 mm y un volumen aproximado de 3 cm^3 (esto corresponde a un diámetro ligeramente mayor a 6 mm). Poseen un electrodo central capaz de capturar los iones formados en aire como consecuencia de la interacción con el haz de radiación incidente. Finalmente, cabe destacar que la respuesta de la cámara es simétrica respecto al eje de la misma. Esto es importante dada la geometría circular de irradiación que poseen los tomógrafos.

Fig. 2.5. Esquema de una cámara de ionización tipo lápiz utilizada en Tomografía Computarizada.



Fuente: (Adaptado de [45])

2.6 Dosimetría con películas radiocrómicas

La baja dependencia energética, alta resolución espacial y su equivalencia cercana al agua en términos dosimétricos de las películas radiocrómicas hacen que sea un candidato a ser usado en aplicaciones dosimétricas donde es requerida alta resolución en las medidas, en condiciones donde no existe equilibrio de partículas cargadas como puede ser en radioterapia o tomografía. [50].

Las películas radiocrómicas permiten evaluar espacialmente la dosis y pueden ser utilizadas para medir perfiles de dosis a lo largo, por ejemplo, de la superficie del paciente. También pueden ser utilizadas para fines de controles de calidad dosimétricos, ya que permiten observar perfiles de dosis para distintos parámetros de tubo y factor pitch. Finalmente permiten evaluar, por ejemplo, el espesor de corte utilizado por el tomógrafo, así como también el avance de mesa en una exploración determinada [48].

El funcionamiento de la película radiocrómica depende de la capa activa de la misma, la cual reacciona a la radiación.

Cuando incide un haz de fotones sobre la misma, ésta se torna más oscura. Existe entonces una relación entre la dosis y la densidad óptica de la película [50].

Las películas radiocrómicas tienen dependencia con la temperatura, es por esto que, al ser usadas, la temperatura del recinto debe mantenerse constante, lo cual es una condición que se da general en la sala donde se aloja el tomógrafo. Si bien, las nuevas películas radiocrómicas son menos sensibles a la luz visible, es necesario conservarlas en empaques oscuros. Finalmente cabe destacar, que luego de ser irradiadas, la densidad óptica de la película varía al transcurrir las horas, por lo cual es recomendable efectuar su procesado en un corto período de tiempo [51].

Las películas radiocrómicas al ser digitalizadas muestran diferentes respuestas dependiendo del canal RGB (Red, Green, Blue) en el que sean estudiadas. El canal rojo es el que mejor reproduce la información dosimétrica para el rango de dosis en el que se efectúa la práctica clínica, dado que al utilizar dicho canal se presentan una señal ruidosa e incertidumbre relativa (respecto a la calibración de la película) bajas [52].

Dentro de las películas radiocrómicas utilizadas para evaluar distribuciones de dosis en tomografía computarizada se encuentran las GAFCHROMIC XR-QA2 ® las cuales sustituyen al modelo XR-QA. Estas son películas del tipo reflectivas, especialmente diseñadas para trabajar en el rango de energías de los haces de fotones en tomografía, generando un contraste confiable y un detalle de imagen de hasta 5000 dpi (dots per inch). Están conformadas por cuatro capas: una capa de poliéster amarillo de 97 µm de espesor, una capa adhesiva de 20 µm de espesor, una capa activa de 25 µm de espesor y finalmente una capa de poliéster blanco de 97 µm de espesor [53]. La capa activa está nominalmente está compuesta de varios elementos:

H, C, N, Br, Li y Cs . La inclusión de materiales con número atómico alto, aumenta la sensibilidad de la película a rayos X de baja energía debido al incremento de la sección eficaz de efecto fotoeléctrico, haciendo que las mismas sean utilizables para dosimetría en radiología diagnóstica [51]. La capa de poliéster opaco blanco es necesaria para la digitalización en un escáner del tipo reflectivo [54] [55]. Estas películas radiocrómicas son sensibles en el rango de 0.1 cGy a 20 cGy, lo cual corresponde a un rango de energía de aproximadamente $20 Kv_p$ a $200 Kv_p$.

2.7 Calidad de imagen en Tomografía Computarizada

La tomografía computarizada tiene la capacidad de proveer tanto imágenes de alta confiabilidad para procedimientos diagnósticos como también visualización para guiar procedimientos terapéuticos. La calidad en la imagen está definida por la visibilidad en la imagen; esto es, visibilidad de estructuras anatómicas, tejidos varios y signos patológicos.

La visibilidad es una combinación de cinco variables de la imagen íntimamente relacionadas con los parámetros escogidos para el protocolo de tomografía computarizada, estas son: ruido, resolución de bajo contraste, resolución espacial (o de alto contraste), artefactos y características geométricas de la relación imagen por región anatómica. Las últimas dos variables no serán discutidas en este documento, por no tener relación directa con los objetivos de este trabajo.

2.7.1 Resolución de bajo contraste

La resolución de bajo contraste determina la menor diferencia que puede ser reproducida en la imagen, cuando existe una pequeña diferencia en la densidad de un objeto en relación al área circundante. Como se vio en la sección 2.3.2, las unidades CT para un material, dependen del coeficiente de atenuación del agua y del material en cuestión. El contraste relativo (CR) puede definirse como:

$$CR = \frac{1000}{\mu_w(E)} [\mu_1(E) - \mu_2(E)] \quad (2.20)$$

Donde $\mu_1(E)$, $\mu_2(E)$, $\mu_w(E)$ son los coeficientes de atenuación lineal del material 1, material 2 y del agua. La variable resolución de bajo contraste está íntimamente relacionada con el ruido [48].

2.7.2 Ruido

El ruido es una incerteza asociada a la señal del procesado, ocurre a través de la adición o sustracción de informaciones indeseables, causando la degradación de la calidad de imagen [56]. Esta magnitud describe la variación de los números TC por píxel, en una región físicamente uniforme y puede ser calculada a través de la Ec 2.21 [57].

$$R = \frac{\sigma}{M + 1000} \quad (2.21)$$

Donde R es el ruido en la imagen, M y σ corresponden al valor medio y la desviación estándar respectivamente de la intensidad de los píxeles (en UH) en una región interés (RoI, del inglés región of interest) [58].

La variación de los valores de pixel en la imagen, es debido a la influencia del ruido electrónico, caracterizado por la variación de la señal del detector antes de la digitalización y el ruido cuántico, dependiente de la variación randómica de la cantidad de fotones detectados. La disminución del ruido en la imagen en tomografía computarizada, puede obtenerse aumentando la cantidad de los fotones que alcanzan los detectores, esto puede lograrse aumentando el valor de la corriente de tubo, incrementando el tiempo de barrido, así como también el tamaño del espesor de corte. Además, se puede disminuir el ruido aumentando la tensión de tubo, lo cual incrementará la energía de los fotones del haz. En resumen, la disminución del ruido en la imagen incrementará la dosis de radiación que recibe el paciente, salvo si se toma la estrategia de aumentar el espesor de corte, a cambio de perder resolución espacial en la imagen [35], [48], [59].

2.7.3 Resolución espacial

La resolución espacial es una medida del grado de apreciación visual de un detalle fino, es decir, la definición y cuantifica la borrosidad de la imagen. En sistemas analógicos se expresa según el número de pares de líneas por milímetro que se pueden identificar con claridad y es medida utilizando patrones de pares de líneas separadas diferentes distancias pudiendo ser cuantificada a través de la función de transferencia de modulación (FTM). En imágenes digitales en cambio se expresa según

el número de píxeles de la imagen que existen por unidad de longitud. Existen una relación inversa entre la resolución en la imagen y el tamaño de pixel. Al disminuir el tamaño del pixel se obtiene una mejor resolución en la imagen. El tamaño de pixel es calculado como el cociente entre el tamaño del campo de visión (FOV-field of view) y el tamaño de la matriz de reconstrucción. La resolución de la imagen depende del contraste de la misma y de la capacidad visual del observador, siendo entonces un concepto subjetivo. Finalmente cabe destacar que la resolución espacial depende de los siguientes factores: tamaño de la mancha focal, tamaño de los detectores, tamaño del pixel, kernel de convolución, espesor de corte, tiempo de escaneo y número de proyecciones en el estudio [34] [59] [60] .

2.7.4 Evaluación de la calidad de imagen.

El grupo de investigación imPACT ha definido el coeficiente de calidad de imagen “ Q ”, el cual relaciona la dosis recibida por el paciente, con la resolución espacial, el ruido de la imagen y el espesor de corte. Según este grupo, una imagen aceptable para diagnóstico debe tener una buena resolución espacial, espesores de corte menores a 1 mm, bajo ruido, pero siempre reduciendo la dosis que recibe el paciente lo máximo posible. El coeficiente de calidad de imagen Q es definido mediante la Ec. 2.22:

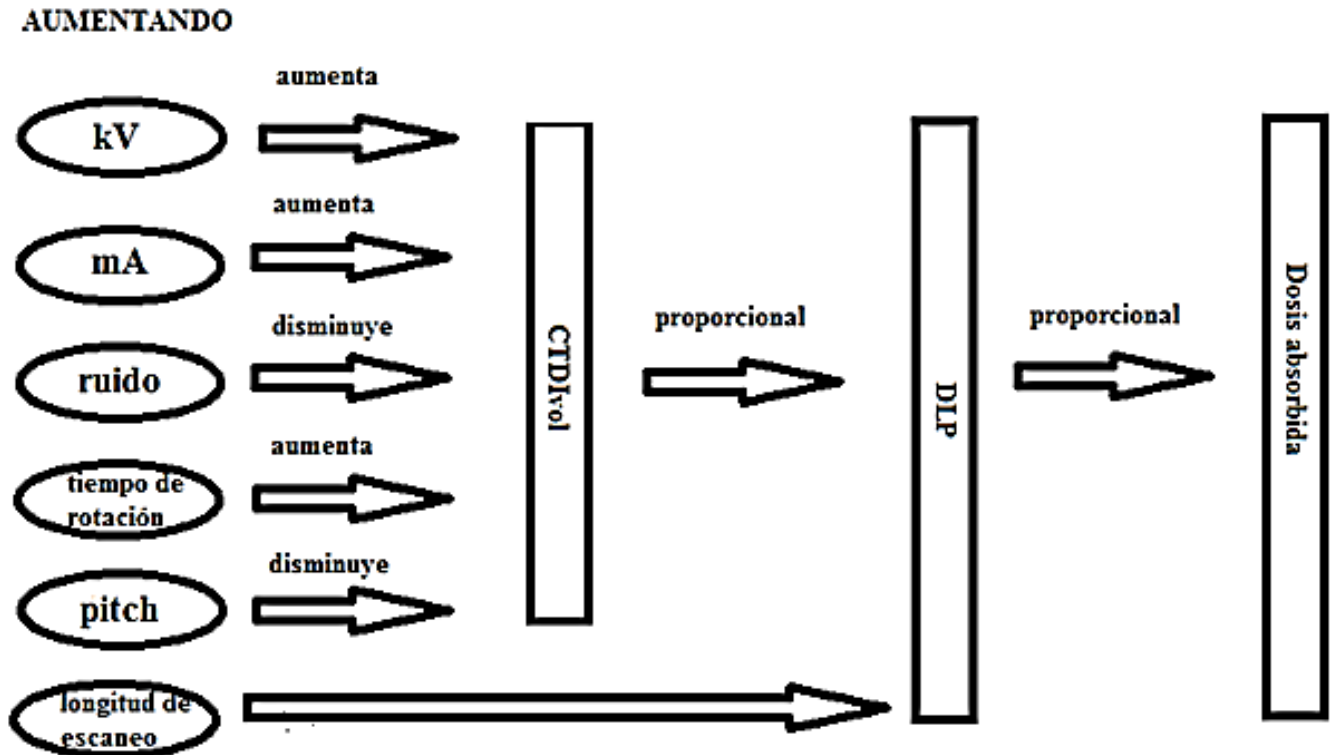
$$\sqrt{\frac{f^3}{R^2 \cdot z \cdot CTDI_{vol}}} \quad (2.22)$$

Donde f es la resolución espacial de la imagen, R el ruido en la imagen y z el espesor de corte [59].

2.7.5 Relación de los parámetros técnicos de tomografía con los índices de dosis

Con el fin de la optimización de los protocolos de tomografía computarizada para reducir la dosis de radiación recibida por el paciente el esquema 2.7 presenta la relación existente en las principales variables existentes en tomografía computarizada y la dosis.

Esquema 2.7. Relación de los parámetros técnicos de tomografía computarizada con los índices de dosis y la dosis recibida por el paciente.



2.7 Fantomas utilizados en Tomografía Computarizada

Los fantomas son objetos simuladores capaces de reproducir comportamientos frente a diferentes variables externas tales como los expresaría el cuerpo humano. Generalmente estos dispositivos son diseñados a fin de ser utilizados para realizar ensayos del equipamiento, de la calidad de imagen, dosimetría, etc. Entre los materiales más utilizados para la construcción de estos objetos simuladores, se encuentra el polimetilmetacrilato (PMMA), dado que es un material tejido-equivalente teniendo un comportamiento similar respecto a las radiaciones. La forma de estos fantomas depende del estudio que se desea realizar [34]. Para estudios dosimétricos en dosimetría computarizada son utilizados fantomas cilíndricos según las recomendaciones de guías internacionales [47]. Sin embargo, es necesario considerar la forma real del paciente y por esto se han propuesto fantomas de base elíptica y diferentes dimensiones dependiendo la edad del paciente [61].

2.8 Tomografía Computarizada de doble energía (TCDE)

La Tomografía Computarizada de doble energía (TCDE) fue primeramente desarrollada en los años setenta, con el fin de investigar diferentes aplicaciones médicas, como, por ejemplo, aumentar la resolución de contraste de las imágenes obtenidas [62].

Usando aparatos de TC convencional, los operadores efectuaban dos escaneos con diferentes voltajes, uno después del otro con diferentes voltajes de tubo. Esta técnica no fue exitosa debido a las altas dosis de radiación, problemas con el registro de imagen, entre otros problemas [63].

Las nuevas tecnologías en los aparatos de TC permiten obtener adquisición simultánea de imágenes para dos energías de haces diferentes. Es posible la caracterización de materiales utilizando esta tecnología, ya que su composición puede ser distinguida basándose en los valores de coeficientes de atenuación a diferentes energías de las sustancias que lo componen. En la clínica generalmente la técnica es utilizada para la detección de tejidos, caracterización de piedras renales, perfusión pulmonar e incluso en oncología.

La adquisición mediante TCDE es posible utilizando tanto aparatos de un solo tubo de rayos X como de dos. En el primer caso, un generador alterna el voltaje de alimentación del tubo de rayos X entre 80 kVp y 140 kVp

Respecto a la dosis de radiación recibida por el paciente por medio de esta técnica, hay varios resultados enfrentados: Los estudios iniciales han demostrado que la TC de doble energía administra dosis más altas a los pacientes que la TC con energía única [64]

Thomas et al. (2009) han demostrado que la TC de energía dual se asocia con dosis de pacientes similares a las recibidas durante la TC de energía única. Estudios recientes informan niveles de dosis similares utilizando TC de energía dual respecto a la TC convencional o incluso más baja. Kerl et al. (2011), en el año 2011, efectuó la comparación entre las dosis recibida por el paciente y la calidad de la imagen en la angiografía coronaria

por TC cuando es utilizada TC de energía dual con un solo tubo de rayos X, con doble tubo de rayos X en modo de energía única y TC de 16 cortes convencional [65]. Los autores encontraron que el TC de energía dual ofrece menos dosis que el TC de fuente dual o TC de 16 cortes convencional sin pérdida de calidad de imagen [63].

Otros estudios han demostrado que no hay diferencias significativas en las dosis de los pacientes entre TC de doble energía y TC convencional. Cabe señalar que la información disponible en la literatura es limitada. No existen datos suficientes sobre las dosis de los pacientes de todas las técnicas de TC de doble energía y se necesitan más estudios para investigar completamente este tema [63].

2.9 Análisis de incertidumbre

El objetivo de cualquier medida es obtener el valor de un parámetro o cantidad, generalmente llamado como *mesurando*. Por naturaleza, la diferencia entre el valor medido y el “verdadero” valor del *mesurando* (el error en la medida) nunca es cero. Un error tiene valor numérico y un signo. En contraste la incertidumbre asociada con la medida es un parámetro que caracteriza la duda del resultado de una medición. Dos cantidades son necesarias para cuantificar una incertidumbre, por un lado, un intervalo o margen y por otro lado un nivel de confianza, que establecerá la seguridad de que la medida se ha obtenido está dentro de ese intervalo.

En el pasado, era común tratar contribuciones randómicas y sistemáticas para la medida del error independientemente y

eran presentadas separadamente en los informes de medición. De acuerdo a la guía ISO, una descripción de las incertidumbres en base al concepto de randómico o sistemático puede ser engañoso. Esto puede sugerir que la naturaleza de las incertidumbres puede ser de origen randómica o sistemática y no que este comportamiento en realidad es una consecuencia del sistema de medición. Para abordar estos problemas, la guía sugiere clasificar como tipo A y tipo B. Las incertidumbres tipo A son abordadas por medio de métodos estadísticos mientras que las incertidumbres tipo son tratadas por otros métodos [45], [66].

2.9.1 Incertidumbres tipo A

La incertidumbre estándar del tipo A, denotada como u_A , es descrita por la desviación estándar de la media $s(\bar{\mathbf{x}})$, de una serie de medidas provenientes de observaciones estadísticamente independientes (Ec. 2.27).

$$u_A = \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = s(\bar{\mathbf{x}}) \quad (2.27)$$

donde n es la cantidad de medidas realizadas en el experimento, x_i es la i -ésima medida y $\bar{\mathbf{x}}$ es la media del conjunto de medidas [66].

2.9.2 Incertezas tipo B

Existen muchas fuentes de incerteza en la medida que no pueden ser estimadas repitiendo medidas. Estas son llamadas incer-

tezas tipo B (μ_B). El Comité Internacional de Pesos y Medidas asume que estas incertezas tienen una distribución de probabilidad, generalmente de forma gaussiana, rectangular o triangular, siendo entonces caracterizadas por el intervalo en que los valores están distribuidos por dichas distribuciones de probabilidad [45] [66].

2.9.1. Incertidumbres combinadas y expandidas

Las incertidumbres tipo A y B son ambas desviaciones estándar estimadas, por lo cual pueden combinarse usando las reglas estadísticas para la combinación de varianzas. Si μ_A y μ_B son las incertidumbres del tipo A y B respectivamente entonces, la incertidumbre estándar combinada puede definirse como:

$$u_C = \sqrt{\mu_A^2 + \mu_B^2} \quad (2.28)$$

A menudo, es deseable multiplicar la incertidumbre estándar combinada por un factor, llamado factor de cobertura, k , haciendo que esta incertidumbre se encuentra en un intervalo de confianza del 95 % ($k = 2$) o 99% ($k = 3$), entonces es posible expandir la incertidumbre combinada por medio de la ecuación 2.31:

$$U = ku_C \quad (2.29)$$

3. Metodología

Los estudios fueron realizados en cinco tomógrafos computarizados (TC) multicorte de distintas tecnologías. Fueron llevadas a cabo adquisiciones axiales e helicoidales con distintos valores de tensión y corriente de tubo de un fantoma especialmente construido para simular la región torácica de un paciente pediátrico, de dos años de edad.

Para la obtención de los índices de dosis en TC, se ha utilizado una cámara de ionización tipo lápiz en conjunto con un electrómetro, irradiándose la rebanada central del fantoma. Para las medidas de distribución de dosis, dentro de este objeto simulador, fueron utilizadas películas radiocrómicas.

El análisis de las imágenes, fue efectuado calculando la variación de ruido a partir de los valores en la escala Hounsfield en distintas ROIs (Regions of interest) de las imágenes del corte central de cada estudio.

3.1 Tomógrafos computarizados utilizados

De los cinco aparatos de TC utilizados para llevar adelante este estudio, dos se encuentran en la ciudad de Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil. Estos fueron escogidos a partir del acuerdo institucional que existe entre el Centro de Engenharia Biomédica - CENEB del Centro de Federal de Educación Tecnológica de Minas Gerais con los servicios de radiodiagnóstico de Belo Horizonte para la realización de trabajos de investigación. Los tres tomógrafos restantes del grupo, fueron brindados por dos instituciones públicas y una privada de la ciudad de

Montevideo, Uruguay. Todos los tomógrafos permiten hacer adquisiciones helicoidales. La tabla 3.1.1 muestra las características de los Tomógrafos utilizados.

Tabla 3.1.1. Características de los tomógrafos computarizados.

Tomógrafo	Fabricante	modelo	Número de canales	País
1	General Electric	Revolution HD	128	Uruguay
2	General Electric	Discovery	64	Brasil
3	Siemens	Somaton Sensation	64	Uruguay
4	General Electric	BrightSpeed	4	Brasil
5	Siemens	Emotion duo	2	Uruguay

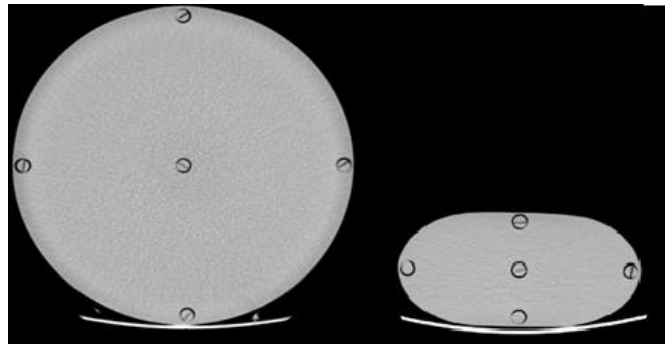
Para la elección de los aparatos de TC se ha tenido en cuenta la tecnología de los mismos. Todos los equipos son multi-canal, variando desde 4 hasta 128 canales, de manera de estudiar las diferencias dosimétricas que existirán entre ellos.

3.2 Maniqués utilizados.

Todos los experimentos fueron realizados utilizando fantomas de polimetil-metacrilato (PMMA) construidos especialmente para simular el tórax de un paciente de 2 años de edad. Los mismos son de base elíptica de 23 cm de eje mayor y 11 cm

de eje menor y altura 15 cm, conforme las figuras 3.1 y 3.2. Estas dimensiones fueron escogidas en base al padrón americano de camisetas (T-shirts), el cual contiene medidas para individuos de 0 a 3 meses, 3 a 6 meses, 6 meses a 1 año, 2 años, 4 años, 6 años, etc. A los efectos de comparación también fue utilizado un maniquí cilíndrico de PMMA, con base de 32 cm de radio y 15 cm de altura. Éste segundo maniquí es el estándar propuesto por la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) para las medidas de índice de dosis en la región torácica (figura 3.1) [47]. Ambos objetos simuladores, poseen cinco aberturas, una central y cuatro periféricas desfasadas 90° entre sí (figura 3.2.1). Las aberturas poseen un diámetro de 1.25 cm y 15 cm de profundidad, las mismas pueden ser ocupadas utilizando cilindros de PMMA del mismo tamaño. Estos cilindros pueden ser removidos cuando se desea posicionar la cámara de ionización tipo lápiz que permitirá medir los índices de dosis, o películas radiocrómicas que permitirán obtener los perfiles de distribución de dosis dentro del maniquí.

Figura 3.2.1. Imágenes de corte transversal de los fantomas estándar y pediátrico.



El posicionamiento de los objetos simuladores en el tomógrafo fue realizado a través de los láseres internos del tomógrafo, de forma tal que el láser sagital cortase en dos partes iguales los orificios en las posiciones 12 y 6 de los fantomas mientras que el axial lo hiciese en las posiciones 3 y 9. El posicionamiento fue verificado haciendo un “scout” de los fantomas utilizados. En la figura 3.2.2 se muestra el posicionamiento final obtenido en uno de los equipos de TC.

Figura 3.2.2. Posicionamiento del fantoma de 2 años en el isocentro del tomógrafo.



El scout permitió además definir la zona central del fantoma así como la longitud de escaneo para cada protocolo.

3.3 Instrumentación dosimétrica

Las mediciones de dosis fueron efectuadas utilizando una cámara de ionización tipo lápiz conjuntamente con un electrómetro, irradiando la rebanada central del maniquí, con el fin de obtener los índices de dosis, así como también películas radio-

crómicas con el fin de obtener las distribuciones longitudinales de la dosis dentro del objeto simulador.

3.3.1. Cámara de ionización tipo lápiz

Para las medidas realizadas en Uruguay fue utilizada una cámara ionización tipo lápiz con ventilación atmosférica de la marca PTW modelo 30009 (figura 3.3.1) sin uso anterior, desarrollada especialmente para efectuar mediciones de los índices de dosis y producto dosis longituditudinal en aparatos de TC de acuerdo a los estándares IEC-61674, 61223-2-6 y 61223-3-5. La misma fue controlada por el Instituto Nacional de Metrología Alemán (Physikalisch-Technische Bundesanstalt – PTB), lo cual asegura el estado óptimo del instrumento. Dicha cámara, tiene un volumen activo de 3.14 cm^3 (con un largo nominal del volumen activo de 100 mm), y un intervalo de tasa de detección de kerma en aire de $71 \mu\text{Gy}$ a 4.6 MGy . La calibración fue efectuada de acuerdo a la calidad de haz RQT 9, la cual corresponde a un haz de rayos X de haz fino, generado con una tensión de tubo de 120 kV y 5 mm de aluminio de capa hemirreductora. La dependencia energética en la cámara es menor o igual al 5% para todas las calidades de haz para radiodiagnóstico. La incerteza expandida en la calibración es del 3%, utilizando un factor de cobertura $k = 2$ [67].

Figura 3.3.1. Cámara de ionización tipo lápiz PTW 30009.



Fuente: (Tomado de [67])

Fue llevado a cabo la aceptación del instrumento de medida de acuerdo a la metodología seguida por Perini et al, 2012 [68]. Todos los ensayos estuvieron de acuerdo a lo establecido en la norma IEC 61674. Vale destacar que esta cámara posee un cable tri-axial de bajo ruido. El electrómetro utilizado conjuntamente con la cámara de ionización fue un PTW modelo Unidos E, apto para trabajar en el rango de energías de radiología y radioterapia. Este electrómetro, permite trabajar en un rango de voltajes de 0 a ± 400 V.

Las medidas realizadas en Brasil fueron obtenidas con un cámara de ionización tipo lápiz RADCAL ACCU-GOLD modelo 10X6-3CT (figura 3.3.2), desarrollada específicamente para hacer mediciones de índice de dosis y producto de dosis longitud para haces de rayos X en TC [69].

Figura 3.3.2. Cámara de ionización tipo lápiz 10x6-3CT.



Fuente: (Tomado de [69])

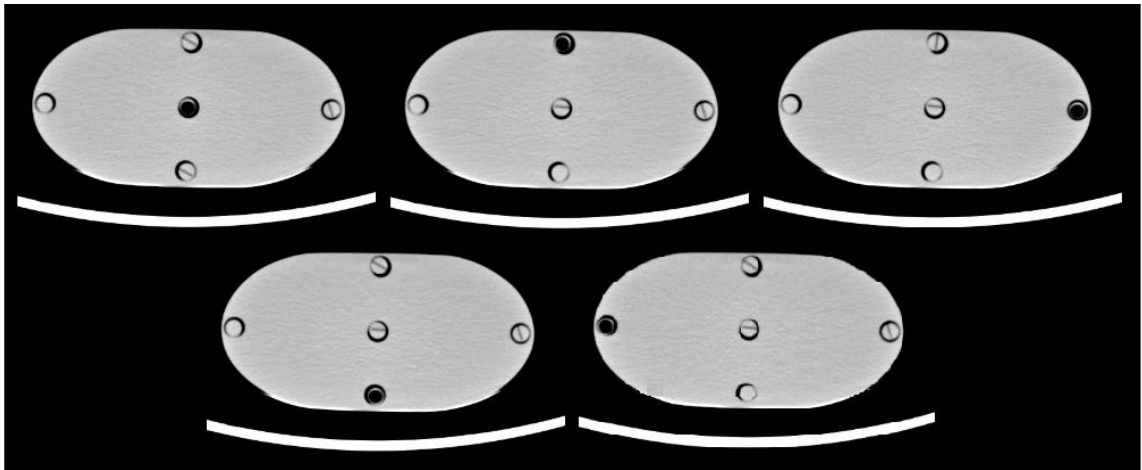
El intervalo de detección de esta cámara está entre 200 nGy y 1 kGy con una incerteza del 4% para rayos X de hasta 150 kV de energía y 10.2 mm de capa hemirreductora de aluminio. La dependencia energética es del 5% para capas hemirreductoras de Al de entre 3 y 20 mm. Esta cámara posee un volumen activo de 3 cm³ y el cable es del tipo triaxial de bajo ruido [69].

3.3.2. Mediciones con cámara de ionización

Para obtener los valores de kerma en aire y en consecuencia de dosis depositada dentro del maniquí utilizando la cámara de ionización, los protocolos utilizados fueron del tipo axial. Luego del scout, fue escogida la región central del maniquí para su irradiación. Dicha región fue elegida con la misma longitud que el ancho de colimación del haz, de forma de obtener una única rotación de tubo en el protocolo utilizado. La cámara de ionización entonces fue colocada en cada orificio del fantoma, empezando por la posición central y luego siguiendo el sentido

de las agujas del reloj para las posiciones periféricas (empezando por el orificio superior, 12). Cuando la cámara estaba colocada en un orificio, los demás orificios eran ocupados por los cilindros de PMMA. Cinco medidas de la rebanada central del fantoma, por posición dentro del mismo, fueron realizadas descartando las medidas con tendencia creciente o decreciente. La figura 3.3.3 muestra la imagen del corte central del fantoma en estos experimentos.

Figura 3.3.3. Posicionamiento de la cámara de ionización en cada orificio del fantoma para medidas de kerma en aire.



3.3.3. Formalismo dosimétrico

Con el fin de obtener los índices de dosis, los valores de las medidas con cámara de ionización deben ser corregidos por varios factores. El formalismo presentado por el OIEA en su documento TRS 457 fue utilizado como referencia en este aspecto [47]. Según esta guía, las medidas con cámaras de ionización (M) obtenidas en unidades de carga, generalmente en nC , deben ser corregidas por el factor de calibración de la cámara (N_{K,Q_0})

el cual permite la conversión de carga a kerma en aire en las condiciones de calibración y está explícito en el certificado de calibración de la cámara, un factor de corrección por presión y temperatura en las condiciones de medida k_{TP} definido por la ecuación 3.1 [47] :

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P} \quad (3.1)$$

donde T y P , representan la temperatura y presión en condiciones clínicas, T_0 y P_0 las mismas variables pero en condiciones de calibración de la cámara y un factor que tiene en cuenta la calidad del haz en la que ha sido tomada la medida, que muchas veces, difiere de la calidad del haz utilizada durante la calibración de la cámara (K_{Q,Q_0}), donde Q es la calidad del haz en las condiciones clínicas y Q_0 la calidad del haz utilizada en la calibración (RQT9), este factor es definido por la ecuación 3.2 [47].

$$K_{QQ_0} = \frac{N_{K,Q}}{N_{K,Q_0}} \quad (3.2)$$

donde $N_{K,Q}$ y N_{K,Q_0} son los factores de calibración de la cámara en las condiciones clínicas y de referencia. La ecuación 3.3 es la utilizada para obtener las medidas de kerma en aire en el maniquí construido en PMMA.

$$C_{a,PMMA} = M \cdot N_{K,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0} \cdot K_{TP} \quad (3.3)$$

Para el cálculo de $C_{a,100,PMMA}$, la ecuación 2.8, puede transformarse a efectos prácticos, dando como resultado la siguiente expresión (Ec 3.4).

$$C_{a,PMMA,100} = \frac{C_{a,PMMA} \cdot 100}{NT} \quad (3.4)$$

Donde $C_{a,PMMA}$ es el definido mediante la ecuación 3.1, el factor 100, corresponde a 100 mm, largo activo de la cámara de ionización y el producto NT es el ancho de colimación, T es el ancho de corte en mm y N es la cantidad de cortes utilizados en el protocolo. La ecuación 3.2 es utilizada suponiendo una sensibilidad constante en todo el volumen de detección de la cámara.

Una vez calculados los índices de kerma en aire utilizando las ecuaciones 2.8 y 3.2, en cada posición del fantoma los mismos son corregidos mediante la ecuación 2.11 para obtener los índices de kerma en PMMA a fin de realizar comparaciones con los índices dosimétricos obtenidos mediante películas radiocrómicas. Los factores de conversión $\left(\frac{\mu}{\rho} \frac{E_{PMMA}}{(E)_{Aire}}\right)$ utilizados para este fin, son presentados en la tabla 3.3.3. A partir de los valores de $C_{PMMA,100}$, fueron obtenidos los valores de $C_{PMMA,100,w}$ y $C_{PMMA,vol}$, utilizando las ecuaciones 2.12 y 2.13 respectivamente.

Tabla 3.3.3. Factores de conversión aire – PMMA para distintas tensiones.

Tensión (kV)	Energía Media (keV)	Coef. de atenuación lineal		Factor de Con- versión
		Aire	PMMA	
80	55	0.1978	0.1999	1.0106
90	60	0.1875	0.1924	1.0261
100	65	0.1822	0.1881	1.0324
120	72	0.1820	0.1820	1.0418

Fuente: (Adaptado de [34])

3.3.4. Medidas con películas radiocrómicas

Para el registro espacial de dosis dentro del fantoma pediátrico, fueron utilizadas películas radiocrómicas modelo GAFCHROMIC XR-QA2®. Las tiras fueron recortadas en tamaños de 0.5 cm × 12.5 cm y posteriormente fueron dispuestas dentro de cilindros (compuestos de dos hemi-cilindros) de PMMA diseñados específicamente para la colocación de las mismas en los orificios del fantoma (figura 3.3.4).

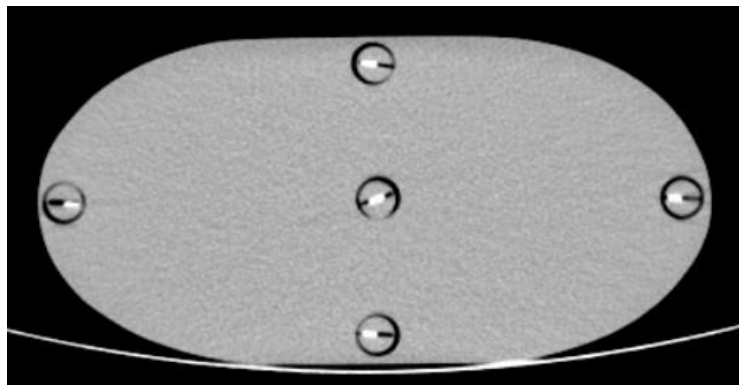
Con el fantoma posicionado en el tomógrafo las cinco tiras de películas radiocrómicas fueron colocadas en él, para cada protocolo helicoidal utilizado. Cada escaneo tuvo longitud 10 cm, irradiándose siempre la región central del fantoma. La figura 3.3.5 muestra una imagen del corte axial del fantoma pediá-

trico en el cual pueden observarse las tiras de películas radiocrómicas dentro de los cilindros de PMMA.

Figura 3.3.4. Hemicilindro de PMMA con tira de película radiocrómica sobre él.



Figura 3.3.5. Corte axial del fantoma pediátrico con tiras de películas radiocrómicas colocadas en su interior.



Las películas radiocrómicas presentan un oscurecimiento proporcional a la cantidad de energía depositada cuando son expuestas a la radiación ionizante. Este tipo de películas fue desarrollado como una herramienta de control de calidad dosimétrico. Estas películas son poco sensibles a luz visible pudiendo ser utilizadas para medir la dosis depositada por haces de rayos X, creados con voltajes de tubo de 20 kV a 200 kV. En la figura 3.3.6 son presentadas dos imágenes de tiras de películas radiocrómicas, donde en a) no fue irradiada mientras que en b) si lo fue. Se puede observar la diferencia de color en ambas tiras.

Figura 3.3.6. Tiras de películas radiocrómicas no irradiada (a) e irradiada (b).



Después de ser irradiadas, las películas fueron guardadas en condiciones de temperatura y humedad controladas para no perder información de las mismas [53].

3.3.5. Digitalización de las películas radiocrómicas

La digitalización de las películas se llevó acabo utilizando dos escáneres. Para las medidas tomadas en Uruguay fue utilizado un escáner EPSON Perfection modelo V370, caracterizado de acuerdo a la metodología propuesta por Gaddui et al, 2012

por ser un aparato nuevo [51], mientras que en Brasil fue utilizado un escáner Hewlett Packard Scanjet modelo G4050. Todas las películas, fueron escaneadas en modo reflexión, con una resolución de 300 ppi y en formato JPG. Luego de este proceso las tiras fueron guardadas en sobres, en un ambiente con temperatura y humedad controlada y baja exposición a la luz.

Las imágenes digitales fueron procesadas utilizando el software ImageJ®. Primeramente, fue hecha la separación de los canales de colores rojo, azul y verde (RBG, por su sigla en inglés), ya que contrariamente a lo que sucede con películas radiográficas, las radiocrómicas presentan respuestas diferentes para los distintos canales cuando se escanean en modo color, además estas diferencias varían con la dosis [51] [52]. El espectro de absorción de las películas GAFCHROMIC XR QA2® tienen picos pronunciados centrados en las longitudes de onda 538 y 635 nm, por lo cual es recomendado trabajar únicamente con el canal rojo, al igual que las películas EBT utilizadas en radioterapia [52] lo cual muestra que utilizan el mismo material de capa activa. La posición de estos picos se mantiene al irradiar las películas a distintos niveles de dosis. Trabajar con el canal rojo además implica tener mayor relación señal ruido, o menor incertidumbre relativa [52]. Una vez obtenida la imagen del canal rojo, se procede a invertirla de forma de encontrar la distribución o perfil de grises de la imagen. Esto fue realizado para cada una de las tiras colocadas en los cinco orificios del fantoma, además de una extra utilizada para obtener el background de radiación. La figura 3.9 muestra la imagen digitalizada en escala de grises, de una tira de película radiocrómica sin irradiar y una irradiada.

Figura 3.3.7. Imagen digital de las tiras radiocrómicas expresadas en escala de grises no irradiada (a) e irradiada (b).



Para cada una de las lecturas en escala de grises fue sustraído el valor medio del background, encontrando así el valor real de oscurecimiento que sufrió cada tira cuando fue expuesta a la radiación. Fueron obtenidas en promedio 1183 lecturas en escala de grises en un ROI de largo 10 cm, para cada tira.

Para obtener el perfil de la dosis absorbida por la película radiocrómica a partir de la distribución de grises en el ROI seleccionado, fueron obtenidas dos curvas de calibración para cada tomógrafo, una para la región central y otra para la región periférica, precisamente en la posición 12. Esto es debido a las diferencias de tecnologías en los tubos de rayos X de cada tomógrafo, así como del espectro de radiación emitido por los mismos. Las curvas de calibración fueron construidas en base a los $C_{a,PMMA}$ obtenidos en base a medidas con cámara de ionización cuando era irradiada la rebanada central del fantoma para un ancho de colimación de 1 cm, tomadas para diferentes voltajes en modo axial, con carga constante de 100 mA.s relacionados con los valores de grises obtenidos a partir de la irradiación de tiras de películas radiocrómicas en las mismas condiciones de medida para distintos valores de carga de tubo. Se encuentra entonces una correlación entre los valores de $C_{a,PMMA}$ para la región central y periférica 12 con los valores de grises obtenidos

de las tiras irradiadas, sabiendo que los valores de $C_{a,PMMA}$ varían linealmente con la corriente. De esta forma es posible obtener una curva característica para cada tomógrafo, en cada voltaje utilizado.

3.4 Protocolos de adquisición

Los protocolos de adquisición utilizados para obtener los $C_{a,PMMA}$ mediante la irradiación de la región central del fantoma son presentados en la tabla 3.4.1, Los protocolos helicoidales utilizados para los escaneos de los fantomas de adulto y pediátrico de forma de irradiar las películas radiocrómicas, son presentados en la tabla 3.4.1.

Para fines de reproducibilidad en el proceso de la obtención de los índices de dosis, se ha mantenido la misma carga y espesor de corte en los protocolos axiales de adquisición siempre que fue posible. Para todos los protocolos el tiempo de rotación de tubo fue de 0.5 s salvo para el de tecnología Dual Energy que utilizó 0.8 s.

Tabla 3.4.1. Protocolos de adquisición axiales.

Tomógrafo	Tensión (kV)	Carga (mA.s)	Espesor de corte (mm)
1	80	100	10
	100	100	10
	120	100	10
2	80	100	10
	100	100	10
	120	100	10
3	80	100	10
	100	100	10
	120	100	10
4	80	100	12
	100	100	12
	120	100	12
5	80	100	10
	110	100	10
	130	100	10

a La numeración se corresponde a la realizada en la Tabla 1.

Tabla 3.4.2. Protocolos de adquisición helicoidales para la irradiación de películas radiocrómicas.

Tomógrafo	Tensión (kV)	Carga (mA.s)	Espesor de corte (mm)	Pitch
1	80	100	40	1.375
	120	100	40	1.375
	130	100	40	1.375
	70 – 140a	260	40	1.375
2	80	100	40	1.375
	100	100	40	1.375
	120	100	40	1.375
4	80	100	12	0.938
	100	100	12	0.938
	120	100	12	0.938
5	80	100	10	0.75
	110	100	10	0.75
	130	100	10	0.75

a Los resultados serán discutidos en el apéndice 4.

3.4.1. Protocolos optimizados

Para la deducción de los protocolos optimizados, fueron utilizados protocolos helicoidales, con voltajes constantes, partiendo en todos los casos desde una carga de tubo de 100 mA.s y reduciéndola hasta que el índice de ruido llegara a ser menor o igual a 1%.

Tabla 3.4.3. Configuración de parámetros para la obtención de protocolos optimizados.

Tomógrafo	Tensión (kV)	Espesor de corte (mm)	Pitch
1	80	0.6	1.375
	100	0.6	1.375
	120	0.6	1.375
2	120	4	1.375
3	80	3	1.4
	100	3	1.4
	120	3	1.4
4	120	1	0.75
5	80	5	1
	110	5	1
	130	5	1

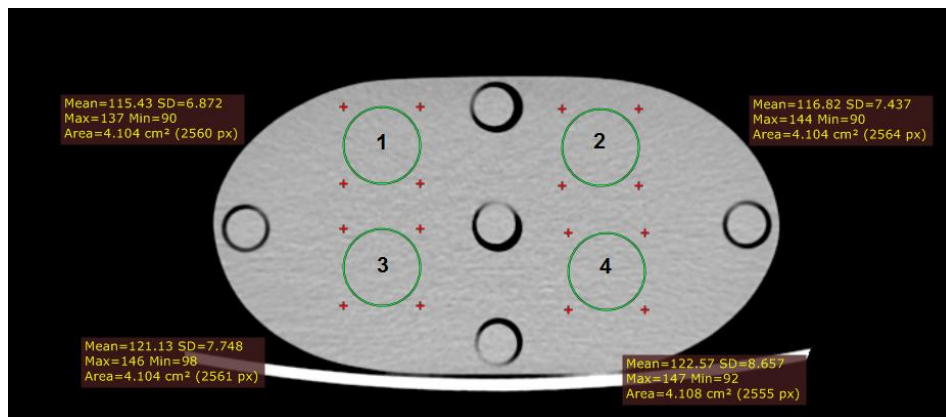
Los protocolos optimizados deben establecer un equilibrio entre dosis y calidad de imagen. Los valores de $C_{a,vol,PMMA}$ sugeridos por la AAPM a través de la plataforma IMAGE GENTLY, calculados en base a un fantoma de adulto estándar de 32 cm de diámetro (y que según su recomendación pueden ser convertidos a los valores para 16 cm de forma de obtener una idea de la dosis para estos tamaños anatómicos), pueden ser tomados como referencia para la búsqueda de protocolos optimizados. Para el rango de edades de 1 a 5 años las recomendaciones para los valores de $C_{a,vol,PMMA}$ se encuentran entre 4.4 mGy y 8.6 mGy. Además, dado que el fantoma pediátrico de tórax utilizado en este trabajo tiene 23 cm de eje mayor y 11 cm de eje menor dando un diámetro efectivo (calculado como $\sqrt{ejemayor * ejemenor}$) de 15.9 cm, se concluye que la comparación con valores de $C_{a,vol,PMMA}$ para un fantoma cilíndrico de base 16 cm es correcto. Los parámetros para los protocolos optimizados en base a distintos tomógrafos generados por Image Gently se ajustan a los presentados en este trabajo con diferencias que dependen del tomógrafo y del Servicio en cuestión [70].

3.5 Análisis de calidad de imagen

Para el análisis y evaluación de la calidad de imagen fue seleccionada la imagen del corte central del fantoma de forma de estudiar la interferencia de la radiación secundaria, siendo que este corte es el que recibe mayor cantidad de dosis debido a este tipo de radiación. Para esta evaluación fue utilizado el software RadiAnt® el cual permite el procesamiento de imágenes DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). La figura 3.5.1. ilustra el uso del software mencionado. En

la imagen del corte central encontrada en los protocolos mencionados en la sección anterior, se han seleccionado cuatro ROIs de 4 cm^2 (de acuerdo a recomendaciones del OIEA) de forma de obtener los valores promedio de los pixeles y sus desviaciones estándar para luego de promediarlos, calculando el valor de índice de ruido para cada valor de corriente, utilizando la ecuación 2.21 [71].

Figura 3.5.1. ROIs utilizados para la medida de ruido en distintas regiones del fantoma pediátrico.



4. Resultados con cámara de ionización

Los resultados con cámara de ionización fueron organizados siendo primeramente presentado un análisis de las dosis absorbidas locales generadas por cada tomógrafo en función de la tensión y la corriente de tubo. A continuación son presentadas las dosis absorbidas ponderadas y luego la variación de estos valores en función de la tensión de tubo para todos los tomógrafos. Finalmente se presenta una comparación de las dosis absorbidas locales para los tomógrafos 1 y 3.

4.1 Valores de $C_{a,PMMA,100}$

4.1.1. Tomógrafo 1

En la tabla 4.1.1 son presentados los valores $C_{a,PMMA,100}$ con sus respectivas desviaciones estándar (SD) en las cinco posiciones del fantoma para las tensiones de 120, 100 y 80 kV resultado de aplicar los protocolos de la tabla 3.4.1. Fueron realizadas cinco medidas en cada posición del fantoma para cada una de las tensiones. Para la obtención de los $C_{a,PMMA,100}$ en cada punto, los valores Kerma en aire ($C_{a,100}$) obtenidos en cada medida fueron corregidos por los factores de conversión aire/PMMA de 1.0418, 1.0324 y 1.0106 para las tensiones de 120, 100 y 80 kV, respectivamente.

Tabla 4.1.1. Medidas de $C_{a,PMMA,100}$ (mGy) para el tomógrafo 1.

Tensión (kV)	$C_{a,PMMA,100}$ (mGy)	Posición				
		3	6	9	12	Central
120	Promedio	17.21	21.09	17.29	22.86	19.06
	SD	0.00	0.00	0.00	0.00	0.24
100	Promedio	11.08	13.85	11.01	15.12	12.57
	SD	0.00	0.19	0.04	0.23	0.76
80	Promedio	6.10	7.77	6.05	8.60	6.56
	SD	0.00	0.00	0.05	0.16	0.05

Los resultados demuestran una relación directamente proporcional entre las dosis absorbidas locales y las tensiones utilizadas para un valor de corriente de tubo constante. Tensiones más pequeñas generan dosis absorbidas locales más pequeñas.

Para la tensión de 120 kV el valor promedio de $C_{a,PMMA,100}$ máximo fue obtenido en la posición 12 y fue de 22.86 mGy siendo 32.83 % mayor que el mínimo valor obtenido para esta tensión, el cual se corresponde a la posición 3 y fue de 17.21 mGy. Para 100 kV, se observó un comportamiento similar, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ registrado en la posición 12 fue de 15.12 mGy siendo 37.33 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 9 y fue de 11.01 mGy. Finalmente, para 80 kV, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ registrado en la posición 12 fue de 8.60 mGy siendo 42.14 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 9 y fue de 6.05 mGy.

El hecho que la dosis promedio máxima se encuentre en la posición 12 condice con los resultados publicados por otros autores al utilizar los fantomas estándar cilíndricos de base circular de 16 y 32 cm de diámetro. Sin embargo, las dosis promedio

mínimas se han encontrado en las posiciones 3 y 9 (dada la simetría del fantoma, lo cual evidencia un buen posicionamiento del mismo) diferente a lo que sucede al utilizar los fantomas estándar donde en general la dosis menor son medidas en la posición central. Este comportamiento puede explicarse analizando la trayectoria del haz de rayos para llegar a las posiciones 3, 9 y central. Dada la geometría elíptica del fantoma, el haz de rayos X en promedio es más atenuado durante una rotación de tubo cuando se mide la dosis en las posiciones 3 y 9 que para la posición central lo cual no sucede si el fantoma es cilíndrico de base circular, simplemente por simetría.

También se puede observar que los valores de dosis para la posición 6 resultaron ser mayores que para las posiciones 3 y 9 en todos los casos lo cual no siempre ocurre cuando se utilizan fantomas estándar para las medidas de los índices de dosis. Si bien la mesa filtra el haz en aproximadamente un quinto del recorrido del tubo por vuelta entera al igual que para el caso del uso de fantomas estándar, y también se tiene que a menor tensión de tubo mayor filtración del haz, dado que la energía media del mismo decrece, la geometría del fantoma utilizado hace que el haz sea filtrado durante gran parte del recorrido generando menores dosis locales en las posiciones 3 y 9. Además, el valor de dosis promedio obtenido para la posición central es mayor que para estas posiciones.

Para todas las tensiones los valores de dosis absorbida en las posiciones 3 y 9 distan máximo 0.46 % evidenciando el buen posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry.

4.1.2. Tomógrafo 2

En la tabla 4.1.2 son presentados los valores de $C_{a,PMMA,100}$ promedio con sus respectivas desviaciones estándar en las cinco posiciones del fantoma para las tensiones de 120, 100 y 80 kV resultado de aplicar los protocolos de la tabla 3.4.1. Al igual que para el caso del tomógrafo 1, fueron realizadas cinco medidas en cada posición del fantoma para cada una de las tensiones. Para la obtención de los $C_{a,PMMA,100}$ en cada punto, los valores Kerma en aire ($C_{a,100}$) obtenidos en cada medida fueron corregidos por los factores de conversión aire/PMMA de 1.0418, 1.0324 y 1.0106 para las tensiones de 120, 100 y 80 kV, respectivamente.

Al igual que para el caso del tomógrafo 1, los resultados demuestran una relación directamente proporcional entre las dosis absorbidas locales y las tensiones utilizadas para un valor de corriente de tubo constante. También se observa que los valores de dosis promedio para la posición 12 son los mayores sin importar la tensión utilizada.

Para la tensión de 120 kV el valor promedio de $C_{a,PMMA,100}$ en la posición 12 fue de 21.07 *mGy* siendo 22.30 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 3 y fue de 17.23 *mGy*. Además el valor de dosis promedio para la posición central es mayor que para las posiciones 3 y 9. Para 100 kV se ha observado el valor medio registrado en la posición 12 fue de 13.14 *mGy* siendo 17.63 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición central y fue de 11.17 *mGy*.

Tabla 4.1.2. Medidas de $C_{a,PMMA,100}$ (mGy) para el tomógrafo 2.

Tensión (kV)	$C_{a,PMMA,100}$ (mGy)	Posición				
		3	6	9	12	Central
120	Promedio	17.23	19.39	17.47	21.07	17.67
	SD	0.02	0.02	0.03	0.02	0.23
100	Promedio	11.18	10.72	11.83	13.14	11.17
	SD	0.02	0.01	0.01	0.02	0.01
80	Promedio	5.74	6.26	5.78	7.32	5.64
	SD	0.03	0.01	0.01	0.00	0.01

Finalmente, para 80 kV, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ en la posición 12 fue de 7.32 mGy siendo 29.78 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición central y fue de 5.64 mGy. Para estas últimas dos tensiones, los valores de dosis promedio obtenidos para la posición central son menores que para las posiciones 3 y 9.

También se puede observar que los valores de dosis para la posición 6 resultaron ser mayores que para las posiciones 3 y 9 en todos los casos al igual que para el tomógrafo 1.

Para todas las tensiones los valores de dosis absorbida en las posiciones 3 y 9 distan máximo 5.5 % evidenciando una deficiencia en el posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry para las tensiones 120 kV y 100 kV.

4.1.3. Tomógrafo 3

En la tabla 4.1.3 son presentados los valores de $C_{a,PMMA,100}$ promedio con su respectivas desviaciones estándar en las cinco posiciones del fantoma para las tensiones de 120, 100 y 80 kV resultado de aplicar los protocolos de la tabla 3.4.1. Al igual que para los demás tomógrafos, fueron realizadas cinco medidas en cada posición del fantoma para cada una de las tensiones. Para la obtención de las dosis absorbidas en cada punto, los valores Kerma en aire ($C_{a,100}$) obtenidos en cada medida fueron corregidos por los factores de conversión aire/PMMA de 1.0418, 1.0324 y 1,0106 para las tensiones de 120, 100 y 80 kV, respectivamente.

Tabla 4.1.3. Medidas de $C_{a,PMMA,100}$ (mGy) para el tomógrafo 3.

Tensión (kV)	$C_{a,PMMA,100}$ (mGy)	Posición				
		3	6	9	12	Central
120	Promedio	9.79	10.92	9.70	12.38	10.58
	SD	0.00	0.15	0.00	0.14	0.19
100	Promedio	5.93	6.77	5.83	7.55	6.65
	SD	0.08	0.07	0.04	0.08	0.04
80	Promedio	2.81	3.20	2.75	3.77	3.15
	SD	0.00	0.05	0.05	0.05	0.00

Como fue observado para los dos tomógrafos anteriores, los resultados demuestran una relación directamente proporcional entre las dosis absorbidas locales y las tensiones utilizadas

para un valor de corriente de tubo constante. Tensiones más pequeñas generan dosis absorbidas locales más pequeñas. Además, se observa que los valores de dosis promedio para la posición 12 son los mayores sin importar la tensión utilizada.

Para 120 kV, el valor medio registrado en la posición 12 fue de 12.38 *mGy* siendo 27.61 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual pertenece a la posición 9 y fue de 9.70 *mGy*. Para 100 kV, el valor medio de dosis registrado en la posición 12 fue de 7.52 *mGy* siendo 28.99 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 9 y fue de 5.83 *mGy*. Finalmente, para 80 kV, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ registrado en la posición 12 fue de 3.77 *mGy* siendo sólo 37.10 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 9 y fue de 2.75 *mGy*. Se ha apreciado que el $C_{a,PMMA,100}$ promedio para la posición 12 es la mayor respecto a las otras posiciones, igual que en los casos anteriores.

Periféricamente, las dosis menores se encuentran en las posiciones 3 y 9 salvo para el caso de 120 kV, donde la dosis menor se ha dado en la posición central.

También se puede observar que los valores de dosis absorbida para la posición 6 resultaron ser mayores que para las posiciones 3 y 9 en todos los casos lo cual no siempre ocurre cuando se utilizan fantomas estándar para las medidas de los índices de dosis, este es el mismo comportamiento que se mostró para los dos tomógrafos anteriores.

Para todas las tensiones los valores de dosis absorbida en las posiciones 3 y 9 distan máximo 1.72 % evidenciando el buen posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry.

4.1.4. Tomógrafo 4

En la tabla 4.1.4 son presentados los valores de $C_{a,PMMA,100}$ promedio con sus respectivas desviaciones estándar en las cinco posiciones del fantoma para las tensiones de 120, 100 y 80 kV resultado de aplicar los protocolos de la tabla 3.4.1. Al igual que para los demás tomógrafos, fueron realizadas cinco medidas en cada posición del fantoma para cada una de las tensiones. Para la obtención de los $C_{a,PMMA,100}$ en cada punto, los valores Kerma en aire ($C_{a,100}$) obtenidos en cada medida fueron corregidos por los factores de conversión aire/PMMA de 1.0418, 1.0324 y 1.0106 para las tensiones de 120, 100 y 80 kV, respectivamente.

Tabla 4.1.4. Medidas de $C_{a,PMMA,100}$ (mGy) para el tomógrafo 4.

Tensión (kV)	$C_{a,PMMA,100}$ (mGy)	Posición				
		3	6	9	12	Central
120	Promedio	14.24	18.65	14.09	20.89	11.86
	SD	0.03	0.05	0.09	0.13	0.02
100	Promedio	9.49	12.31	9.46	14.01	11.90
	SD	0.05	0.07	0.11	0.09	0.03
80	Promedio	5.21	6.93	5.12	8.02	6.45
	SD	0.03	0.05	0.04	0.05	0.03

Como fue observado en los tomógrafos anteriores, los resultados demuestran una relación directamente proporcional entre las dosis absorbidas locales y las tensiones utilizadas para un valor

de corriente de tubo constante. Tensiones más pequeñas generan dosis absorbidas locales más pequeñas. Además, se observa que los valores de dosis promedio para la posición 12 son los mayores sin importar la tensión utilizada.

Para 120 kV de tensión, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ registrado en la posición 12 fue de 20.89 *mGy* siendo 76.1 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 3 y fue de 11.86 mGy.

Cuando fue utilizado 100 kV de tensión, el valor medio registrado en la posición 12 fue de 14.01 *mGy* siendo 48.10 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 9 y fue de 9.46 *mGy*. Se ha apreciado que la dosis promedio para la posición 12 es la mayor respecto a las otras posiciones, igual que en los casos anteriores. Para 80 kV, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ registrado en la posición 12 fue de 8.02 *mGy* siendo 56.64 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición 3 y fue de 5.12 *mGy*.

También se puede observar que los valores de dosis absorbida para la posición 6 resultaron ser mayores que para las posiciones 3 y 9 en todos los casos igual que para los demás tomógrafos. Para todas las tensiones los valores de dosis absorbida en las posiciones 3 y 9 distan máximo 10.0 % evidenciando una deficiencia en el posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry para 120 kV, pues la diferencia porcentual entre los valores de las posiciones 3 y 9 para 100 kV y 80 kV, están debajo del 2 %. Respecto a la dosis promedio en la posición central, esta fue mayor que la obtenida en las posiciones 3 y 9 para las tensiones 100 y 80 kV, pero no para 120 kV al igual que para el caso del tomógrafo anterior.

4.1.5. Tomógrafo 5

En la tabla 4.1.5 son presentados los valores de $C_{a,PMMA,100}$ promedio con sus respectivas desviaciones estándar en las cinco posiciones del fantoma para las tensiones de 130, 110 y 80 kV resultado de aplicar los protocolos de la tabla 3.4.1. Al igual que para los demás tomógrafos, fueron realizadas cinco medidas en cada posición del fantoma para cada una de las tensiones. Para la obtención de los $C_{a,PMMA,100}$ en cada punto, los valores Kerma en aire ($C_{a,100}$) obtenidos en cada medida fueron corregidos por los factores de conversión aire/PMMA de 1.0439, 1.0269 y 1,0106 para las tensiones de 130, 110 y 80 kV, respectivamente.

Tabla 4.1.5. Medidas de $C_{a,PMMA,100}$ (mGy) para el tomógrafo 5.

Tensión (kV)	$C_{a,PMMA,100}$ (mGy)	Posición				
		3	6	9	12	Central
130	Promedio	18.39	17.64	18.93	21.25	17.55
	SD	0.00	0.00	0.08	0.00	0.00
110	Promedio	12.60	12.50	12.93	14.68	12.03
	SD	0.00	0.37	0.12	0.04	0.04
80	Promedio	4.91	4.68	5.18	5.95	4.43
	SD	0.04	0.14	0.00	0.15	0.00

Como fue evidenciado en los tomógrafos anteriores, los resultados demuestran una relación directamente proporcional entre las dosis absorbidas locales y las tensiones utilizadas para un valor de corriente de tubo constante. Tensiones más pequeñas generan

dosis absorbidas locales más pequeñas. Además, se observa que los valores de dosis promedio para la posición 12 son los mayores y los de la posición central los menores obtenidos, sin importar la tensión utilizada.

Para 130 kV el valor medio de $C_{a,PMMA,100S}$ registrado en la posición 12 fue de 21.25 *mGy* siendo 21.10 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición central y fue de 17.55 *mGy*. A 110 kV, el valor medio de $C_{a,PMMA,100}$ registrado en la posición 12 fue de 14.68 *mGy* siendo 22.03 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición central y fue de 12.03 *mGy*. Finalmente, para 80 kV de tensión, el valor medio registrado en la posición 12 fue de 5.95 *mGy* siendo 34.3 % mayor que el mínimo valor obtenido, el cual se corresponde a la posición central y fue de 4.43 *mGy*.

También se puede observar que los valores de dosis absorbida para la posición 6 resultaron ser mayores que para las posiciones 3 y 9 como en los casos anteriormente presentados. Para todas las tensiones los valores de dosis absorbida en las posiciones 3 y 9 distan un máximo de 3 % evidenciando un buen posicionamiento del fantoma.

4.1.6. Análisis de la distribución de los valores máximos y mínimos de dosis locales.

Para todos los tomógrafos los valores máximos de dosis absorbida se encuentra en la posición 12, mientras que los mínimos (a diferencia de lo que ocurre cuando se utilizan fantomas estándar) varían entre las posiciones 3, 9 y central. La tabla 4.1.6 presenta

las distribuciones de diferencias porcentuales entre los valores máximo y mínimo de dosis absorbida

Tabla 4.1.6. Diferencias porcentuales entre los valores máximo y mínimo de $C_{a,PMMA,100}$.

Tensión (kV)	T1		T2		T3		T4		T5	
	Posición del mínimo	Diferencia %	Posición del mínimo	Diferencia %	Posición del mínimo	Diferencia %	Posición del mínimo	Diferencia %	Posición del mínimo	Diferencia %
80	9	42.14	Central	29.78	9	37.19	3	56.64	Central	34.31
100	9	37.33	central	17.63	9	29.50	9	17.83		
110									Central	22.03
120	3	32.83	3	22.30	9	27.61	Central	76.10		
130									Central	21.10

Estas diferencias pueden estar asociadas principalmente a las diferentes filtraciones de los haces, a la distancia foco - tubo y a los detectores. En general, haces más penetrantes tienden a generar dosis menores en las posiciones 3 y 9 mientras que haces más penetrantes lo hacen en la posición central. Además, los resultados demuestran que en general, las diferencias porcentuales son mayores para valores de voltaje menores. Sin embargo, para el caso del tomógrafo 5, los valores mínimos de dosis siempre se han dado en la posición central.

4.2 Valores de $C_{a,PMMA,w}$

En la tabla 4.2.1 son presentados los valores de los índices de dosis absorbida ponderada ($C_{a,PMMA,w}$) con sus respectivas desviaciones estándar para cada tomógrafo en cada tensión de tubo utilizada.

Tabla 4.2.1. $C_{a,PMMA,w}$ generados por cada tomógrafo.

Tensión (kV)	Tomógrafo	$C_{a,PMMA,w}$ (mGy)	SD (mGy)
130	5	18.55	0.01
120	1	19.43	0.08
	2	18.42	0.03
	3	10.67	0.11
	4	15.26	0.06
110	5	12.79	0.10
100	1	12.70	0.52
	2	11.52	0.01
	3	6.53	0.06
	4	11.51	0.06
80	1	6.94	0.17
	2	6.08	0.01
	3	3.14	0.06
	4	6.36	0.04
	5	4.93	0.06

Para cada tensión en particular, las dosis generadas por los tomógrafos son diferentes. El tomógrafo 1 ha generado los mayores valores de índice de dosis mientras que el tomógrafo 3 ha generado las dosis menores.

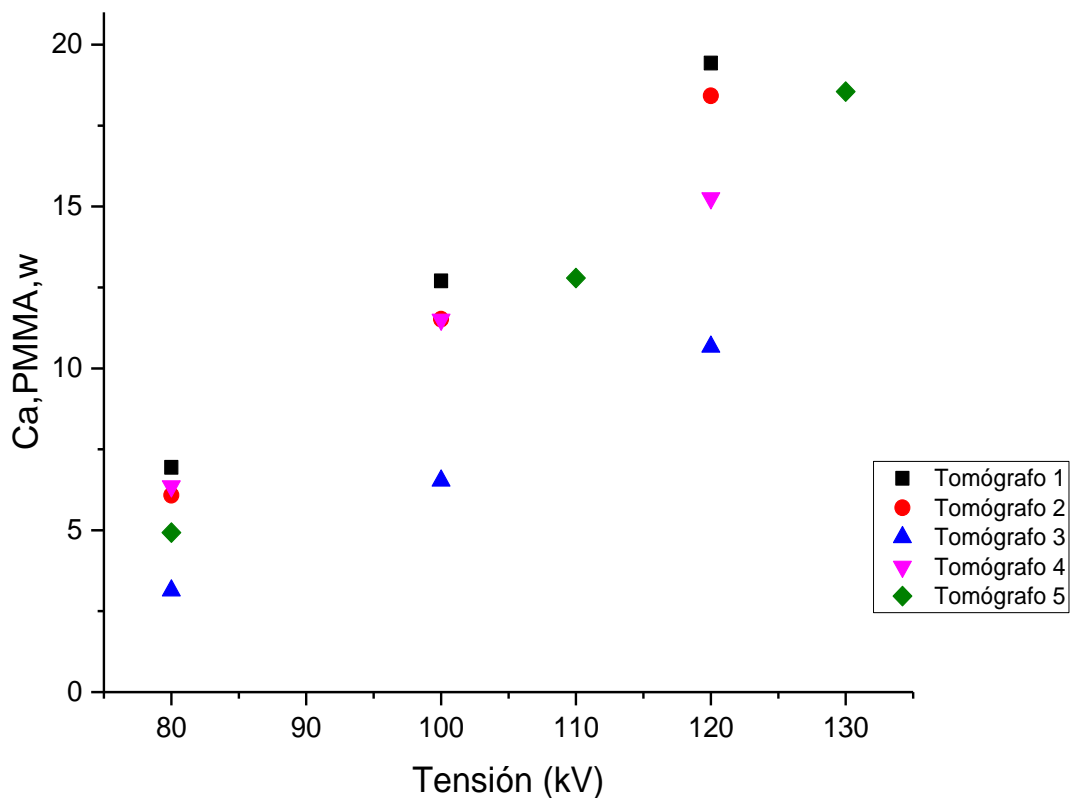
Para 120 kV existe una diferencia entre el $C_{a,PMMA,w}$ máximo y mínimo de un 82.10%, para 100 kV de un 94.49 % y para 80 kV de un 121.02 %. Esta diferencia se hace mayor cuando las tensiones son menores. El caso del tomógrafo 5 es especial dado las tensiones de tubo que el equipo permite seleccionar, sin embargo comparado con los demás tomógrafos se puede decir

que es el equipo que genera dosis menores después del tomógrafo 3

4.3 Variación de las dosis en función de la tensión del tubo.

En la figura 4.3.1 se muestra en un único gráfico los valores del índice de dosis ponderada ($C_{a,PMMA,w}$) en función de la tensión de tubo.

Figura 4.3.1. Valores de $C_{a,PMMA,w}$ en función de la tensión de tubo aplicada para todos los tomógrafos estudiados.



Puede observarse en todos los casos una relación directamente proporcional entre dosis y tensión, existiendo una rela-

ción no lineal entre las mismas. Sin embargo, aplicar el mismo protocolo en cada tomógrafo genera dosis diferentes.

Por ejemplo, el gráfico muestra que el tomógrafo 1 es capaz de generar dosis de aproximadamente el doble que el tomógrafo 3 para un mismo protocolo. El tomógrafo 5 en 130 kV depositó una dosis menor que el tomógrafo 1 en 120 kV.

El tomógrafo 2 y 4 presentaron valores de dosis similares para 80 kV y 100 kV. Es posible que para 120 kV se mantuviera este comportamiento, sin embargo, el tomógrafo 4 presentó una caída en el valor de dosis para esta tensión, atribuible tal vez a un error de medida.

La diferencia porcentual dosimétrica entre el valor máximo y mínimo del índice de dosis ponderada aumenta al descender la tensión de tubo, aunque el rango de dosis entre estos dos valores es mayor al aumentar la tensión de tubo.

4.4 Comparación de los valores de $C_{a,PMMA,100}$ para los tomógrafos 1 y 3.

En la tabla 4.4.1 son presentados los valores de las dosis absorbidas promedio medidas utilizando un fantoma de adulto estándar utilizando los protocolos axiales presentados en la tabla 3.3.3 para cada uno de las tensiones de tubo permitidas por el equipamiento. Se han presentado los resultados para los tomógrafos 1 y 3 dado que son los que generan dosis mayores y menores respectivamente.

A diferencia de lo que ocurre cuando se utiliza el fantoma pediátrico, los valores mínimos de dosis siempre se encuentran en la posición central.

Cabe destacar que todos los valores de $C_{a,PMMA,w}$ obtenidos mediante el uso del fantoma de adulto son menores a los obtenidos utilizando el fantoma pediátrico.

Tabla 4.4.1. Valores del índice de dosis ponderada en función de la tensión de tubo aplicada para los tomógrafos 1 y 3.

		Tomógrafo 1	Tomógrafo 3
	Posición	$C_{a,PMMA,100}$	$C_{a,PMMA,100}$
120 kV	C	5.33	3.66
	3	11.48	6.75
	6	10.26	6.27
	9	11.58	6.70
	12	11.61	6.92
	$C_{a,PMMA,w}$	9.27	5.66
100 kV	C	3.18	2.12
	3	7.25	3.98
	6	6.50	3.67
	9	7.28	4.04
	12	7.47	3.98
	$C_{a,PMMA,w}$	5.81	3.32
80 kV	C	1.45	0.86
	3	3.90	1.86
	6	3.48	1.80
	9	3.85	1.89
	12	4.04	1.94
	$C_{a,PMMA,w}$	3.03	1.53

Nota: $SD = 0.00 \text{ mGy}$ para todos los valores de dosis promedio presentados en la tabla.

Porcentualmente aplicar el mismo protocolo al fantoma pediátrico que para el adulto, puede generar sobredosis en pacientes pediátricos tal y como se muestran en la tabla 4.4.2.

Los valores de sobredosis porcentuales varían dependiendo el kV utilizado. Existe una tendencia al aumento de esta dife-

rencia cuando disminuye el kV. La utilización de protocolos de adulto en pacientes pediátricos puede generar dosis cercanas al doble o superior en pacientes pediátricos. Esto muestra la necesidad de la optimización de protocolos teniendo en cuenta su edad y tamaño.

Tabla 4.4.2. Sobredosis porcentuales resultado de aplicar un mismo protocolo al fantoma estándar de adulto como al fantoma pediátrico.

	Tomógrafo 1	Tomógrafo 3
	Sobredosis porcentual (%)	Sobredosis porcentual (%)
120 kV	42.44	88.52
100 kV	118.59	96.67
80 kV	129.04	105.23

5. Resultados con películas radiocrómicas

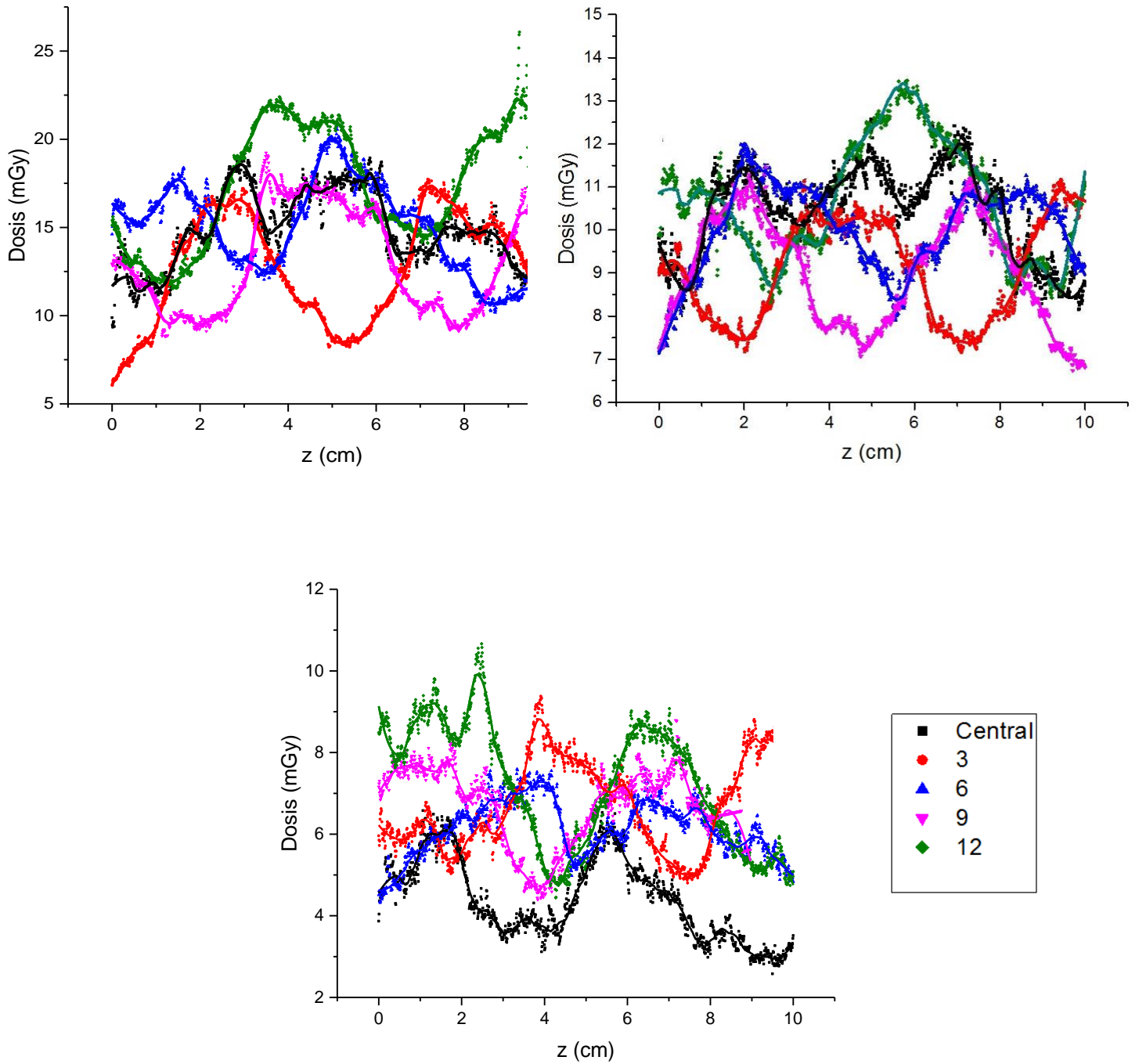
Las películas radiocrómicas permiten observar la variación longitudinal de la dosis. En virtud de tener el registro de oscurecimiento dependiente de la energía media del haz de rayos X, se hace necesaria la generación de una curva de calibración para cada espectro.

La variación puntual de la dosis absorbida sufre influencia de la homogeneidad del haz, de su espesor, del pitch utilizado en la exploración y de la carga del tubo, que en este caso siempre fue de 100 mA.s. Todas las curvas que representan los perfiles de dosis han sido ajustadas mediante el método de Savitzky-Golay utilizando el software Origin®.

5.1 Tomógrafo 1

La figura 5.1 muestra los gráficos de las distribuciones de dosis en las cinco posiciones del fantoma de tórax de niño de dos años para los experimentos realizados con 120, 100 y 80 kV correspondientes al tomógrafo 1. Las curvas obtenidas para las tres tensiones tienen formas similares, pero están desfasadas entre sí. Las ondas periféricas se repiten cada 5.5 cm y están desfasadas entre sí, pues el haz tiene un espesor de 4 cm y el factor de pitch es de 1,375. Los picos ocurren cuando el foco del tubo está más cerca de la película durante la rotación del tubo y los valles ocurren cuando el tubo está más distante (180° de desfase). Como las posiciones periféricas están desfasadas 90° los picos ocurren con 90° de diferencia entre ellos.

Figura 5.1. Perfiles de dosis absorbida para distintas tensiones en el tomógrafo 1.



La tabla 5.1.1 muestra los valores máximos de dosis para las cinco posiciones y los tres valores de tensión, para este fin, fueron seleccionados 20 valores en el entorno de cada máximo.

Tabla 5.1.1. Valores máximos de dosis absorbida en mGy con sus desviaciones estándar asociadas.

Tension (kV)	Posición									
	3		6		9		12		C	
	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD
120	17.52	2.40	21.23	2.12	19.24	2.32	22.41	3.86	18.20	2.72
100	11.54	2.23	11.92	1.94	11.62	1.42	14.01	1.49	12.55	1.49
80	8.64	2.70	7.43	1.56	8.41	1.30	10.66	1.48	6.12	1.32

Los valores máximos han sido alcanzados en la posición 12 en todos los casos, presentándose el mismo comportamiento que para las medidas obtenidas con cámara, mientras que los valores mínimos se han dado en las posiciones 3 para 120 y 100 kV y central para 80 kV.

Los resultados muestran que la diferencia porcentual entre los valores para 120 kV y 80 kV en la posición 12 es de un 110.23 %.

Los valores de dosis obtenidos para las posiciones 3 y 9 son muy próximos entre sí, evidenciando en general un buen posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry. Además, cabe destacar que los valores de dosis máximos alcanzados en la región central son similares a los alcanzados en las posiciones 3 y 9.

Los mínimos absolutos de dosis absorbida de los perfiles fueron 8.21 ± 2.29 mGy, 7.15 ± 1.23 mGy y 2.58 ± 0.66

mGy para 120, 100 y 80 kV alcanzados en las posiciones 3, 9 y central respectivamente.

Las dosis promedio en la posición central fueron $14.81 \pm 3.22 \text{ mGy}$, $10.83 \pm 1.48 \text{ mGy}$ y $6.70 \pm 1.48 \text{ mGy}$ para 120, 100 y 80 Kv, respectivamente, lo cual muestra que estas curvas presentan menos fluctuaciones respecto al máximo de dosis que las periféricas.

La región central de las crestas de las curvas periféricas presenta variaciones que indican que el haz de 4 cm no es muy homogéneo, generándose una variación de la dosis absorbida máxima local en todas estas curvas.

La forma de la curva central es diferente a la de las demás posiciones, esto se debe a que la atenuación a la que es sometida el haz para llegar al centro del fantoma es mayor a la de cualquier posición generando que el perfil del haz varíe menos en esta posición. La curva de la región central también presenta una variación en la región central caracterizada por la inhomogeneidad del haz.

Para la posición 6, los valores máximos de dosis absorbida son en general mayores a las de las posiciones 3 y 9 (salvo para 80 kV) y menores a la de la posición 12. Esto es debido a la atenuación que genera la mesa sobre esta posición.

Finalmente cabe destacar que si el pitch utilizado hubiera sido menor, las dosis hubieran también sido mayores, los perfiles más extendidos son debido al pitch mayor a 1 utilizado.

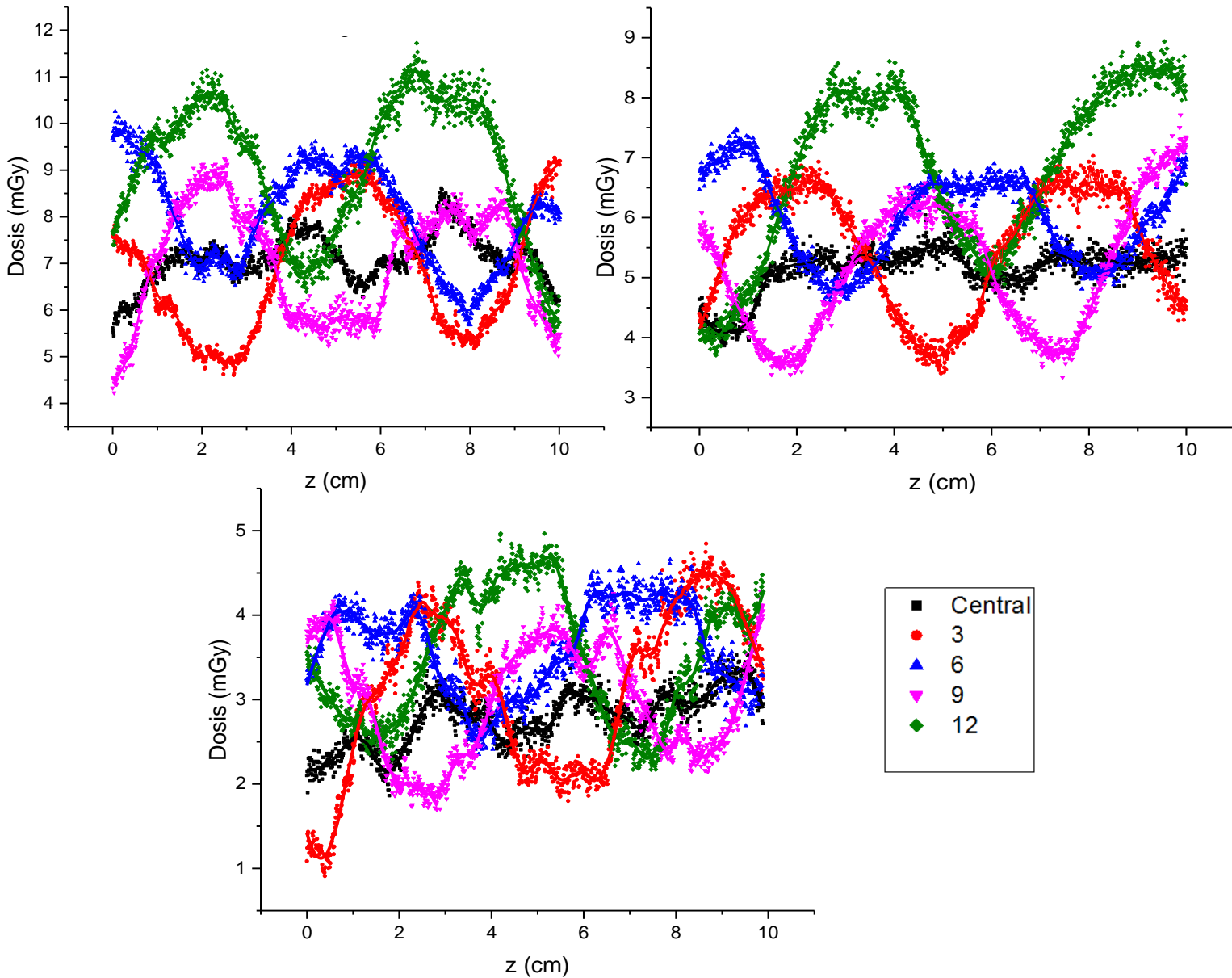
5.2 Tomógrafo 2

La figura 5.2 muestra los gráficos de las distribuciones de dosis en las cinco posiciones del fantoma de tórax de niño de dos

años para los experimentos realizados con 120, 100 y 80 kV correspondientes al tomógrafo 2.

Al igual que para el tomógrafo 1, las curvas obtenidas para las tres tensiones tienen formas similares, pero están desfasadas. Las ondas periféricas se repiten cada 5.5 cm y están desfasadas entre sí, pues también en este caso el haz tiene un espesor de 4 cm y el factor de pitch es de 1,375.

Figura 5.2. Perfiles de dosis absorbida para distintas tensiones en el tomógrafo 2.



La tabla 5.2.1 muestra los valores máximos de dosis para las cinco posiciones y los tres valores de tensión, fueron seleccionados 20 valores en el entorno de cada máximo para este fin.

Tabla 5.2.1. Valores máximos de dosis absorbida en mGy con sus desviaciones estándar asociadas.

Tension (kV)	Posición									
	3		6		9		12		C	
	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD
120	9.30	1.43	10.26	1.32	9.24	1.42	11.72	1.44	8.61	0.51
100	7.02	1.15	7.47	1.10	7.31	1.17	8.39	1.40	6.04	0.39
80	4.84	0.82	4.65	0.47	4.59	0.71	4.96	0.75	3.53	0.34

Los valores máximos han sido alcanzados en la posición 12 en todos los casos, presentándose el mismo comportamiento que para las medidas obtenidas con cámara, mientras que los valores mínimos se han dado en la posición central para todas tensiones. Los resultados muestran que la diferencia porcentual entre los valores para 120 kV y 80 kV en la posición 12 es de un 57.67 %.

Los mínimos absolutos de dosis absorbida fueron $4.61 \pm 1.07 \text{ mGy}$, $3.33 \pm 1.06 \text{ mGy}$ $1.69 \pm 0.66 \text{ mGy}$ para 120, 100 y 80 kV, respectivamente, alcanzados en todos los casos en la posición 3. Tanto los valores máximos y mínimos de dosis absorbida son aproximadamente la mitad de los valores obtenidos en el tomógrafo 1.

Los valores de dosis obtenidos para las posiciones 3 y 9 son muy próximos entre sí distando entre sí un 5.45 % como máximo, evidenciando en general un buen posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry. Además, cabe destacar que los valores de dosis máximos alcanzados en la región central en general son menores a los alcanzados en las posiciones 3 y 9.

Al igual que para el tomógrafo 1, como las posiciones periféricas están desfasadas 90° entre ellas los máximos ocurren con 90° de diferencia entre ellas. Cuando el tubo tiene su distancia mínima a la posición 3 tiene su distancia máxima a la posición 9 haciendo que los máximos estas curvas estén 180° desfasados entre sí.

Las dosis promedio en la posición central fueron $7.10 \pm 0.5 \text{ mGy}$, $5.13 \pm 0.39 \text{ mGy}$ y $2.77 \pm 0.33 \text{ mGy}$ para 120, 100 y 80 kV, respectivamente. Los haces más penetrantes generan curvas con mayores fluctuaciones.

También en este caso, pero en menor proporción se observa que la región central de las crestas de las curvas periféricas presentan variaciones que indican que el haz de 4 cm no es homogéneo, generándose una variación de la dosis absorbida máxima local en todas estas curvas

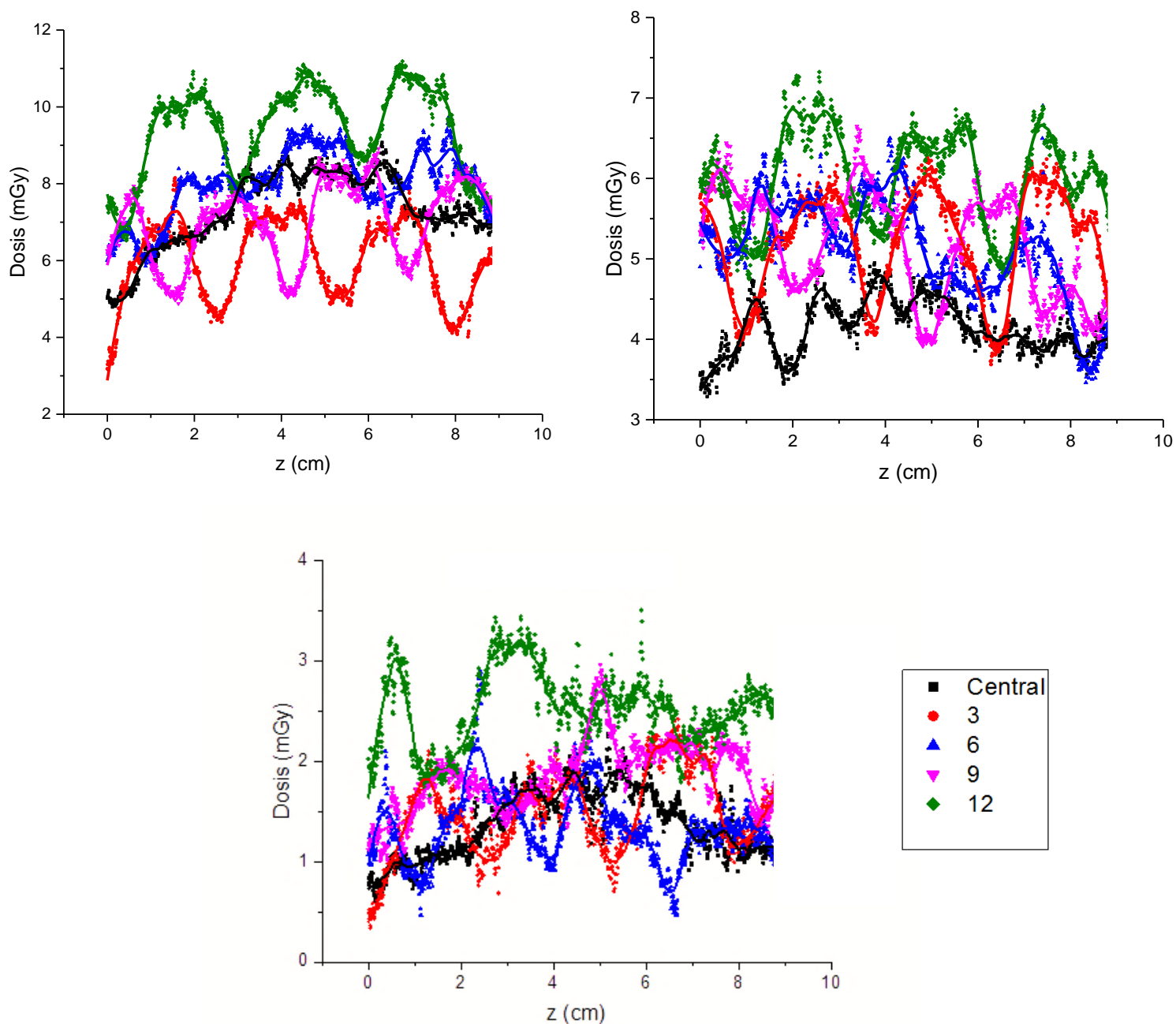
Para la posición 6, los valores máximos de dosis absorbida son en general mayores a las de las posiciones 3 y 9 (salvo para 80 kV) y menores a la dosis de la posición 12.

5.3 Tomógrafo 3

La figura 5.3 muestra los gráficos de las distribuciones de dosis en las cinco posiciones del fantoma de tórax de niño de dos años para los experimentos realizados con 120, 100 y 80 kV correspondientes al tomógrafo 3.

Al igual que para los demás equipos, se observa que las curvas obtenidas para las tres tensiones tienen formas similares, pero están desfasadas. Las ondas periféricas se repiten cada 2.8 cm y están desfasadas entre sí, pues también en este caso el haz tiene un espesor de 2 cm y el factor de pitch es de 1.4.

Figura 5.3. Perfiles de dosis absorbida para distintas tensiones en el tomógrafo 3.



La tabla 5.3.1 muestra los valores máximos de dosis para las cinco posiciones y los tres valores de tensión. Fueron seleccionados 20 valores en la región de los máximos de cada onda.

Tabla 5.3.1. Valores máximos de dosis absorbida en mGy con sus desviaciones estándar asociadas

Tension (kV)	Posición									
	3		6		9		12		C	
	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD
120	8.21	1.34	8.61	0.98	8.42	1.10	11.19	1.12	8.32	0.82
100	6.32	1.17	6.71	0.92	6.61	0.92	7.36	0.61	4.62	0.33
80	2.34	0.94	2.34	0.94	2.71	0.99	4.42	0.41	1.82	0.30

Los valores máximos han sido alcanzados en la posición 12 en todos los casos, presentándose el mismo comportamiento que para las medidas obtenidas con cámara, mientras que los valores mínimos se han dado en la posición 3 para 120 kV y en la posición central para 100 kV y 80 kV, respectivamente.

Los resultados muestran que la diferencia porcentual entre los valores para 120 kV y 80 kV en la posición 12 es de un 60.50 %, similar a la obtenida con el tomógrafo 2.

Los mínimos absolutos de dosis absorbida fueron 3.15 ± 1.02 mGy, 3.29 ± 0.35 mGy y 0.47 ± 0.15 mGy para 120, 100 y 80 kV, respectivamente, alcanzados en todos los casos en la posición 3. Tanto los valores máximos y mínimos de dosis absorbida son menores que los alcanzados por el tomógrafo 1.

Los valores de dosis obtenidos para las posiciones 3 y 9 son muy próximos entre sí distando un 2.5 % como máximo, evidenciando en general un buen posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry. Además, cabe destacar que los valores de dosis máximos alcanzados en la región central en general son menores a los alcanzados en las posiciones 3 y 9.

Al igual que para los casos anteriores, como las posiciones periféricas están desfasadas 90° entre ellas los máximos ocurren

con 90° de diferencia entre ellas. Cuando el tubo tiene su distancia mínima a la posición 3 tiene su distancia máxima a la posición 9 haciendo que los máximos estas curvas estén 180° desfasados entre sí.

Las dosis promedio en la posición central fueron fueron $7.32 \pm 0.97 mGy$, $4.13 \pm 0.34 mGy$ y $1.37 \pm 0.33 mGy$ para 120, 100 y 80 kV, respectivamente. Similares a las dosis generadas en esta región por el tomógrafo 2.

La curva de la región central también presenta una variación en la región central caracterizada por la falta de homogeneidad del haz.

Al igual que en los casos anteriores, se observa que la región central de las crestas de las curvas periféricas presenta variaciones que indican que el haz de 4 cm no es homogéneo, generándose una variación de la dosis absorbida máxima local en todas estas curvas.

Para la posición 6, los valores máximos de dosis absorbida son en general mayores a las de las posiciones 3 y 9 (salvo para 80 kV) y menores a la de la posición 12.

Como se indicó anteriormente, el tomógrafo 3 es el que genera menor dosis del grupo de equipos a ser estudiados, sin embargo, tanto los valores máximos y mínimos de dosis alcanzados por las curvas para el tomógrafo 2 son similares a las de este tomógrafo. Esto puede ser explicado dado que el para el caso del tomógrafo 2 fue utilizado un espesor de 40 mm y para el caso del tomógrafo 3 uno de 20 mm, lo cual dispuso una reducción de la dosis que el tomógrafo 2 deposita asemejándose a la dosis generada por el tomógrafo 3.

Como se demostró anteriormente, el tomógrafo 3 es el que genera menor dosis de los equipos estudiados. Sin embargo, tanto los valores máximos y mínimos de dosis alcanzados por las curvas generadas por el tomógrafo 2 son similares a las de este.

Esto puede ser explicado porque para el tomógrafo 2 fue utilizado un espesor de corte de 40 mm mientras que para el tomógrafo 3 se utilizó uno de 20 mm.

5.4 Tomógrafo 4

La figura 5.4 muestra los gráficos de las distribuciones de dosis en las cinco posiciones del fantoma de tórax de niño de dos años para los experimentos realizados con 120, 100 y 80 kV correspondientes al tomógrafo 4.

Al igual que para los demás equipos, se observa que las curvas obtenidas para las tres tensiones tienen formas similares, pero están desfasadas. Las ondas periféricas se repiten cada 1.13 cm y están desfasadas entre sí, pues el haz tiene un espesor de 1.2 cm y el factor de pitch es de 0.938

Figura 5.4. Perfiles de dosis absorbida para distintas tensiones en el tomógrafo.

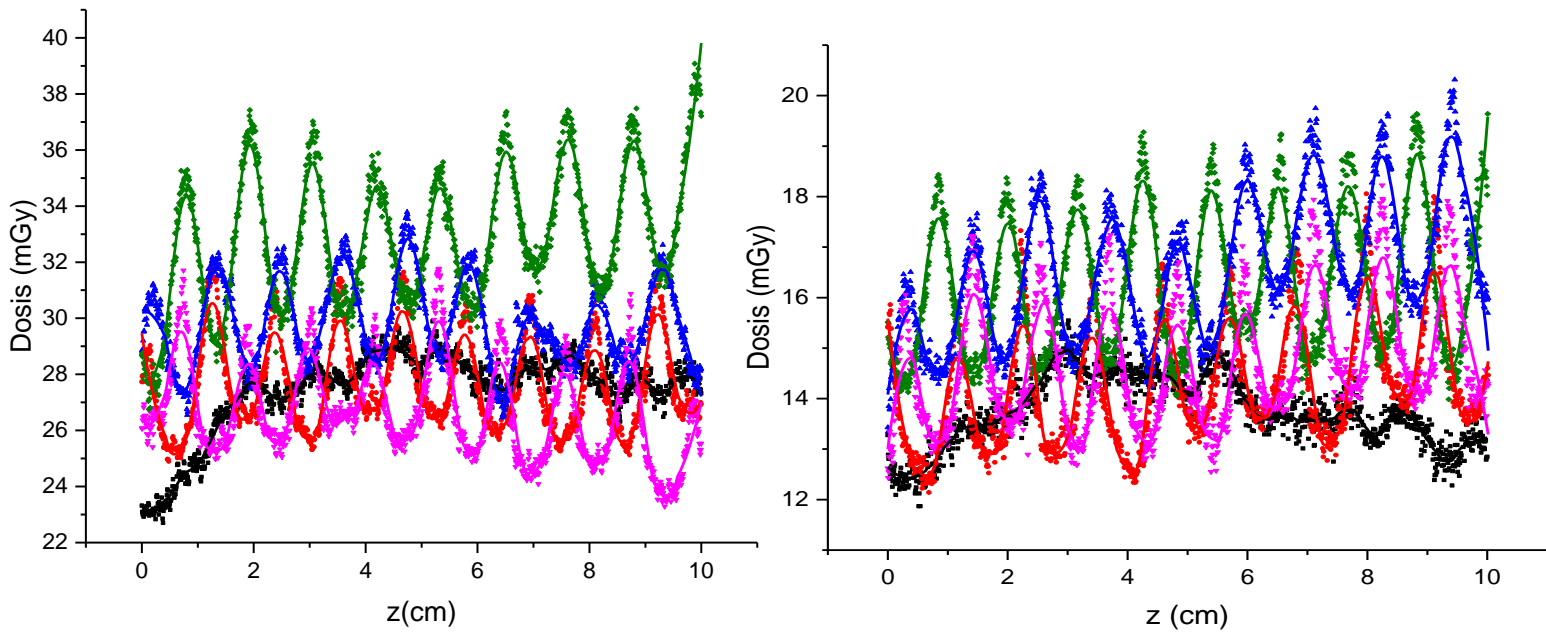
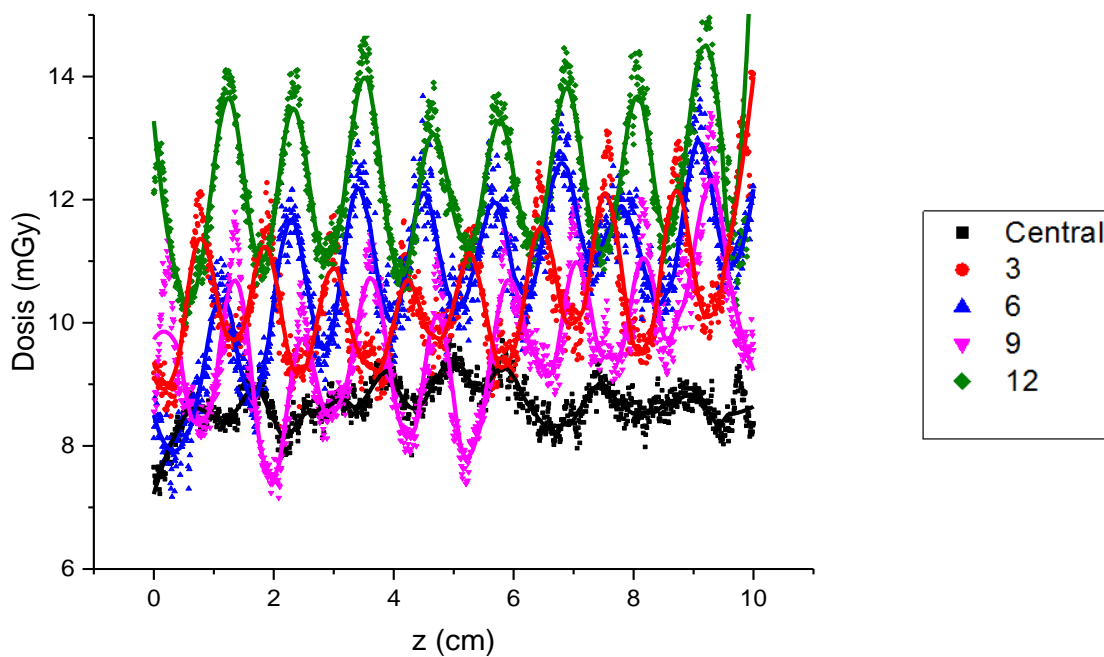


Figura 5.4 (cont.). Perfiles de dosis absorbida para distintas tensiones en el tomógrafo.



La tabla 5.4.1 muestra los valores máximos de dosis para las cinco posiciones y los tres valores de tensión. Fueron seleccionados 20 valores en el entorno de cada máximo.

Tabla 5.4.1. Valores máximos de dosis absorbida en mGy con sus desviaciones estándar asociadas.

Tension (kV)	Posición									
	3		6		9		12		C	
	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD
120	31.89	0.95	33.78	0.76	31.77	0.47	39.08	0.29	29.88	0.35
100	18.06	0.87	20.32	0.63	18.23	0.54	19.63	0.52	15.54	0.27
80	14.06	0.51	14.14	0.38	13.04	0.62	18.54	0.69	9.73	0.22

Los valores máximos han sido alcanzados en la posición 12 en todos los casos, presentándose el mismo comportamiento que para las medidas obtenidas con cámara, mientras que los valores mínimos han dado en la posición central para todas las tensiones. Los resultados muestran que la diferencia porcentual entre los valores para 120 kV y 80 kV en la posición 12 es de un 52.55 %.

Los mínimos absolutos de dosis absorbida fueron $23.29 \pm 1.45 \text{ mGy}$, $12.14 \pm 1.2 \text{ mGy}$ y $7.16 \pm 1.15 \text{ mGy}$ para 120, 100 y 80 kV alcanzados en las posiciones central, 3 y 9.

El valor de pitch utilizado ha hecho que los valores de dosis máximos alcanzados sean mayores a los generados por los otros equipos, siendo los mínimos absolutos de este, mayores a los valores máximos de dosis generados en el tomógrafo 1.

Los valores de dosis obtenidos para las posiciones 3 y 9 son muy próximos entre sí distando entre sí un 7.8 % como máximo, evidenciando en general un buen posicionamiento del fantoma en el isocentro del gantry. Además, cabe destacar que los valores de dosis máximos alcanzados en la región central son siempre menores a los alcanzados en las posiciones 3 y 9.

Al igual que para los casos anteriores, como las posiciones periféricas están desfasadas 90o entre ellas los máximos ocurren con 90o de diferencia entre ellas. Cuando el tubo tiene su distancia mínima a la posición 3 tiene su distancia máxima a la posición 9 haciendo que los máximos estas curvas estén 180° desfasados entre sí.

Las dosis promedio en la posición central fueron $29.88 \pm 1.45 \text{ mGy}$, $13.74 \pm 0.81 \text{ mGy}$ y $8.67 \pm 0.39 \text{ mGy}$ para 120, 100 y 80 kV, respectivamente, las cuales están por encima de los valores alcanzados por los tomógrafos analizados hasta el momento. Al igual que en los casos anteriores, la curva de la

región central también presenta una variación en la región central caracterizada por la falta de homogeneidad del haz.

Para la posición 6, los valores máximos de dosis absorbida fueron siempre mayores a los de las posiciones 3 y 9.

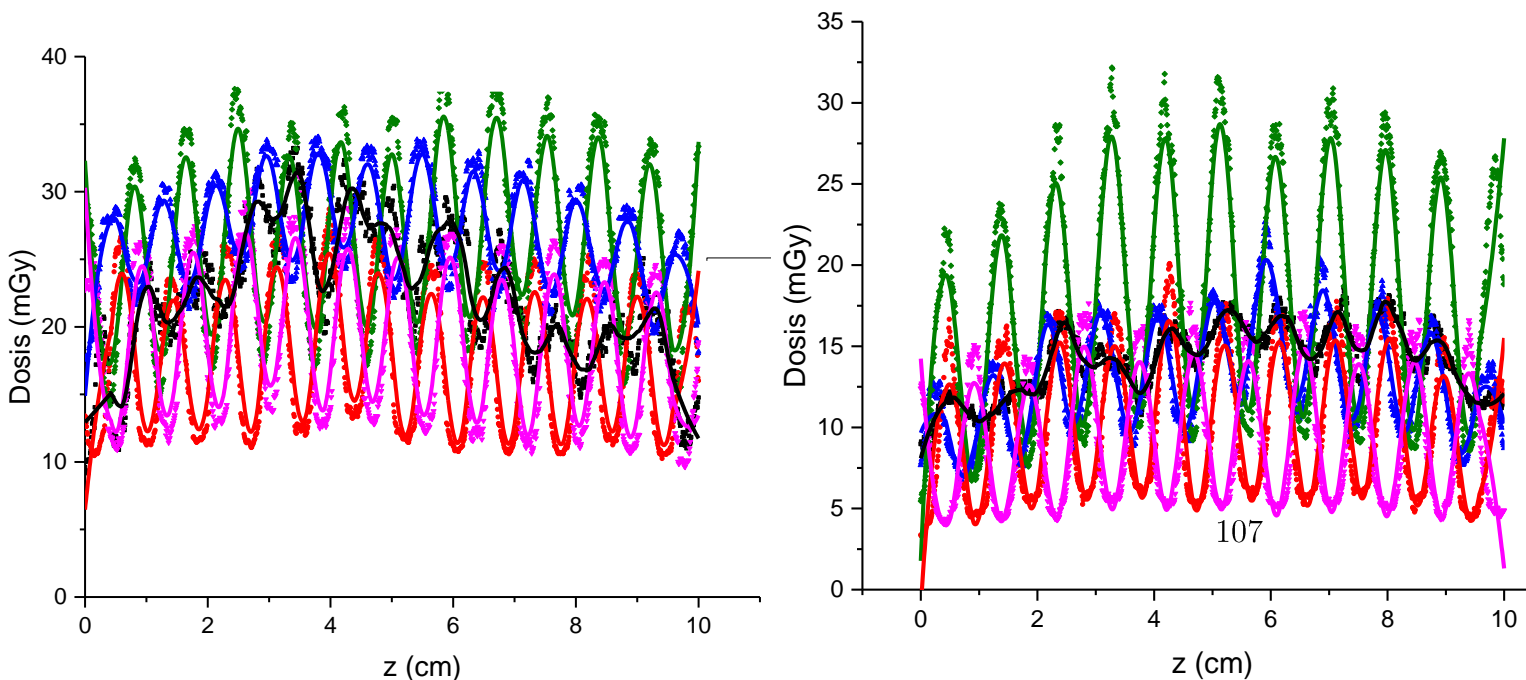
El factor de pitch utilizado ha generado la irradiación homogénea en el largo del perfil, esto se ve por la cantidad de crestas existentes en el mismo. A menor valor de pitch, mayor número de crestas dosimétricas además, espesores de corte más pequeños generan dosis mayores.

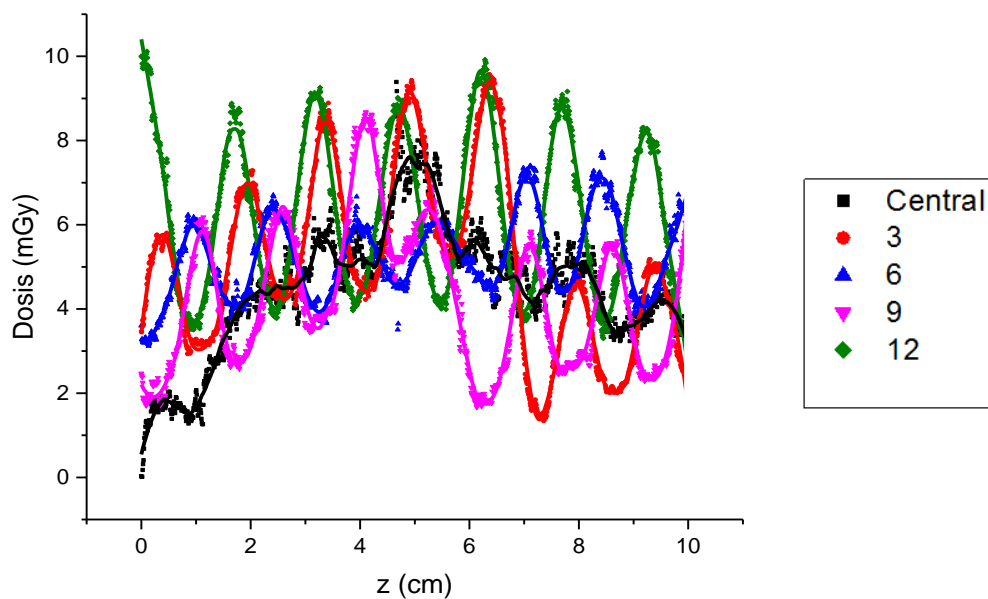
5.5 Tomógrafo 5

La figura 5.5 muestra las distribuciones de dosis para 130, 110 y 80 kV correspondientes al tomógrafo 4.

Al igual que para los demás equipos, se observa que las curvas obtenidas para las tres tensiones tienen formas similares, pero están desfasadas. Las ondas periféricas, para 130 y 110 kV, se repiten cada 0.75 cm y están desfasadas entre sí, pues el haz tiene un espesor de 1.0 cm y el factor de pitch es de 0.75. Para 80 kV en cambio, las ondas periféricas se repiten cada 1.53 cm y están desfasadas entre sí, pues el haz tiene espesor de 2.0 cm y el factor de pitch es de 0.75.

Figura 5.5. Perfiles de dosis absorbida para distintas tensiones en el tomógrafo.





La tabla 5.5.1 muestra los valores máximos de dosis para las cinco posiciones y los tres valores de tensión. Al igual que en los casos anteriores, fueron seleccionados 20 valores en el entorno de cada máximo.

Tabla 5.5.1. Valores máximos de dosis absorbida en mGy con sus desviaciones estándar asociadas.

Tensión (kV)	Posición									
	3		6		9		12		C	
	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD	Dosis	SD
130	28.72	1.01	34.05	1.12	31.07	1.23	38.48	0.83	33.21	0.75
110	20.09	0.15	22.67	0.59	17.68	0.15	32.17	0.68	18.62	0.12
80	9.57	0.22	7.72	0.33	8.68	0.40	10.12	0.40	9.39	0.22

Los valores máximos han sido alcanzados en la posición 12 en todos los casos, presentándose el mismo comportamiento que para las medidas obtenidas con cámara, mientras que los valores

mínimos han dado en la posición central para todas las tensiones. Los mínimos absolutos de dosis absorbida $8.21 \pm 0.21 \text{ mGy}$, $3.63 \pm 0.27 \text{ mGy}$ y $1.26 \pm 0.4 \text{ mGy}$ para 130, 110 y 80 kV alcanzados en las posiciones 9,3 y central, respectivamente.

Se volvió a observar que la curva de la región central también presenta una variación en la región central caracterizada por la falta de homogeneidad del haz.

Al igual que para el caso del tomógrafo 4, el valor de pitch utilizado ha hecho que los valores de dosis máximos alcanzados sean mayores a los de los tomógrafos 1, 2 y 3 y similares a los del tomógrafo 4, aunque el valor máximo alcanzado de dosis por el este último es menor para este tomógrafo. Sin embargo, dado que tanto como el pitch y el espesor de corte utilizados para este tomógrafo son menores a los del tomógrafo 4, se concluye que el tomógrafo 4 genera mayores dosis.

La cantidad de picos que se observan en las distribuciones para 130 kV y 110 kV es mayor a las de las distribuciones para 80 kV dado el tamaño de corte utilizado. Se observa que para el mismo pitch, utilizar cortes del doble de ancho redujo la cantidad de picos en un 38.10 %.

Los valores de dosis obtenidos para las posiciones 3 y 9 son muy próximos entre sí distando entre sí un 13.63 % como máximo, evidenciando que pudo existir un error en el posicionamiento o diferencia en la respuestas de las tiras de películas radiocrómicas en ambas posiciones. Además, cabe destacar que los valores de dosis máximos alcanzados en la región central fueron mayores a los de las posiciones 3 y 9 para 130 kV, mayores a los de la posición 9 para 110 kV y 80 kV.

Al igual que para los casos anteriores, como las posiciones periféricas están desfasadas 90o entre ellas los máximos ocurren con 90o de diferencia entre ellas. Cuando el tubo tiene su dis-

tancia mínima a la posición 3 tiene su distancia máxima a la posición 9 haciendo que los máximos estas curvas estén 180° desfasados entre sí.

Las dosis promedio en la posición central fueron $21.36 \pm 0.85 \text{ mGy}$, $14.09 \pm 2.21 \text{ mGy}$ y $4.32 \pm 1.50 \text{ mGy}$ para 130, 110 y 80 kV, respectivamente, similares a los valores máximos de dosis alcanzados por el tomógrafo 1.

Para la posición 6, los valores máximos de dosis absorbida fueron mayores los de las posiciones 3 y 9 salvo para 80 kV.

El perfil a 110 kV para la posición 12 presentó una diferencia de dosis respecto a las otras posiciones mayor que la dada para las otras tensiones, puede deberse a que para esta tensión el haz es menos atenuado. Para 80 kV, los perfiles de las curvas 3 y 9 presentaron diferencias en las amplitudes de los valles y crestas luego de 5 cm, pudiendo deberse a la radiación secundaria en esta zona y también a un error de posicionamiento de la película en el fantoma.

Al igual que para el tomógrafo 4, el factor de pitch utilizado ha generado la irradiación homogénea en el largo del perfil, esto se ve por la cantidad de crestas existentes en el mismo.

5.6 Discusión de los resultados con películas radiocrómicas

Los tomógrafos 1 y 2 pertenecen a la misma marca, con la diferencia en el número de canales y que el primero, está optimizado para trabajar con alternancia de kV cada 0.25 msec para obtener doble espectro de energía del haz. Se puede concluir que este tomógrafo genera mayor dosis que el tomógrafo 2. Los perfiles de dosis obtenidos mediante el tomógrafo 1 alcanzan valores del doble de dosis de los perfiles obtenidos mediante el to-

mógrafo 2. Esto se debe en parte a la tecnología del tomógrafo, la configuración de colimadores y el tipo, además del espesor de corte utilizado para las irradiaciones y el estado de los detectores. Cabe destacar además que los perfiles de dosis del tomógrafo 1 son más “difusos” que los del tomógrafo 1 debido tal vez a la calidad de las películas radiocrómicas utilizadas en ese momento.

Al observar la totalidad de los gráficos, puede observarse que si se utilizan espesores de corte mayores (para una tensión y una corriente de tubo constante) los perfiles obtenidos son más difusos, esto es porque se genera mayor radiación dispersa sobre la película radiocrómica dada la apertura de los colimadores. Esto significa que la precisión para cuantificar la dosis absorbida fue menor, sin embargo, utilizar espesores de corte mayores genera mayor calidad de imagen.

Los tomógrafos 2 y 3 que fueron fabricados por distintas empresas, pero poseen un mismo número de canales, generan perfiles de dosis significativamente diferentes. Según los gráficos presentados, las dosis alcanzadas al utilizar el tomógrafo 3 son similares al del tomógrafo 2, sin embargo, los espesores de corte utilizados para los protocolos helicoidales utilizando el tomógrafo 3 son menores que los utilizados para obtener los perfiles del 2, en otras palabras, el pitch utilizado para los perfiles obtenidos utilizando el tomógrafo 2 es menor que el utilizado en el 3. Se concluye entonces que el tomógrafo 3 genera menor dosis que el tomógrafo 1 y 2 estando de acuerdo con los resultados obtenidos con cámara de ionización.

El factor de pitch juega un papel preponderante en las dosis alcanzadas en los perfiles. Los resultados demuestran que factores de pitch menores implican dosis mayores. Esto puede ser observado comparando los perfiles de dosis correspondiente a los tomógrafos 4 y 5 frente a los demás equipos. Si se observan

los perfiles de dosis obtenidos mediante estos dos equipos se puede observar claramente la re-irradiación de zonas en el fantoma, por la superposición de picos (o valles) en toda la longitud de irradiación, dada la elección de factores de pitch menores a 1. La elección del factor de pitch, también juega un papel clave en los rangos de dosis depositadas en el fantoma. Factores de pitch mayores a 1 implican rangos de dosis menores que al utilizar factores menores a 1, por ejemplo, un máximo de dosis de 22.41 mGy para el tomógrafo 1 a través de un pitch de 1.375 frente a 38.48 mGy para el tomógrafo 5 utilizando un pitch de 0.75 con mínimos de dosis para ambos tomógrafos de 8.21 mGy.

La forma de las distribuciones de dosis para la posición central tiene una forma similar para todos los tomógrafos, teniendo un máximo de dosis en la posición central del fantoma debido a la radiación dispersa acumulada en esta zona. A medida que la tensión es menor, se nota en esta curva y en la de las demás posiciones menor definición, esto dado porque para tensiones menores el efecto de la atenuación es mayor y también la generación de radiación dispersa en todo el fantoma que no es despreciable, lo cual conduce a que los picos (o valles) no sean tan definidos, salvo cuando se utilizan factores de pitch menores a 1.

Finalmente cabe destacar que, modificar la corriente de tubo movería las curvas por encima o por debajo de las curvas actuales. Como se discutió en la sección 4.3, la variación del kV no es lineal con la dosis, por lo que la optimización de protocolos es más sencilla primeramente modificando la corriente de tubo y en una etapa posterior la tensión.

5.7 Conclusiones del capítulo

Los tomógrafos generan distintas dosis absorbidas aun cuando se utiliza la misma tecnología, porque el protocolo de adquisición utilizado puede ser distinto. El primer tomógrafo es el que genera dosis absorbidas mayores y el tomógrafo 3 el que genera menores, considerando la utilización de iguales valores de tensión (kV) y carga (mA.s). Esto fue verificado tanto por cámara como por películas radiocrómicas.

El uso de protocolos de adultos en pacientes pediátricos genera sobredosis innecesarias de hasta el doble de dosis que lo recibido por un adulto. Es de vital importancia tener en cuenta la edad del paciente a la hora de escoger un protocolo. Esta sobredosis además depende del tipo y tecnología del tomógrafo.

La variación de la dosis es lineal con la corriente de tubo y cuadrática en general con la tensión de tubo. Es más directa la optimización de protocolos respecto a la primera variable. Además la tensión 140 kV es descartada dado que este haz tan penetrante no es necesario para los tamaños de los pacientes pediátricos.

Los valores de dosis en las posiciones 3 y 9 de los fantomas generalmente son similares y menores a las de las posiciones 12 y 6. Los mínimos de dosis locales suelen estar en las posiciones 3, 9 y central, mientras que el máximo siempre se da en la posición 12.

La curva para la posición central tiene una forma curva con un máximo generalmente dado en la mitad del fantoma, esto se debe a la radiación secundaria que llega hasta ese lugar. Las formas de las demás curvas son quasi-sinusoidales, dependiendo su forma del tamaño de corte escogido.

Los perfiles de dosis correspondientes al uso de factores de pitch menores a 1 arrojaron las dosis mayores. A menor factor

de pitch mayor dosis. La cantidad de crestas en los perfiles dosimétricos están menos separadas, reflejando una irradiación uniforme dentro del fantoma. Los protocolos optimizados de tórax deben tomar en cuenta esto.

6. Optimización de protocolos

En esta sección se presentan las propuestas de protocolos optimizados (Op) para niños de dos años. Los protocolos propuestos buscan utilizar menores valores de dosis en el paciente manteniendo una calidad diagnóstica de las imágenes. No siempre los Servicios de Radiología poseían protocolos optimizados para niños según su edad, o directamente no poseían protocolos definidos para pacientes pediátricos, en caso de tenerlos, se ha mencionado el protocolo estándar del servicio. Cabe destacar que también el personal de los servicios recurre a la herramienta de modulación de corriente de tubo automática, sin embargo, la reducción de dosis no es justificada en muchos casos dada la falta de calidad de imagen diagnóstica. Por eso mismo la optimización de protocolos debe tener un equilibrio entre dosis absorbida en el paciente y la calidad de imagen.

6.1 Tomógrafo 1

En la tabla 6.1 se presentan los protocolos pediátricos utilizados por el Servicio de Radiología del tomógrafo 1 y la propuesta de protocolos pediátricos optimizados que fueron testeados.

Este tomógrafo es tecnológicamente el más avanzado dentro del grupo de equipos en estudio. Él mismo, posee una tabla de protocolos pediátricos según el peso y la edad; definida según el peso y edad promedios establecidos por la OMS. El protocolo utilizado cotidianamente para niños de 2 años fue denominado Protocolo del Servicio (PS). Sin embargo, en este servicio en particular se recurre frecuentemente a un protocolo con

modulación automática de corriente (MC). Los protocolos PS y MC utilizan tiempo del tubo de 0.4 s y pitch de 1.375. Estos valores fueron mantenidos constantes en los otros protocolos testeados.

Tabla 6.1. Protocolos para el tomógrafo 1.

Protocolo	Tensión (kV)	Corriente (mA)	Carga (mA.s)	Espesor de corte (mm)	$C_{a,PMMA,VOL}$ (mGy)	R%
PS	100	100	40	0.6	3.65	1.67
MC	100	Modulada (68-70)	27.2-28	1.3	2.55*	1.70**
Op. 1	100	270	108	0.6	9.84	0.96
Op. 2	100	220	88	5	8.02	0.65
Op. 3	120	60	24	5	2.55	0.88

*Calculado para el máximo valor de corriente. **Calculado para el corte central.

Los valores de ruido de las imágenes (R%) para los protocolos pediátricos que el servicio utiliza pueden ser considerados altos, con valores 1.67 y 1.70. Trabajar con estos protocolos puede comprometer la calidad diagnóstica de los estudios. En función de esto, se obtuvieron tres protocolos optimizados. La problemática particular para encontrar estos protocolos radicó en el ruido que tenían las imágenes incluso con grandes aumentos en la corriente de tubo. En estos modelos de tomógrafo, se define una variable de control denominada *Noise Index* la cual es una variable estándar del aparato para el control automático del ruido en las imágenes generadas a través del control automático de la corriente (mA). El problema de los protocolos prefijados para pacientes pediátricos y en particular de los que utiliza el Servicio es que trabajan con valores de *Noise Index* altos, generando entonces imágenes ruidosas. Por ejemplo, se podría

solucionar este problema escogiendo en el equipo el valor de índice de ruido menor a 12.4 según lo recomendado por la AAPM².

El protocolo Optimizado 1 permite obtener imágenes de buena calidad diagnóstica con ruido menor que 1 %. Ese protocolo genera una dosis (9.84 mGy) 1.69 veces mayor que el protocolo PS. El protocolo Op 2 utiliza un ancho de reconstrucción de 5 mm que es el más utilizado para exámenes de tórax de rutina. Si las lesiones o patologías buscadas no son pequeñas (mayores a 5 mm) se recomienda utilizar este protocolo. El protocolo 3 fue realizado con la tensión de 120 kV y espesor de corte de 5 mm. Este protocolo genera imágenes con nivel de ruido bajo y con la menor dosis para el paciente. Además, la dosis generada por el protocolo MC es igual a la de este protocolo, siendo este último el que produce menor R%. Vale la pena destacar que fue utilizado el sistema de reconstrucción iterativa llamado VEO. En este caso, las imágenes obtenidas fueron muy ruidosas por lo que no se han tenido en cuenta a la hora de elegir un protocolo optimizado.

6.2 Tomógrafo 2

No todos los Servicios de Radiología tienen protocolos específicos de niños, generalmente se utiliza la modulación de corriente que provee el equipo de forma de disminuir la dosis al paciente. En la tabla 6.2 se presenta el protocolo estándar de tórax utilizado por el Servicio (ES) asociado al tomógrafo 2 y también se presenta la sugerencia de protocolo optimizado. Tanto el protocolo ES como el Op propuesto utilizaron tiempo de rotación 0.8 s y pitch de 1.375 con espesor de corte de 4 mm.

Tabla 6.2. Protocolos para el tomógrafo 2.

Protocolo	Tensión (kV)	Corriente (mA)	$C_{a,PMMA,VOL}$ (mGy)	R%
ES	120	350	37.51	NA
Optimizado	120	70	7.51	0.79

Utilizar un protocolo estándar en un paciente pediátrico no se encuentra justificado. El protocolo propuesto presenta una reducción de dosis del 79.98 %. El ruido porcentual calculado además se encuentra dentro del estándar fijado para los fines de este trabajo, por debajo del 1 %. Un pitch mayor que uno asegura además que no existirá re-irradiación de zonas dentro de la estructura anatómica.

6.3 Tomógrafo 3

Respecto al tomógrafo 3, que dosimétricamente es el que genera menos dosis, en la tabla 6.3 se presenta el protocolo pediátrico que viene incluido en el software de manejo del equipo además de los protocolos optimizados propuestos. El protocolo PS no toma en cuenta ni el peso ni la edad del paciente. Tanto el protocolo PS como los OP propuestos cuentan con un tiempo de rotación de 0.37 s, un espesor de corte de 3 mm y un pitch de 1.4.

Se han obtenido protocolos optimizados para los voltajes operativos del equipo. Los cuatro protocolos (Ops y el PS) generan un ruido en las imágenes menor o próximo a 1 %. Sin embargo, el protocolo pediátrico por defecto genera una dosis mayor a los protocolos optimizados incluso con la utilización de

corriente modulada. Respecto a los protocolos optimizados, tanto el protocolo para 120 kV y 100 kV generan índices de ruidos similares al pediátrico por defecto, siendo que el último genera menor dosis sugiriéndose su uso. Los protocolos Op. 1, Op. 2 y Op. 3 reducen las dosis en un 13.90, 19.45 y 56.45 %, respectivamente.

Tabla 6.3. Protocolo estándar y optimizado para el caso del tomógrafo 3.

Protocolo	Tensión (kV)	Corriente (mA)	Carga (mA.s)	$C_{a,PMMA,VOL}$ (mGy)	R%
PS	120	Modulada (148-221)	55-81.77	5.22*	0.89**
Op. 1	120	160	59	4.49	0.80
Op. 2	100	252	93.24	4.37	0.88
Op. 3	80	420	155.4	2.42	1.03

*Calculado en base al promedio de los $C_{a,PMMA,VOL}$ para las corriente mayor y menor. **Calculado en base a la menor corriente.

Finalmente, también se incluye un protocolo optimizado para 80 kV que genera una dosis mucho menor y un R% porcentual levemente por encima al 1 %. Dado esto, se sugiere el uso de este protocolo frente a los demás.

6.4 Tomógrafo 4.

Para el caso del tomógrafo 4, no existió evidencia del uso de protocolos optimizados para pacientes pediátricos. Los protocolos pediátricos incluidos en el equipo no eran tenidos en cuen-

ta en general. Se procedió entonces a buscar la optimización de protocolos en función del protocolo ES de tórax. Tanto el protocolo ES como la propuesta de optimización cuentan con tiempo de rotación 0.5 s, espesor de corte de 1 mm y pitch 0.75.

Tabla 6.4. Protocolo estándar y optimizado para el caso del tomógrafo 4.

Protocolo	Tensión (kV)	Corriente (mA)	Carga (mA.s)	$C_{a,PMMA,VO}$ (mGy)	R%
ES	120	250	125	50.38	NA
Op.	120	100	50	8.48	0.76

NA: No aplica.

Se puede observar que el protocolo optimizado reduce la dosis que recibiría el paciente pediátrico si se le aplicara el protocolo de adulto en un 83.17 %, incluso manteniendo un pitch menor a 1. Generalmente el uso del factor de pitch mayor a 1 es recomendable dado el tipo de patologías que se desean ver en tórax.

6.5 Tomógrafo 5

En la tabla 6.5 se presentan el protocolo PS al que pertenece el tomógrafo 5 (estos vienen definidos en el área de trabajo del tomógrafo) además de los protocolos Op propuestos todos con tiempo de rotación 0.5 s. El protocolo PS no tiene en cuenta la edad del paciente ni su peso. El mismo, es una suma de dos protocolos uno axial de baja dosis con cortes de 1.0 mm con 130 kV y 32 mA como parámetros generando un $C_{a,PMMA,VOL}$ de 3.46 mGy seguido de un escaneo helicoidal que se muestra en la tabla 6.5. Dado que la suma de series en los protocolos genera

mayor dosis los protocolos optimizados incorporan solo una fase helicoidal. Además, cabe destacar que no es recomendable la utilización de tensiones mayores a 110 kV para pacientes pediátricos. La utilización de este voltaje genera una relación contraste – ruido óptimo sin generar artefactos de endurecimiento del haz como puede suceder a 80 kV. Un voltaje de 130 kV en general aumenta la relación contraste – ruido además de la dosis recibida por el paciente pediátrico.

El primer protocolo Op reduce la dosis en un 85.79 % mientras que el segundo lo hace en un 62.11 %. La utilización de corriente modulada generó un protocolo optimizado que se ajusta a lo buscado dosimétricamente y respecto a la calidad de imagen. La búsqueda de una corriente de tubo fija (Protocolo optimizado 2) arrojó un protocolo optimizado menos efectivo que el primero, sin embargo, se podría haber reducido más la corriente de forma de encontrar un R% más cercano a 1.

Tabla 6.5. Protocolo estándar y optimizados para el caso del tomógrafo 5.

Protocolo	Tensión (kV)	Corriente (mA)	Carga (mA.s)	Espesor de haz (mm)	Pitch	$C_{a,PMMA,vol}$ (mGy)	R%
PS	130	200	80	6	0.8	17.74	0.38
Op. 1	110	Modulada (60 -63)	24.4-25.2	5	1	2.52	0.78
Op. 2	110	125	50	5	1	6.72	0.59

Como observación al desempeño del área de trabajo del tomógrafo, cabe destacar que el factor de pitch no es mostrado como tal. Es informado el avance de mesa y el espesor de corte, esto podría inducir errores al momento de elegir dicho factor generando sobredosis en los escaneos pediátricos. Además, cabe destacar que el “campo de visión” seteado prefijado para el proto-

colo pediátrico es demasiado grande (40 cm), innecesario para un paciente de dos años de edad.

6.6 Discusión

Los protocolos propuestos optimizaron la calidad de las imágenes diagnósticas. Salvo para los protocolos propuestos Op 1 y Op 2 generados para el tomógrafo 1, todos disminuyen la dosis recibida por el paciente pediátrico con respecto a los protocolos utilizados por los Servicios. La reducción de dosis alcanzada fue mayor, cuando los servicios no contaban con protocolos pediátricos como en el caso de los tomógrafos 2 y 4 o como en el caso del tomógrafo 5, donde el protocolo PS generaba dosis innecesariamente mayores y un índice de ruido demasiado bajo indicando una innecesaria sobreexposición del paciente.

El protocolo Op.1 propuesto para el tomógrafo 5, que utiliza el control automático de corriente fue el que generó mayor reducción de dosis. El uso de esta la tecnología es dependiente de su existencia en el equipo; cuando esta está disponible, puede contribuir a la reducción de las dosis en todos los pacientes. Los parámetros escogidos para cada protocolo respetaron los resultados obtenidos con cámara que mostraron que el tomógrafo 1 era el que generaba mayor dosis y el tomógrafo 3 el que generaba menor dosis. Para una tensión constante, puede verse que se escogieron distintos valores de corriente de tubo y anchos de corte debido a que la respuesta dosimétrica de cada tomógrafo es diferente.

Los protocolos aquí presentados permitirán optimizar las adquisiciones de imágenes para cada una de estas tecnologías. Los mismos no se pueden aplicar directamente en otra tecnología y garantizar el mismo resultado de optimización. Si esto fuera hecho, la respuesta dosimétrica - calidad de imagen sería di-

ferente. Incluso, se deberían modificar los parámetros propuestos para cada protocolo dependiendo el paciente en cuestión, los protocolos utilizando corriente modulada pueden ser una opción para conseguir estos objetivos.

Para las adquisiciones pediátricas de niños de 2 años tensiones menores a 120 kV son las más recomendables. En caso de existir las tensiones 100 kV y 80 kV, éstas son las más recomendables. Las utilizaciones de estos protocolos optimizados para niños de 2 años de edad, pueden generar valores de $C_{a,PMMA,vol}$ entre 2.42 mGy y 8.48 mGy para un mismo tipo de examen dependiendo de la tecnología disponible, considerando que van generar imágenes con el mismo objetivo diagnóstico.

Dado que la reducción de dosis genera mayor ruido cuántico debido a que aumenta la desviación estándar de los valores medios de gris (o coeficiente de atenuación) de la región de interés tomada para evaluación de ruido, se sugiere anchos de corte lo más grande posibles, dado que la información transmitida a los detectores será mayor, reduciendo el efecto de “quantum mottle”. Respecto al campo de visión es recomendable el menor posible, para evitar sobreexposición del paciente. Finalmente, es recomendable y necesaria la utilización de factores de pitches mayores a 1 para evitar la sobreexposición del paciente, sin embargo, los resultados muestran que es posible utilizar factores de pitch menores e incluso reducir la dosis y optimizar la calidad de imagen.

7. Conclusiones del trabajo

En este trabajo se ha estudiado la relación dosis depositada/calidad de imagen en tomografía computarizada de aplicación pediátrica. De los valores obtenidos de los índices de dosis por medio de la utilización de cámara de ionización se ha observado que valores de tensión más altos implican valores de dosis absorbida más altas independientemente de la tecnología del tomógrafo. Esta relación además no es lineal tal como se predijo en el capítulo 2 de este trabajo. También se observó un comportamiento lineal de la dosis respecto a la corriente de tubo. Los cinco tomógrafos estudiados presentaron comportamientos diferentes respecto al depósito de dosis. Estos resultados también permitieron crear un criterio de elección de los parámetros físicos para la optimización de protocolos. Se concluye la necesidad de optimización de protocolos de TC para cada tomógrafo.

La utilización de películas radiocrómicas permitió la observación del perfil longitudinal de dosis absorbida en diferentes regiones del maniquí pediátrico utilizado, permitiendo obtener una visión clara de la deposición de dosis volumétrica dentro del tórax del paciente. Además, la irradiación de las películas con distintos protocolos permitió establecer el comportamiento de estos perfiles en distintas situaciones generando además información complementaria de la inferencia de los parámetros físicos en la deposición de dosis, por ejemplo, el uso de factores de *pitch* mayores a uno frente al uso de factores menores a uno y su interferencia en el comportamiento del perfil.

La comparación de los datos obtenidos con cámara de ionización frente a los obtenidos con películas radiocrómicas, han demostrado que estas establecen un método confiable para do-

simetría en TC. Los valores de dosis absorbida obtenidos con cámara son similares a los obtenidos con películas, encontrándose el mismo comportamiento al variar la corriente y el voltaje de tubo.

No todos los Servicios de Radiología poseen protocolos pediátricos optimizados, incluso los protocolos prefijados para pacientes pediátricos, dependiendo de la tecnología del tomógrafo, no toman en cuenta el peso y/o la edad del paciente. El ruido en las imágenes obtenidas al aplicar estos protocolos no siempre es el óptimo. Estos protocolos en general, reducen la dosis que los pacientes pediátricos reciben, pero no siempre establecen una calidad de imagen óptima para diagnóstico. Incluso la elección de la modulación de corriente para la reducción de dosis muchas veces no es óptima debido a la elección incorrecta del índice de ruido en base al cual se modulará la corriente. Además, el ruido obtenido en las imágenes también depende de la tecnología del tomógrafo. Dos tomógrafos aplicando el mismo protocolo a la misma región anatómica pueden generar en sus imágenes índices de ruido totalmente diferentes.

Cuando fue posible, fueron encontrados protocolos variando al voltaje de tubo respecto al protocolo estándar o pediátrico utilizado en el servicio, se concluye que para pacientes de dos años de edad los voltajes utilizados deben estar entre 80 kV y 120 kV. Sin embargo, es preferible la utilización de las tensiones 80 kV y 110 kV, por la menor deposición de dosis generada independientemente de los demás parámetros utilizados para definir el protocolo. Además, tensiones bajas de tubo incrementan la relación contraste ruido en las imágenes, aunque para una tensión de tubo de 80 kV el efecto de endurecimiento del haz es más apreciable, de todas maneras esto es posible solucionarlo aplicando los filtros correspondientes. La reducción de dosis a

través de la reducción de corriente es la manera más simple de optimización, dado la relación de linealidad con la dosis. Nunca es justificada la utilización de tensiones de 140 kV.

Valores de espesor de corte mayores llevan a valores de ruido menores. Dependiendo de la patología a ser diagnosticada es recomendable escoger el mayor valor de espesor de corte posible para el estudio. Esto implica una disminución en la dosis absorbida, dado que el aumento de corte posibilita también una disminución de corriente de tubo. Respecto al *Field of View* se recomienda el menor posible lo mismo se concluye para el valor de *pitch*.

Siempre es posible la optimización de dosis teniendo en cuenta la calidad de imagen. Los protocolos optimizados presentados en este trabajo establecen una relación equilibrada entre dosis recibida por el paciente y calidad diagnóstica de la imagen y concuerdan con los presentados por organizaciones como la AAPM [70].

En futuros trabajos se pretende estudiar la aplicación de estos protocolos en el contexto rutinario clínico de forma de observar en pacientes reales la calidad de imagen de forma de adecuarlos en caso de ser necesario.

Anexo 1 - Incertidumbres

Las tablas A1 y A2 presentan las incertidumbres de la calibración de las películas radiocrómicas y las incertidumbres asociadas a la cámara de ionización para las medidas tomadas en Brasil. El escáner utilizado fue un Hewlett Packard Scanjet modelo G4050 mientras que la cámara de ionización fue una RADCAL ACCU - GOLD 10X6-3CT.

Tabla A1. Incertidumbres de calibración para las películas radiocrómicas.

Incertidumbre	Tipo	Incertidumbre relativa porcentual (%)	Distribución de probabilidad	Cantidad de medidas (n)	Grados de libertad	Factor de cobertura (k)
Repetitividad del escáner	A	0,015	T-student	20	19	2,13
Homogeneidad del escáner	A	0,083	T-student	5	4	2,87
Radiación de fondo	A	0,114	T-student	5	4	2,87
Calibración de la cámara de ionización	B	2	Rectangular	-	-	2
Densidad óptica de la película radiocrómica	A	0,989	T-student	2	1	4,53
Reproductibilidad de la cámara de ionización	A	0,265	Normal	10	9	2,32
Posicionamiento de la película radiocrómica	A	0,224	T- student	5	4	2,87

Incertidumbre patrón combinada $u_c = 2,262\%$ con $v_{efectivo} = 27,34$ y $k_{efectivo} = 2.11$. Incertidumbre expandida (U) = 4,773% con un nivel de confianza de aproximadamente el 95.5%.

Tabla A2. Incertidumbres asociadas a la cámara de ionización.

Incertidumbre	Tipo	Incertidumbre relativa porcentual (%)	Distribución de probabilidad	Cantidad de medidas (n)	Grados de libertad	Factor de cobertura (k)
Calibración de la cámara de ioniza- ción	B	4	Rectangular	-	-	2
Reproductibilidad de la cámara de ionización	A	0,265	Normal	10	9	2,32

Incertidumbre patrón combinada $u_c = 2,018\%$ con $k_{efectivo} = 2.0$

Incertidumbre expandida (U) = 4.035% con un nivel de confianza de aproximadamente el 95.5%.

Las tablas A2 y A3 presentan las incertidumbres de la calibración de las películas radiocrómicas y las incertidumbres asociadas a la cámara de ionización para las medidas tomadas en Uruguay. El escáner utilizado fue un *EPSON Perfection V370* mientras que la cámara de ionización fue una PTW 30009.

Tabla A3. Incertidumbres de calibración para las películas radiocrómicas.

Incertidumbre	Tipo	Incertidumbre relativa porcentual (%)	Distribución de probabilidad	Cantidad de medidas (n)	Grados de libertad	Factor de cobertura (k)
Repetitividad del escáner	A	0,037	T-student	20	19	2,13
Homogeneidad del escáner eje X	A	0,320	T-student	9	8	2,37
Homogeneidad del escáner eje Y	A	0,726	T-student	7	6	2,52
Radiación de fondo	A	0,772	T-student	5	4	2,87
Calibración de la cámara de ionización	B	3	Rectangular	-	inf	2
Densidad óptica de la película radiocrómica	A	1,217	T-student	2	1	4,53
Reproductibilidad de la cámara de ionización	A	0,265	Normal	15	inf	2
Posicionamiento de la película radiocrómica	A	0,224	T- student	5	4	2,87

Incertidumbre patrón combinada $u_c = 3,468\%$ con $v_{efectivo} = 49.86$ y $k_{efectivo} = 2.05$

Incertidumbre expandida (U) = 7.1094% con un nivel de confianza de aproximadamente el 95.5%.

Tabla A4. Incertidumbres asociadas a la cámara de ionización.

Incertidumbre	Tipo	Incertidumbre relativa porcentual (%)	Distribucin de probabilidad	Cantidad de medidas (n)	Grados de libertad	Factor de cobertura (k)
Calibración de la cámara de ioniza- ción	B	3	Rectangular	-	inf	2
Reproductibilidad de la cámara de ionización	A	0,061	Normal	15	inf	2

Incertidumbre patrón combinada $u_c = 3,001\%$ con $k_{efectivo} = 2.0$

Incertidumbre expandida (U) = 6.002% con un nivel de confianza de aproximadamente el 95.5%.

Anexo 2 - Curvas de calibración para las películas radiocrómicas

Tal como se comentó en el capítulo 3, las películas radiocrómicas deben ser calibradas para su uso, esto es, encontrar la curva existente para cada calidad de haz, que relaciona Dosis (D) respecto a valores de grises (vg) para la región periférica y la región central. Esta relación es exponencial con la ecuación tipo:

$$D = y_0 + Ae^{R_0vg} \quad (A2.1)$$

Donde y_0 , A y R_0 son parámetros a calcular. A continuación son presentados los coeficientes de estas curvas. En el caso de los tomógrafos 2 y 4 fueron utilizadas las mismas curvas de calibración.

Tabla A2.1. Valores de y_0 , A y R_0 para las curvas de calibración del tomógrafo 1.

Tensión (kV)	Central			Periférica (12)		
	y_0	A	R_0	y_0	A	R_0
80	-10.863	2.870	0.041	-3.994	0.675	0.063
100	-9.461	2.892	0.042	3.589	0.157	0.064
120	-65.892	31.825	0.019	-16.964	6.410	0.030
140	-78.705	36.582	0.021	-54.392	19.692	0.025

Tabla A2.2. Valores de y_0 , A y R_0 para las curvas de calibración del tomógrafo 2 y 4.

Tensión (kV)	Central			Periférica (12)		
	y_0	A	R_0	y_0	A	R_0
80	-3.692	0.923	0.036	-7.877	2.926	0.025
100	-10.635	5.106	0.019	-11.247	5.243	0.019
120	-9.880	4.451	0.021	-12.63	6.081	0.019

Tabla A2.3. Valores de y_0 , A y R_0 para las curvas de calibración del tomógrafo 3.

Tensión (kV)	Central			Periférica (12)		
	y_0	A	R_0	y_0	A	R_0
80	-13.320	6.018	0.024	11.449	-44.978	-0.041
100	6.595	-393.793	-0.115	2.155	133.260	-0.070
120	66.972	-85.399	-0.007	-20.378	12.412	0.013
140	-67.903	54.449	0.006	-18.191	10.391	0.016

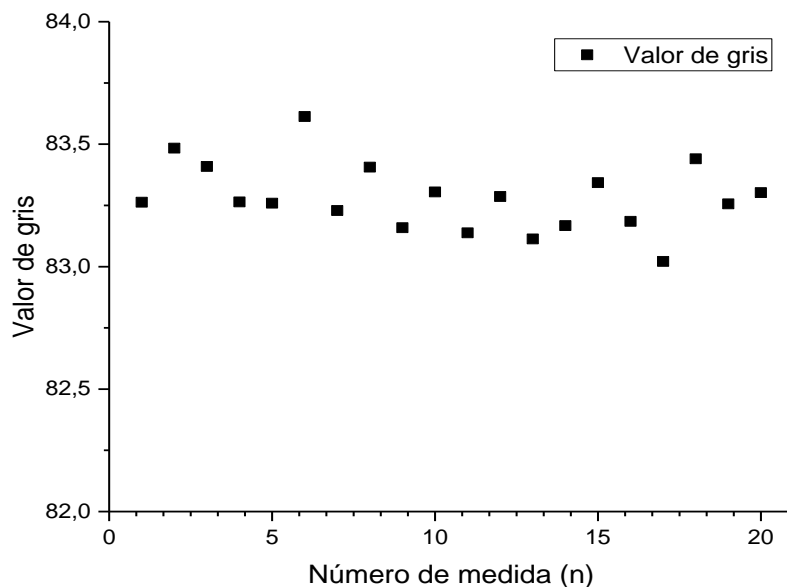
Tabla A2.4. Valores de y_0 , A y R_0 para las curvas de calibración del tomógrafo 5.

Tensión (kV)	Central			Periférica (12)		
	y_0	A	R_0	y_0	A	R_0
80	-0.771	0.077	0.086	-2.121	0.586	0.041
110	-16.749	5.894	0.028	-1.672	0.227	0.062
130	-5.693	-0.777	0.055	-5.518	1.675	0.038

Anexo 3 - Caracterización del escáner utilizado en Uruguay

Para la caracterización del escáner se realizaron pruebas de homogeneidad y uniformidad. La prueba de homogeneidad consistió en escanear 20 veces dos piezas de 4 x 4 cm² de película radiocrómica en el centro del escáner irradiadas con tensiones de 140 y 80 kV utilizando 100 mA.s y espesor de corte 4 cm en modo axial. Para la obtención del valor promedio de gris fue escogido un ROI de 2 x 2 cm en cada uno de los escaneos teniendo cuidado de que exactamente fuera dispuesto en el mismo sitio. Los resultados se muestran en la figura A3.1

Figura A3.1. Valores de gris promedio obtenidos luego de 20 escaneos.



El valor máximo de gris obtenido fue 83.61 y el mínimo 83.02. El error relativo porcentual en las medidas fue de un 0.17%.

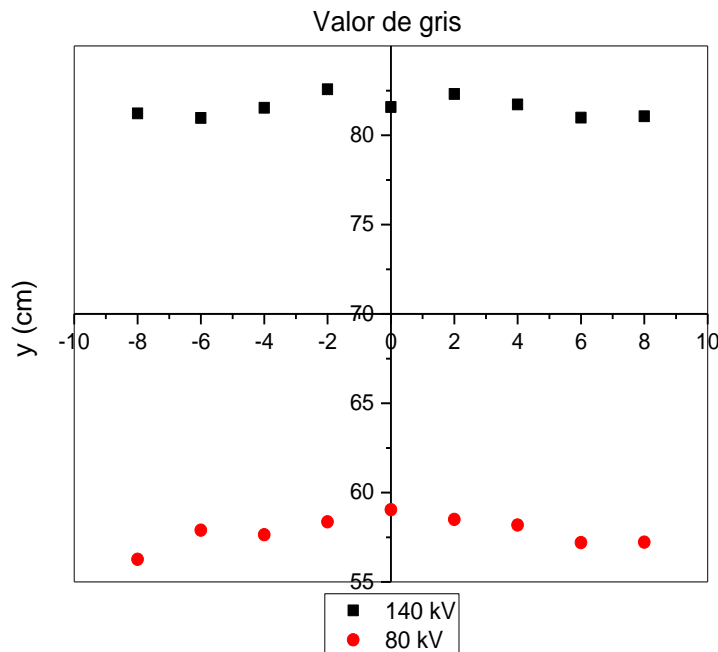
La homogeneidad fue definida como:

$$H = \frac{\sigma + I}{\bar{v}g} \quad (\text{A3.1})$$

Donde σ es la desviación estándar asociada a las 20 medidas, I es el intervalo de confianza dependiente del valor medio de gris $\bar{v}g$. La misma tuvo un valor de 0.002, el cual es un valor aceptable según la IEC.

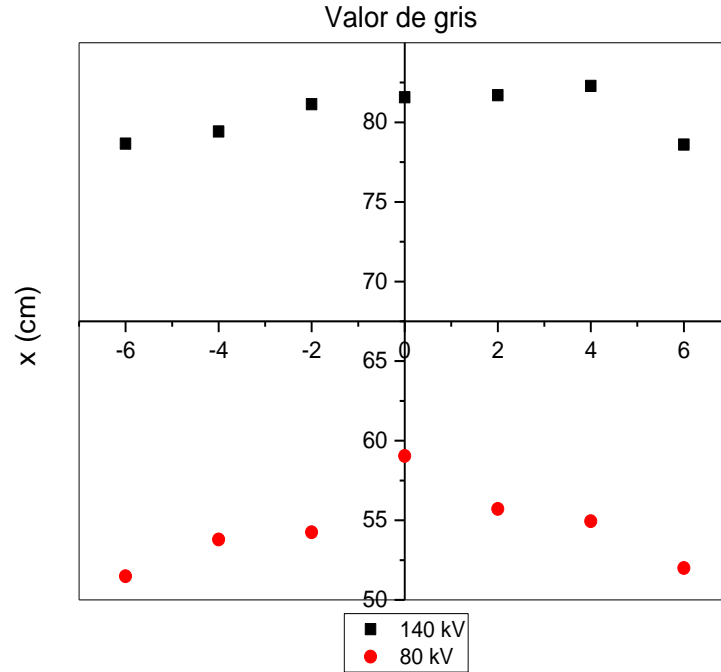
Las pruebas de uniformidad se llevaron a cabo escaneando las películas en las direcciones x e y del panel de escaneo a 2, 4, 6, 8 cm del centro del mismo. Los resultados se muestran en las figuras A3.2 y A3.3.

Figura A3.2. Uniformidad en el eje vertical del panel de escaneo.



Figura

A3.2. Uniformidad en el eje horizontal del panel de escaneo.



La uniformidad porcentual fue calculada mediante la ecuación 2:

$$U\% = \frac{vgmax + vgmin}{vgmin} \cdot 100 \quad (A3.2)$$

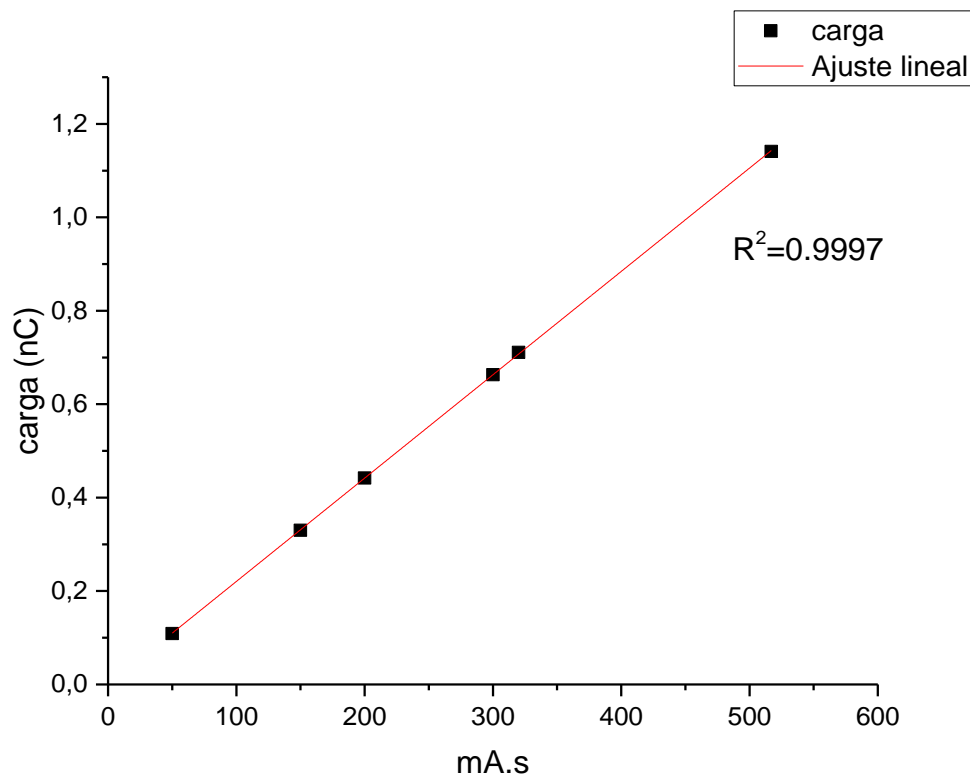
Como muestran los resultados el comportamiento depende de la posición de escaneo y de la dosis depositada en la película. Los valores de uniformidad porcentual dependientes de la posición fueron 4.69% y 1.97% para las direcciones x e y respectivamente a 140 kV y 14.68% y 4.94% para 80 kV.

Anexo 4 - Caracterización de la cámara de ionización PTW 30009

Para efectuar la caracterización de la cámara se llevaron a cabo pruebas de linealidad y uniformidad en la respuesta de la cámara en su largo activo.

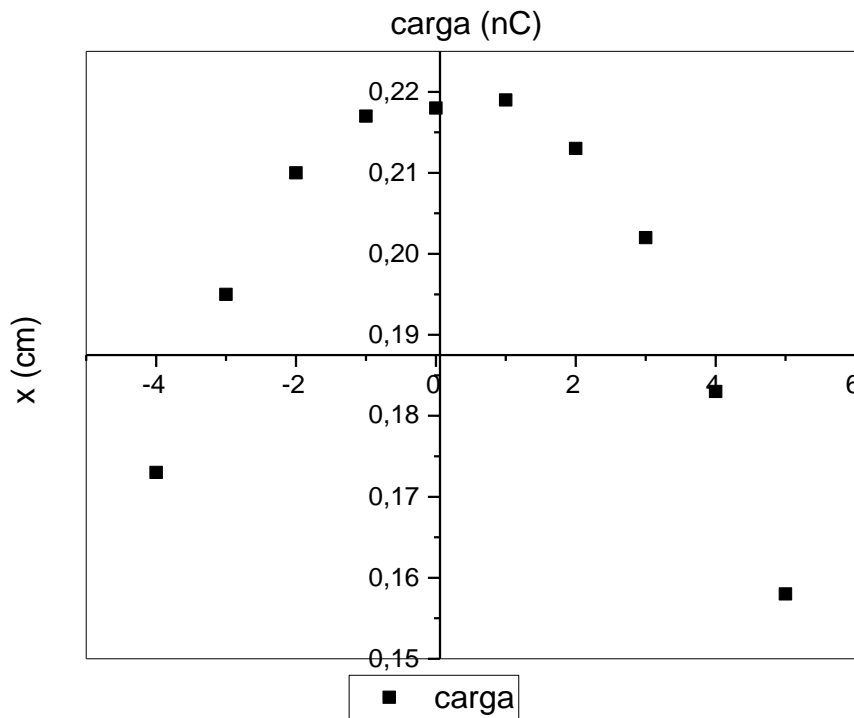
Para la prueba de linealidad se efectuó a tensión constante una irradiación de la cámara en con corte de 1 cm en su región central a 50, 100, 150, 200, 300, 320 y 517 mA.s con tiempos de rotación 0.6, 1 y 1.5 s. El ajuste lineal aproxima la distribución de datos de forma aceptable.

Figura A4.1. Linealidad de la cámara de ionización.



La prueba de uniformidad en la largo de la cámara fue realizada irradiando mediante anchos de corte de 1 cm todo el largo activa de la misma. Lo mismo se ve en la figura A4.2. Los resultados del experimento son presentados en la figura A4.3.

Figura A4.3. Uniformidad de la respuesta de la cámara en su largo activo



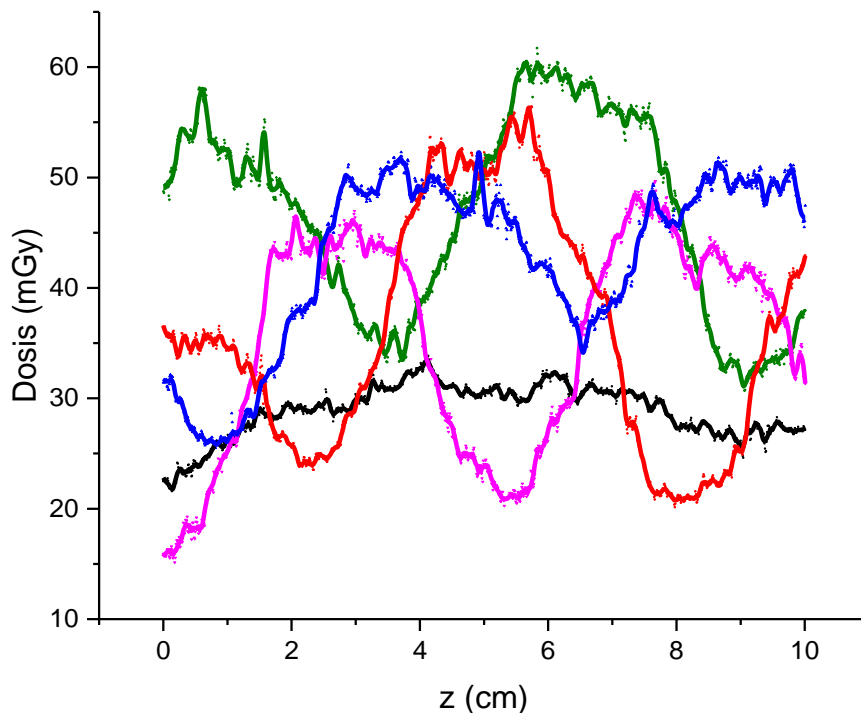
El valor máximo obtenido fue de 0.219 nC mientras que el mínimo fue de 0.173 nC. La diferencia porcentual fue de 26.5 %. En un segmento de 4 cm respecto a la posición central el valor mínimo fue de 0.210 nC y la diferencia porcentual fue solo de un 4,3 % en la respuesta, Para 6 cm la diferencia porcentual aumenta en un 8%. Se recomienda utilizar cortes de hasta 4 cm.

Anexo 5 - Perfiles de dosis obtenidos con tecnología “Dual Energy”

La figura A5.1 muestra los gráficos de las distribuciones de dosis en las cinco posiciones del fantoma de tórax de niño de dos años para los experimentos realizados tecnología Dual Energy en el tomógrafo 1. El protocolo utilizado es el mostrado en la tabla 3.4.

Para la conversión de niveles de gris a dosis se utilizaron las curvas de calibración del tomógrafo 1 para 80 kV (dado que no existe posibilidad de trabajar con 70 kV en protocolos normales) y 140 kV, luego se calculó la dosis promedio para cada dosis puntual del perfil.

Figura A5.1. Perfiles de dosis absorbida para cada una de las posiciones dentro del fantoma.

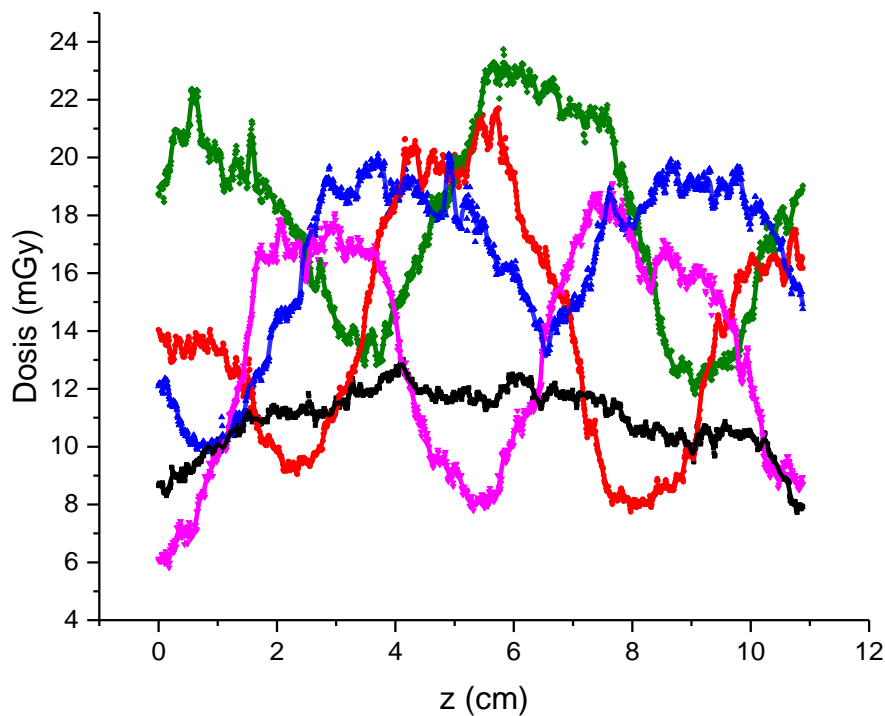


Los perfiles presentados han sido filtrados utilizando el filtro de Savitzky - Golay utilizando 20 puntos como segmento de filtración. Las ondas periféricas se repiten cada 5.5 cm puesto que el factor de pitch es 1.375 y el espesor de corte de 4 cm. Dado la radiación secundaria se observa en la región central de la curva para la posición central mayor dosis.

Dado la alternancia de la tensión cada 0.25 mseg se observan picos y valles sobre los perfiles de dosis. Los picos se deben a irradiaciones a 140 kV y los valles a 70 kV. Los valores intermedios de dosis se deben a radiación dispersa y a las dosis generadas con voltajes intermedios.

Si se utilizara 100 mA.s dada la linealidad de la dosis las curvas se trasladarían hacia valores más pequeños de dosis en un factor de 2.6, esto es observado en la figura A5.2.

Figura A5.2. Perfiles de dosis absorbida para cada una de las posiciones dentro del fantoma.



Los perfiles de dosis obtenidos son similares a los de 120 kV (figura 5.1), lo cual sugiere que con una tensión de 60 mA se podría obtener una calidad de imagen diagnóstica aceptable según el protocolo presentado en la tabla 6.1. Cabe la pena destacar que en este servicio los protocolos Dual Energy son fijos por lo cual no se ha podido confirmar esto.

Anexo 6 - Participación en eventos y publicaciones

FREDERICO, M. SANTOS, F. ,CERECETTO, H., PAIVA, F.,
MOURAO, A.P

“Dosimetric Evaluation of Computed Tomography Chest Scans for Adult and two-year-old Patients”

ISSSD 2018, Oxaca – Mexico.

FREDERICO, M. BANGUERO, Y. ,CERECETTO, H., SANTANA,P.C., OLIVEIRA, F.A., MOURAO, A.P

“Optimización de protocolos pediátricos de tórax en dos centros médicos”.

IRPA 2018 , La Habana - Cuba

FREDERICO, M. BANGUERO, Y. ,CERECETTO, H., SANTANA,P.C., OLIVEIRA, F.A., MOURAO, A.P.

“Estudio para la optimización de protocolos pediátricos mediante exploraciones de tórax en tomografía computarizada”.

Simposio Internacional sobre Protección Radiológica en Medicina. 2017, Arequipa – Perú.

PUBLICADA EN **“Brazilian Journal of Radiation Sciences”.**

Vol 7, No 1A (2019). DOI: 10.15392/bjrs.v7i1A.334

Bibliografía

- [1] UNSCEAR, »Sources and effects of ionizing radiation. Volume I: Sources.,« Nueva York, 2000.
- [2] UNSCEAR , »Effects of ionizing radiation. Volume I: Report to the General Assembly, Scientific Annexes A and B,« Naciones Unidas, Nueva York, 2006.
- [3] J. Broder, »Increasing utilization of computed tomography in the pediatric emergency department 2000-2006.,« *Emergency Radiology*, årg. 14, nr. 4, pp. 238-242, 2007.
- [4] A. Shenoy-Bhangle og G. M. Nimkin K, »Pediatric Imaging: Current and emerging techniques.,« *Postgraduate Medical Journal*, årg. 56, nr. 2, pp. 98-102, 2010.
- [5] Organización Mundial de la Salud, »Tracking universal health coverage: first global monitoring report,« Ginebra, 2015b.
- [6] A. Prata Mourao, Tomografía Computadorizada: tecnologías e aplicacoes, Rio de Janeiro: Senac, 2015.
- [7] UNSCEAR, »Sources and effects of ionizing radiation. Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas,« Naciones Unidas, Nueva York, 2010.
- [8] W. Muhogora, »Pediatric CT examinations in 19 developing countries: frequency and radiation dose,« *Radiation Protection Dosimetry*, årg. 140, nr. 1, pp. 49-58, 2010.
- [9] Organización Mundial de la Salud, »Comunicando los riesgos de la radiación en radiodiagnóstico pediátrico,« Ministerio de sanidad, Madrid, 2016.
- [10] D. Miglioretti, E. Johnson og A. Williams, »Pediatric Computed Tomography and associated radiation exposure and estimated cancer risk,« *JAMA Pediatrics*, årg. 167, nr. 8, pp. 700-707, 2013.
- [11] D. Shah og R. Sachs, »Radiation - induced cancer: a modern view,« *British Institutl of Radiology*, årg. 1020, nr. 85, pp. 1166-1173, 2012.
- [12] A. M. Hooker, M. Bhat, T. K. L. J. M. Day, S. J. Swinburne, A. A. Morley og P. J. & Sykes, »The linear no-threshold model does not hold for low-dose ionizing radiation,« *Radiation research*, årg. 162, nr. 4,

- pp. 447-452, 2004.
- [13] Comisión Internacional de Protección Radiológica, »Publicación 105 de la ICRP: Protección Radiológica en Medicina,« 2007b.
- [14] UNSCEAR, »Sources and effects of ionizing radiation. Volume II: Scientific Annex B: Effects of radiation exposure on children,« Naciones Unidas, New York, 2013.
- [15] BEIR, »Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2,« National Academy of Sciences, Washington, 2006.
- [16] J. Johnson, »Cumulative radiation exposure and cancer risk estimation in children with heart disease,« *Circulation*, årg. 130, nr. 2, pp. 161-167, 2014.
- [17] F. J. Mettler, W. P.W, J. Locken og K. C.A, »CT scanning: patterns of use and dose,« *Journal of Radiological Protection*, årg. 20, nr. 4, pp. 353-359, 2000.
- [18] IAEA, »www.iaea.org,« IAEA, 2019. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/diagnostic-reference-levels>. [Senest hentet eller vist den 08 04 2019].
- [19] L. Servente, F. Silvia og N. D. L. Chozza, »Dosis acumulada en tomografía 2014 - 2017: análisis descriptivo de una población del Hospital de Clínicas,« *Revisita de Médica del Uruguay*, årg. 3, nr. 34, pp. 14-23, 2018.
- [20] OMS, »World Health Statics,« WHO graphics, Luxemburg, 2015.
- [21] A. Cormack, »Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications,« *Journal of Applied Physics*, årg. 34, pp. 2722-2727, 1963.
- [22] E. Bosch, »Sir Godfrey Newbold Hounsfield y la tomografía computada, su contribución a la medicina moderna,« *Revista Chilena de Radiología*, nr. 10, pp. 183-185, 2004.
- [23] G. N. Hounsfield, »Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system,« *British Journal of Radiology*, pp. 1016 - 1022, 1973.
- [24] M. Ortega og G. Socolsky, »Godfrey Newbold Hounsfield: historia e impacto de la tomografía computarizada,« *Revista argentina de*

- radiología*, årg. 76, nr. 4, 2012.
- [25] J. Ramirez, C. Arboleda og C. McCollough, »Tomografía Computarizada para rayos X: fundamentos y actualidad,« *Revista de Ingeniería Biomédica*, årg. 4, nr. 2, pp. 54-56, 2008.
- [26] G. Hounsfield, »Computed medical imaging,« *Science*, pp. 210 - 228, 1980.
- [27] E. Beckman, »CT scanning the early days,« *The British Journal of Radiology*, pp. 5-8, 2006.
- [28] W. Kalender, »CT: the unexpected evolution of an imaging modality,« *European Radiology Supplements*, årg. 15, pp. 21-24, 2005.
- [29] W. Kalender, »X-ray computed tomography,« *Physics in Medicine and Biology*, pp. 29-43, 2006.
- [30] L. Goldman, »Principles of CT and CT technology,« *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, pp. 115-128, 2007.
- [31] G. Dougherty, *Digital Image Processing for Medical Applications*, Cambridge University Press, 2009.
- [32] L. Goldman, »Principles of CT: multislice CT,« *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, pp. 57-68, 2008.
- [33] Siemens, »Performance CT: syngo CT 2007S,« Siemens AG, 2008.
- [34] A. M. Ladino, »Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador,« *Tesis de Maestría, Universidad Federal de Minas Gerais*, pp. 1-77, 2017.
- [35] D. Andisco, S. Blanco og S. Buzzi, »Dosimetría en tomografía computarizada,« *Revista Argentina de Radiología*, årg. 78, nr. 12, pp. 156 - 160, 2015.
- [36] R. L. Morin, T. C. Gerber og C. H. McCollough, »Radiation dose in computed tomography of the heart,« *Circulation*, årg. 107, nr. 6, pp. 917 - 922, 2003.
- [37] P. P. Dendy og B. Heaton, *Physics for diagnostic radiology*, CRC press, 2011.
- [38] J. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*, Lippincot Williams & Wilkins, 2002.
- [39] Y. Zou, E. Sidky og X. Pan, »Partial volume and aliasing artefacts in helical cone-beam CT,« *Phys Med Biol*, nr. 49, pp. 2365-75, 2004.

- [40] L. Lehmann, R. Alvarez, A. Macovski, W. Brody, N. Pelc, S. Riederer og A. Hall, »Generalized image combinations in dual kVp digital radiography,« *Medical Physics*, pp. 659-667, 1981.
- [41] L. Shepp og B. Logan, »The Fourier reconstruction of a head section,« *IEEE Transactions on Nuclear Science*, nr. 21, pp. 21-43, 1974.
- [42] A. Rockmore og A. Macovski, »A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections,« *IEEE Transactions on Nuclear Science*, årg. 21, pp. 21-43, 1974.
- [43] M. Dewey, Cardiac CT, Springer, 2011.
- [44] ICRP, »ICRP publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology,« *Annals of the ICRP*, årg. 42, nr. 2, pp. 1-63, 2013.
- [45] IAEA, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international code of practice, Viena: IAEA, 2007.
- [46] ICRU, Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU, 1990.
- [47] AAPM, »The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT,« AAPM - One Physics Ellipse, College Park, 2007.
- [48] AAPM, »Specification and acceptance testing of computed Tomography Scanners,« AAPM , New York, 1993.
- [49] F. Attix, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley & Sons, 2008.
- [50] H. Bouchard, F. Lacroix, G. Beaudoin, J. Carrier og I. Kawrakow, »On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry,« *Medical Physics*, årg. 36, nr. 6 part 1, pp. 1931-1946, 2009.
- [51] T. Giadui, Y. Cui, J. Galvin, W. Chen, Y. Yu og Y. Xiao, »Characteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement,« *Medical physics*, årg. 39, nr. 2, pp. 842-850, 2012.
- [52] R. Arráns, H. Miras, M. Ortiz-Seidel, J. A. Terrón, J. Macías og A. Ortiz-Lora, »Dosimetría con películas radiocrómicas,« *Revista de Física Médica*, årg. 10, nr. 2, pp. 83-104, 2009.
- [53] ASHLAND INC, *Gafchromic XR film State-of-the-art processor-less products for radiology applications*, New York, 2015.

- [54] S. Devic, »Radiochromic film dosimetry: past, present, and future,« *Physica medica*, årg. 27, nr. 2, pp. 122-134, 2011.
- [55] S. Brady, T. Yoshizumi, G. Toncheva og D. Frush, »Implementation of radiochromic film dosimetry protocol for volumetric dose assessments to various organs during diagnostic CT procedures,« *Medical physics*, årg. 37, nr. 9, pp. 4782-4792, 2010.
- [56] L. Cunha, *Estudos dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia computadorizada: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização de protocolos*, Belo Horizonte, 2018.
- [57] L. Yu, X. Liu, S. Leng, J. M. Kofler, J. C. Ramirez-Giraldo, M. Qu og C. H. McCollough, »Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. Imaging in medicine,« *Imaging in medicine*, årg. 1, nr. 1, p. 65, 2009.
- [58] J. almazo, J. E. Júnior, M. A. C. Brocchi, P. R. Costa og P. M. de Azevedo-Marques, » Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário,« *Radiologia Brasileira*, årg. 43, nr. 4, pp. 241-248, 2010.
- [59] F. R. Verdun, D. Racine, J. G. Ott, M. J. Tapiovaara, P. Toroi, F. O. Bochud og N. W. Marshall, » Image quality in CT: From physical measurements to model observers,« *Physica Medica*, årg. 31, nr. 8, pp. 823-843, 2015.
- [60] L. W. Goldman, »Principles of CT: radiation dose and image quality,« *Journal of nuclear medicine technology*, årg. 35, nr. 4, pp. 213-225, 2007.
- [61] E. C. Directive, »European diagnostic reference levels for paediatric imaging,« 2015.
- [62] T. Henzler, C. Fink, S. O. Schoenberg og U. J. Schoepf, »Dual-energy CT: radiation dose aspects. American Journal of Roentgenology,« *Journal of Roentgenology*, årg. 199, nr. 5, pp. S16-S25, 2012.
- [63] M. M. Lell, J. E. Wildberger, H. Alkadhi, J. Damilakis og M. Kachelriess, »Evolution in computed tomography: the battle for speed and dose,« *Investigative radiology*, årg. 50, nr. 9, pp. 629-644, 2015.
- [64] D. N. R. C. S. E. P. E. K. H. L. M. B. D. T. .. & S. S. T. Marin, »Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current

- multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection—initial clinical experience,« *Radiology*, årg. 251, nr. 3, pp. 771-779, 2009.
- [65] J. M. Kerl, R. W. Bauer, T. B. Maurer, R. Aschenbach, H. Korkusuz, T. Lehnert og T. J. Vogl, »Dose levels at coronary CT angiography—a comparison of dual energy-, dual source-and 16-slice CT,« *European radiology*, årg. 21, nr. 3, pp. 530-537, 2011.
- [66] JCGM, Evaluation of measurement data - Guide to expression of uncertainty in measurement, JCGM, 2008.
- [67] PTW, »PTW 30009 Operating, Technical and Service,« 2017.
- [68] T. Perini, Y. Cui, J. Galvin og C. Wenzhou, »Chacacteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement,« *Medical Physics*, årg. 39, nr. 2, pp. 842-849, 2012.
- [69] R. C, »Accu Gold User Guide,« 2015.
- [70] AAPM, »Routine pediatric chest CT protocols,« AAPM, 2017.
- [71] IAEA, »Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications,« IAEA, 2012.