



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia

William Jaramillo Garzón

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Escuela de Física
Medellín, Colombia

2012

Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia

William Jaramillo Garzón

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magíster en Ciencias - Física

Director:

M.Sc. Javier Morales Aramburo

Línea de Investigación:

Dosimetría pediátrica

Grupo de Investigación:

Física radiológica

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Escuela de Física

Medellín, Colombia

2012

Dedicatoria

A mi familia, por su apoyo incondicional en este proceso de mi vida.

Agradecimientos

Agradezco muy sinceramente a mi director de tesis Javier Morales Aramburo (Profesor asociado – escuela de Física), por sus enseñanzas y acompañamiento en el desarrollo de este trabajo, también al Profesor Anselmo Puerta Ortiz (Director grupo de investigación: Física radiológica) por sus enseñanzas y apoyo incondicional en la maestría.

Resumen

En radiología pediátrica, la protección radiológica es de vital importancia debido a la gran radiosensibilidad de algunos tejidos en los niños y que pueden llegar a presentar efectos estocásticos en sus años posteriores de vida. El objetivo de este trabajo es establecer unos niveles de referencia de dosis en examen de tórax en pacientes pediátricos. El estudio se llevo a cabo en dos de los mayores centros pediátricos de la ciudad de Medellín, capital del departamento de Antioquia, y consistió en el calculo de la dosis a la entrada de la superficie para una muestra de 814 estudios radiográficos de tórax en las proyecciones anteroposterior (AP) y lateral izquierda (LAT I) y se hizo una comparación con la dosis obtenida con el programa computacional PCXMC 2.0. Para estimar la dosis a la entrada de la superficie, se colectaron datos de los exámenes tales como: el tamaño del campo de radiación, el mAs, y el kVp. Los niveles de referencia de dosis establecidos fueron de 0.092 mGy y 0.114 mGy para las proyecciones AP y LAT I respectivamente.

Palabras clave: pediátrico / imagen de rayos X / nivel de dosis de referencia / radiografía / dosis de radiación

Abstract

In pediatric radiology, radiologic protection is of vital importance due to the great radiosensitivity of body tissues in childhood and which can come to present stochastic effects in their higher ages of life expectancy. The objective of this research is to establish dose reference levels in chest exam pediatric patients. The study was conducted at two major pediatric centers of the city of Medellin, the capital of the Department of Antioquia, consisted of the calculation of the entrance surface dose (ESD) for a sample of 814 chest radiographic studies in the AP and LAT I projections and it was compared with the doses obtained with the computational program PCXMC 2.0. For the estimate of the entrance surface dose, data were collected from the exams such as: the size of the radiation field, mAs, and kVp. The dose reference level established for the anteroposterior and left lateral projections were 0.092 mGy and 0.114 mGy respectively.

Keywords: pediatric/ x-ray imaging/ dose reference level/ radiography/ radiation dose

Contenido

	Pág.
Resumen	IX
Lista de figuras	XIII
Lista de tablas	XV
Introducción	1
1. Producción de los rayos X	5
2. Interacción radiación - materia	7
2.1 Atenuación de un haz de fotones.....	8
2.2 Coeficientes de interacción másicos.....	8
2.3 Interacción de fotones con la materia	9
2.3.1 Dispersion Rayleigh	10
2.3.2 Efecto fotoeléctrico.....	10
2.3.3 Dispersión Compton.....	10
3. Efectos biológicos de la radiación ionizante	13
3.1 Efectos determinísticos	13
3.2 Efectos estocásticos	13
3.3 Riesgo asociado a exposiciones medicas en pacientes pediátricos.....	14
4. Protección radiológica en radiografía convencional pediátrica	15
5. Dosimetría para pacientes pediátricos en rayos X diagnósticos	18
5.2 Especificación del haz de rayos X	23
5.2.1 Espectro de fotones	23
5.2.2 Valor de la capa hemirreductora	24
5.2.3 Filtración total.....	25
5.2.4 Rendimiento del tubo de rayos X	25
5.3 Medidas sobre pacientes y simuladores físicos	25
6. Objetivos	26
6.1 Objetivo general.....	26
6.2 Objetivos específicos	26
7. Metodología	27
7.1 Diseño y construcción de simuladores antropomórficos.....	27
7.2 Recolección de datos en las instituciones hospitalarias	29

7.3	Equipamiento utilizado en el estudio	30
7.4	Control de calidad en los equipos de rayos x	31
7.5	Dosimetría.....	36
7.5.1	Dosimetría a partir de la técnica de los estudios radiográficos.....	36
7.5.2	Dosimetría con los simuladores antropomórficos.....	38
7.5.3	Dosimetría a partir del método Monte Carlo.....	39
▪	Dosis en órganos y dosis efectiva con PCXMC 2.0	40
▪	Estimación de la dosis en órganos a partir del código PENELOPE	42
8.	Resultados	46
8.1	Resultados de la calidad de la imagen con los simuladores	46
8.2	Resultados del control de calidad.....	47
8.3	Distribución de pacientes y proyecciones radiográficas en el estudio.....	54
8.4	Dosimetría a partir de los estudios radiográficos	59
8.5	Dosimetría con los simuladores antropomórficos	64
8.6	Resultados de la dosis absorbida en pulmones estimada con PENELOPE....	65
8.7	Resultados de la dosis en órganos obtenida con el programa PCXMC 2.0	68
9.	Conclusiones y recomendaciones	73
9.1	Conclusiones.....	73
9.2	Recomendaciones.....	74
A.	Anexo: Fundamentos del código PENELOPE.....	75
	Estructura y funcionamiento del código	76
B.	Anexo: Archivo de entrada del programa penmain creado en la simulación....	83
	Bibliografía	86

Lista de figuras

	Pág.
Figura 1-1: Esquema de la producción de los rayos X.....	5
Figura 2-1: Regiones de dominio de las principales formas de interacciones de los fotones con la materia	7
Figura 2-2: Esquema del efecto Rayleigh	10
Figura 2-3: Esquema representando el efecto fotoelectrico	10
Figura 2-4: Esquema representando el efecto Compton.....	11
Figura 4-1: Distribucion estadistica usada en el establecimiento de NRDs	17
Figura 5-1: Cantidades usadas en el establecimiento de los NRDs.....	21
Figura 5-2: Espectro de rayos X a 80 kVp.....	24
Figura 7-1: Composicion quimica de los diferentes tejidos [16,17]	28
Figura 7-2: Planos de los simuladores antropomorficos	29
Figura 7-3: Formato de recoleccion de datos tecnicos en examen de torax	30
Figura 7-4: Equipamiento de radiologia empleado en el Hospital San Vicente Fundacion.....	31
Figura 7-5: Curva de ajuste de la funcion rendimiento del equipo G.E PROTEUS	37
Figura 7-6: Curva de ajuste de la funcion rendimiento del equipo Universal	37
Figura 7-7: Archivo de entrada con las condiciones de examen en el programa PCXMC 2.0.....	41
Figura 7-8: Espectro de rayos X generado a 65 kVp.....	43
Figura 7-9: Geometria diseñada en la simulacion con el programa PENGEOM	45
Figura 8-1: Simuladores antropomorficos de torax para edades de 5 y 10 años	46
Figura 8-2: Imágenes radiograficas obtenidas para los simuladores de 5 y 10 años ...	47
Figura 8-3: Croquis sala de rayos X de la Clinica Noel	48
Figura 8-4: Croquis sala de rayos X del Hospital San Vicente Fundacion	49
Figura 8-5: Resultado de la prueba de perpendicularidad del haz de rayos X en los dos equipos.....	50
Figura 8-6: Forma de la onda de la tension de salida del equipo Universal.....	53
Figura 8-7: Forma de la onda de la tension de salida del equipo G.E PROTEUS.....	53
Figura 8-8: Distribucion del numero de pacientes evaluados en los dos hospitales	55
Figura 8-9: Distribucion de los pacientes por sexo en el estudio.....	55
Figura 8-10: Distribucion de las proyecciones radiograficas	55

Figura 8-11: Distribucion de los pacientes por edad en el estudio	56
Figura 8-12: Comparacion de la dosis a la entrada de la superficie (tercer cuartil), para cada institucion con los niveles de referencia internacionales [9,10]	59
Figura 8-13: Comparacion de la DES en examen de torax en pacientes cooperantes y no cooperantes del Hospital San Vicente Fundacion.....	61
Figura 8-14: Niveles de referencia diagnosticos locales (tercer cuartil) para examen de torax en el Hospital San Vicente Fundacion.....	62
Figura 8-15: Comparacion de la dosis media absorbida en pulmones de una paciente promedio de 5 años estimada con los programas PENELOPE y PCXMC 2.0	67
Figura 8-16: Archivo con el reporte de dosis en organos y dosis efectiva con el programa PCXMC 2.0.....	69
Figura 8-17: Comparacion de la dosis en organos en las proyecciones AP y LAT I en niños de 5 años.....	70
Figura 8-18: Comparacion de la dosis efectiva promedio por sexo.....	72
Figura A-1: Estructura del codigo PENELOPE	77
Figura A-2: Datos de entrada para definir una superficie cuadrada en forma reducida	79
Figura A-3: Datos de entrada para definir un cuerpo	79

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 7-1: Características equipo de rayos X – Hospital San Vicente Fundación.....	30
Tabla 7-2: Características equipo de rayos X – Clinica Noel	30
Tabla 7-3: Parametros de entrada para generar el espectro de rayos X	43
Tabla 7-4: Densidades de los materiales utilizados en la geometria simulada.....	44
Tabla 8-1: Comparación de la dosis en diferentes puntos de la sala de rayos X de la Clínica Noel con los límites de dosis establecidos.....	48
Tabla 8-2: Comparación de la dosis en diferentes puntos de la sala de rayos X del Hospital San Vicente Fundacion con los límites de dosis establecidos.....	49
Tabla 8-3: Desviacion de los valores de rendimiento para cada kVp	51
Tabla 8-4: Valor medido de la capa hemirreductora en cada institucion	51
Tabla 8-5: Valores minimos recomendados de la capa hemirreductora en funcion de la fase y tension del tubo	52
Tabla 8-6: Comparacion de los valores medidos del punto focal con las tolerancias para el equipo Universal.....	52
Tabla 8-7: Comparacion de los valores medidos del punto focal con las tolerancias para el equipo G.E PROTEUS.	52
Tabla 8-8: Factor de Ripple medido para los equipos de rayos X.....	54
Tabla 8-9: Parametros de exposicion promedio utilizados en examen de torax en la proyeccion AP-camilla (HSVF).....	56
Tabla 8-10: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección AP-Bucky de pared (HSVF).....	57
Tabla 8-11: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de torax en la proyección LATI-camilla (HSVF)	57
Tabla 8-12: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección LATI-Bucky de pared (HSVF).....	58
Tabla 8-13: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección AP-camilla en la Clínica Noel	58
Tabla 8-14: Comparación de la distribución de valores de la DES en la proyección AP obtenidos experimentalmente con los valores obtenidos teóricamente y otros trabajo.....	63
Tabla 8-15: Comparación de los parámetros promedio utilizados en los exámenes de rayos X y el valor medio de la DES obtenido en este estudio con otros trabajos	64

Tabla 8-16:	Parámetros promedio usados en la exposición de los simuladores.....	65
Tabla 8-17:	DES obtenida con los simuladores antropomórficos	65
Tabla 8-18:	Parámetros de entrada para la simulación en proyección AP - Camilla	68
Tabla 8-19:	Parámetros de entrada para la simulación en proyección AP – Bucky mural.....	68
Tabla 8-20:	Parámetros de entrada para la simulación en proyección LAT I – Camilla.....	68
Tabla 8-21:	Parámetros de entrada para la simulación en proyección LAT I - Bucky mural.....	69
Tabla 8-22:	Comparacion del valor medio de la dosis efectiva obtenido en esta investigacion con otros trabajos.....	71

Introducción

A partir del descubrimiento de los rayos X y la radiactividad por Roentgen, Becquerel y los esposos Curie se desarrollaron distintas aplicaciones con radiaciones ionizantes en campos de la investigación, la industria y la medicina. Por tratarse de fenómenos recién descubiertos, cuya naturaleza ni siquiera se entendía totalmente, no se tomaban precauciones y fueron muchos los que sufrieron los efectos negativos de una exposición excesiva e incontrolada. Las personas más expuestas a estas nuevas formas de radiación fueron los médicos radiólogos que utilizaban los rayos X y los científicos que manipulaban material radiactivo.

Con el desarrollo de estas aplicaciones surgió la necesidad de establecer programas de protección radiológica y conocer con claridad las condiciones de irradiación tanto de las personas ocupacionalmente expuestas como de los pacientes en el diagnóstico o tratamiento con radiaciones ionizantes. El objetivo de la protección radiológica es permitir el aprovechamiento de la radiación, en todas sus formas conocidas, con un riesgo aceptable tanto para los individuos que la manejan como para la población en general y las generaciones futuras. Debido a que la radiación es potencialmente dañina, no debería permitirse ninguna exposición innecesaria. El principio que gobierna la protección radiológica en caso de exposición se conoce con el nombre de ALARA (as low as reasonably attainable) que se traduce como: *tan poca radiación como sea posible lograr de modo razonable*.

En 1928, durante el Congreso Internacional de Radiología celebrado en Londres, ocurren dos hechos trascendentales para la evolución de la radiología: se define al *Roentgen* como la unidad física que mide la cantidad de radiación producida por un tubo de rayos X durante su operación, y se establece La Comisión Internacional de Protección Radiológica, ICRP. La ICRP es un grupo internacional no gubernamental creado para examinar los fundamentos de la protección radiológica. Esta comisión ha trabajado ininterrumpidamente desde su creación proponiendo recomendaciones internacionales

cuantitativas de protección radiológica. En 1953 la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas ICRU sugirió el concepto de dosis absorbida y oficialmente definió el nombre y su unidad: “el rad”, para extender el concepto de dosis a otros materiales distintos del aire (ICRU, 1954). La primera magnitud de dosis incorporando la eficacia biológica relativa (RBE, del inglés Relative Biological Effectiveness) de los diferentes tipos de radiación usada por la ICRU fue la ‘dosis RBE en rems’ que era una suma ponderada por la RBE de la dosis absorbida en rads prescrita en las recomendaciones de 1956 de la ICRU. En sus Recomendaciones de 1977 (ICRP, 1977), la Comisión introdujo una nueva magnitud: “el equivalente de dosis” para la limitación de los efectos estocásticos. Está fue definida como una suma ponderada de los equivalentes de dosis de distintos órganos y tejidos del cuerpo humano dónde el factor de ponderación fue denominado ‘factor de ponderación de los tejidos’ (ICRP, 1977). La Comisión denominó a esta nueva magnitud del equivalente de dosis ponderado “la dosis efectiva equivalente” (en inglés ‘effective dose equivalent’) en la reunión en Estocolmo de 1978 (ICRP, 1978). Al mismo tiempo, se adoptaron las unidades SI de la dosis, reemplazando el rad por el gray (Gy) y el rem por el sievert (Sv). En sus Recomendaciones de 1990 (ICRP, 1991b), la Comisión redefinió las magnitudes de dosis relacionadas con el cuerpo. Para los propósitos de la protección, fue definida como la magnitud básica la dosis absorbida promediada en un órgano o tejido. Además, considerando que los efectos biológicos no están gobernados solamente por la transferencia lineal de energía, la Comisión decidió utilizar los factores de ponderación de la radiación, los cuales habían sido seleccionados basados en la RBE induciendo efectos estocásticos a dosis bajas, en lugar de los factores de calidad empleados en el cálculo del equivalente de dosis de las Recomendaciones de 1977 [1].

Debido a la gran expansión del trabajo en radioprotección como consecuencia de los desarrollos en energía nuclear entre los periodos de 1940 a 1950 la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) amplió su área de responsabilidad más allá de la protección de la profesión médica y hace la distinción en tres categorías de exposición: ocupacionales, del público, y exposiciones médicas de pacientes.

Para el caso de exposiciones de trabajadores la ICRP ha definido límites de equivalente de dosis para trabajadores de la radiación con el fin de reducir la aparición de efectos biológicos a un nivel considerado aceptable, en comparación con los riesgos a que se

expone un trabajador en cualquier otra actividad profesional moderna. Estos "trabajadores de la radiación" son los médicos radiólogos, nucleares y radioterapeutas, los técnicos que los ayudan en la práctica de su trabajo profesional, los investigadores en física atómica y nuclear que utilizan fuentes de radiación y los operadores de reactores nucleares, entre otros. Este grupo debe estar controlado individualmente de manera continua por medio del uso de dosímetros personales, instrumentos que se llevan sobre el cuerpo y que marcan la cantidad de radiación recibida por cada trabajador.

La exposición del público comprende todas las exposiciones que no sean exposiciones ocupacionales ni exposiciones médicas de pacientes. Se produce como resultado de un conjunto de fuentes de radiación. La componente de la exposición del público atribuible a fuentes naturales es de lejos la más grande, pero ello no constituye justificación alguna para reducir la atención prestada a las exposiciones menores pero más fácilmente controlables provocadas por fuentes artificiales. Para la protección radiológica del público la ICRP en su publicación 101 de 2006 recomienda el uso del concepto de "Persona Representativa" La Persona Representativa puede ser hipotética.

Para exposiciones a la radiación en medicina no se recomiendan límites de dosis ni restricciones de dosis para pacientes individuales porque los mismos pueden reducir la eficacia del diagnóstico o tratamiento, provocando más perjuicio que beneficio. Por consiguiente el énfasis está puesto en la justificación de los procedimientos clínicos, en la optimización de la protección y en la utilización de niveles de referencia para los procedimientos diagnósticos.

La importancia de conocer cuales son los efectos biológicos producidos por las radiaciones ionizantes y si estas son benéficas o perjudiciales a la salud humana constituye en la actualidad una necesidad primordial. Para conocer más a fondo los efectos que producen las radiaciones ionizantes en el hombre es importante comprender la interacción de la radiación con la materia. La radiación ionizante es generalmente caracterizada por su habilidad para excitar y/o ionizar los átomos que constituyen la materia con la cual interactúa, causando efectos físicos, biológicos y químicos en esta.

En los últimos años se ha venido incrementando el uso de aplicaciones médicas para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades; El uso de radiación en exámenes

diagnósticos en medicina contribuye cerca del 95% de la exposición artificial y es únicamente excedida por la radiación natural de fondo como fuente de exposición en la población mundial UNSCEAR (2008).

El Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los efectos de la radiación Atómica; UNSCEAR (2008) comparo las estimaciones entre los periodos 1991-1996 y 1997-2007 y concluyó que la dosis efectiva colectiva en todo el mundo para procedimientos de diagnóstico médico aumentó en un 70%. Debido al gran número de personas sometidas a exámenes radiográficos cada año, ha sido muy significativo desarrollar métodos para reducir la exposición de cada paciente a la radiación, sin descuidar la calidad de la imagen.

La condición médica de un paciente en muchos casos puede ser establecida con las imágenes producidas por rayos X. En Radiología, los pacientes son expuestos a diferentes cantidades de radiación dependiendo del tipo de examen. Esta radiación puede afectar la calidad de la imagen la cual es muy importante en el diagnóstico del radiólogo. Se ha demostrado por las investigaciones en Radiobiología que la radiación puede producir cáncer y otros efectos genéticos; estos efectos denominados estocásticos, se caracterizan porque su probabilidad se incrementa proporcionalmente con la dosis en el rango de bajas dosis [2].

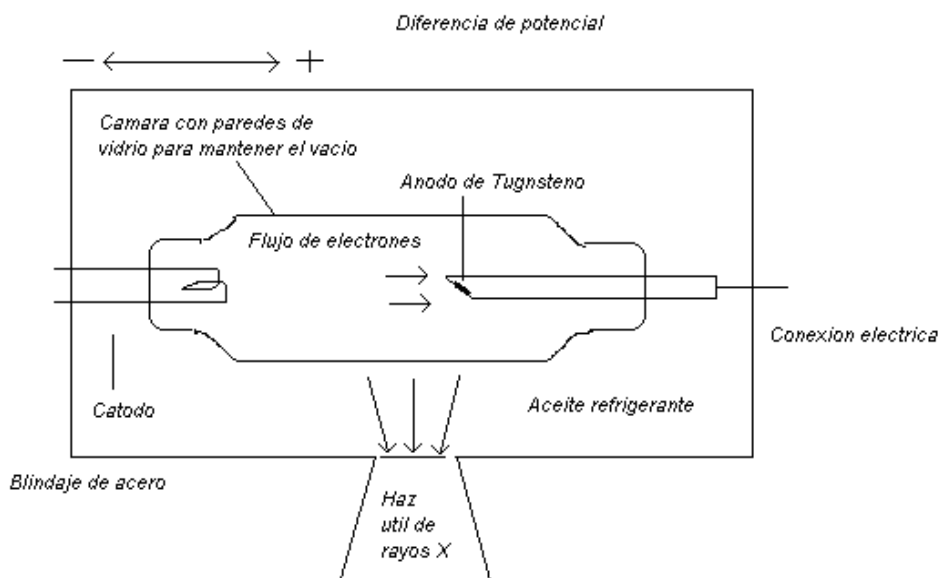
Los exámenes de rayos X en diagnóstico infantil requieren especial cuidado debido a que los niños tienen mayor expectativa de vida y por lo tanto son más propensos a efectos estocásticos a la radiación [3]. La radiografía de tórax se realiza con más frecuencia en los hospitales pediátricos conllevando por lo tanto una mayor importancia en el riesgo radiológico de los niños. La Protección Radiológica en el contexto de la radiología diagnóstica tiene como objetivo minimizar la probabilidad de los efectos estocásticos.

Una cantidad que correlaciona confiablemente el riesgo a exposiciones médicas es la dosis efectiva (ICRP 2007). Esta cantidad no es fácil de medir en un examen de rutina por lo que es necesario recurrir a medidas indirectas tales como la dosis a la entrada de la superficie (DES).

1. Producción de los rayos X

Los rayos X empleados en radiodiagnóstico médico son un tipo de radiación electromagnética producida al hacer colisionar electrones de alta energía en un material blanco. Mediante una diferencia de potencial los electrones son acelerados desde un filamento metálico (cátodo) por emisión termoiónica y son dirigidos hacia un material blanco (comúnmente de tungsteno), donde colisionan y son desacelerados. Este proceso se lleva a cabo dentro de un tubo de vidrio al vacío para evitar que los electrones pierdan energía cinética antes de la colisión. Aproximadamente el 99% de la energía perdida por los electrones incidentes se transforma en calor por procesos elásticos y el 1% se convierte en fotones de rayos X [4]. Los rayos X producidos en el proceso son emitidos por una ventana delgada transparente a esta radiación. El esquema de la producción de rayos X se muestra en la figura 1-1.

Figura 1-1: Esquema de la producción de los rayos X



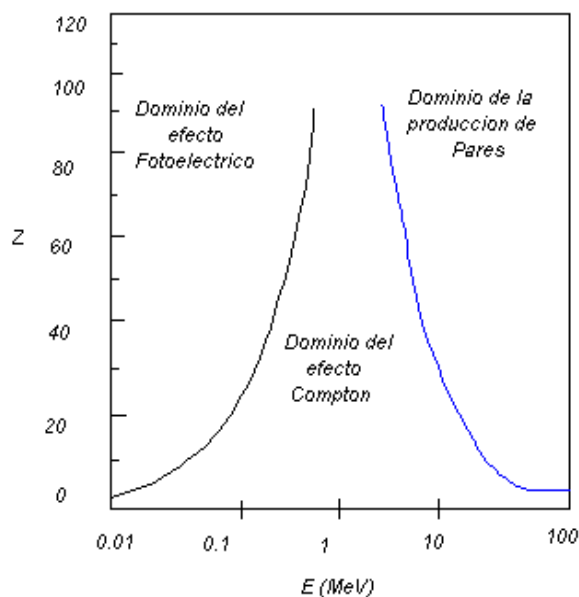
El espectro de rayos X emitido es conformado por dos tipos de radiación: los rayos X característicos y la radiación de frenado. Los primeros se producen cuando los electrones incidentes sufren interacciones coulombianas con los electrones orbitales del átomo blanco dejando una vacancia libre en el átomo blanco. Luego un electrón de una capa superior ocupa esta vacancia y la diferencia de energía entre las capas producen la emisión de rayos X característicos.

La radiación de frenado (Bremsstrahlung), se produce cuando hay una interacción Coulombiana entre el electrón incidente y el núcleo atómico del material blanco. Los rayos X se originan principalmente de la desaceleración rápida de los electrones incidentes.

2. Interacción radiación - materia

Los principales procesos de interacción de la radiación con la materia son: el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton, la dispersión Rayleigh, la creación de pares y las reacciones fotonucleares. La probabilidad de ocurrencia de cada proceso depende de la energía de la radiación incidente y del número atómico Z del material irradiado. La figura 2-1 muestra la región en la cual es dominante cada proceso en función del número atómico Z del material con el que interactúa el fotón.

Figura 2-1: Regiones de dominio de las principales formas de interacciones de los fotones con la materia



Desde el punto de vista físico, el parámetro que caracteriza el tipo de interacción, la energía absorbida en cada uno de los procesos ocurridos y la energía transferida a los

iones liberados es la sección eficaz. La sección eficaz total en términos de la pérdida de energía de la partícula para un tipo de interacción está dada por:

$$\sigma = \int_0^E \frac{d\sigma}{dW} dW \quad (2.1)$$

Otra cantidad importante en el transporte radiación a través de la materia es el camino libre medio que se define como la distancia promedio que recorre la partícula antes de interactuar $\lambda^{-1} = N\sigma$, con N el número de partículas por unidad de volumen. Para fotones se define el coeficiente de atenuación lineal como $\mu = \lambda^{-1}$.

2.1 Atenuación de un haz de fotones

La intensidad de un haz de fotones monoenergéticos, atenuados por un material de espesor x está dada por:

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(E,Z)x} \quad (2.2)$$

donde $I(0)$ es la intensidad del haz de fotones sin atenuar y μ es el coeficiente lineal de atenuación que depende de la energía de los fotones y el número atómico Z, del material atenuador [5].

2.2 Coeficientes de interacción másicos

Caracterizan la interacción entre la radiación y la materia. Entre ellos están: el coeficiente másico de atenuación, el coeficiente másico de transferencia de energía y el coeficiente másico de absorción de energía.

El coeficiente másico de atenuación μ/ρ es la fracción de partículas que sufren interacciones con la materia por unidad de masa.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{dN}{\rho N dl} \quad (2.3)$$

donde N es el número de partículas presentes en el material, dN/N es la fracción de partículas que sufren una interacción al atravesar una distancia dl en un material de densidad ρ . Las unidades son $[m^2/kg]$.

El coeficiente másico de transferencia de energía μ_{tr}/ρ es la fracción de energía de las partículas incidentes que se transfieren a las partículas cargadas en forma de energía cinética por unidad de masa.

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{dE_{tr}}{\rho EN dl} \quad (2.4)$$

donde E es la energía de las partículas incidentes, y dE_{tr}/EN es la fracción de energía de las partículas incidentes e indirectamente ionizantes, que se transfiere como energía cinética de las partículas cargadas producidas en la interacción, que ocurre cuando la radiación atraviesa una distancia dl en un material de densidad ρ .

El coeficiente másico de absorción μ_{en}/ρ de un material, para partículas indirectamente ionizantes, es el producto del coeficiente másico de transferencia de energía y el factor $(1-g)$, donde g es la fracción de la energía de las partículas secundarias que se disipa en el material por radiación de frenado.

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1-g) \quad (2.5)$$

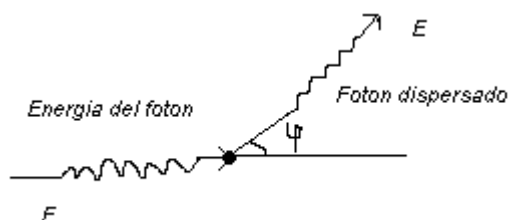
2.3 Interacción de fotones con la materia

Para el rango de energías usadas en rayos X diagnóstico, las principales interacciones de los fotones con la materia son:

2.3.1 Dispersion Rayleigh

El fotón incidente es dispersado por un electrón atómico, sin excitación de los átomos blanco. La figura 2-2 muestra el esquema del efecto Rayleigh.

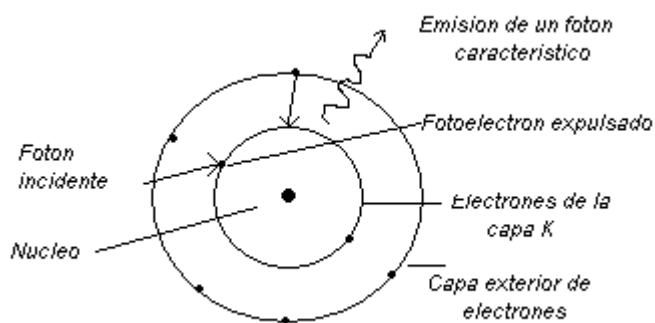
Figura 2- 2: Esquema del efecto Rayleigh



2.3.2 Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, un fotón desaparece y un electrón es liberado de un átomo. La vacante dejada por el electrón liberado de alguna de sus capas internas, es rápidamente llenada por reordenamiento acompañado de radiación fluorescente y/o la emisión de electrones Auger.

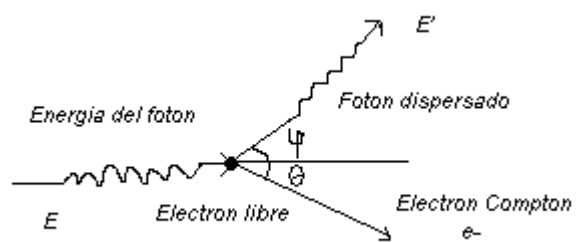
Figura 2- 3: Esquema representando el efecto fotoeléctrico



2.3.3 Dispersión Compton

En el efecto Compton un fotón de energía E es absorbido por un electrón atómico que luego reemite un fotón de energía E' con dirección relativa a la del fotón incidente.

Figura 2-4: Esquema representando el efecto Compton



3.Efectos biológicos de la radiación ionizante

Estudios epidemiológicos y experimentales han demostrado que los efectos biológicos producidos por la radiación ionizante se clasifican en dos categorías: efectos determinísticos (reacciones tisulares) y efectos estocásticos (cáncer y efectos hereditarios) [7].

3.1 Efectos determinísticos

Estos efectos resultan de la irradiación parcial o localizada de un tejido, causando un grado de mortalidad celular que no puede ser compensado por la proliferación de las células viables. Los efectos determinísticos son clínicamente observables si la dosis de radiación está alrededor de un umbral de dosis [6]. La frecuencia de un efecto determinístico particular, definido como una condición patológica clínicamente reconocible, se incrementa como una función de la dosis. Dependiendo del órgano o tejido irradiado, ningún individuo presentara daño para dosis de hasta centenas o millares de mGy. Por encima de un valor umbral el número total de individuos irradiados presentara determinado daño.

3.2 Efectos estocásticos

Contrario a los efectos determinísticos no hay un umbral de dosis definido para los efectos estocásticos. La probabilidad de un efecto estocástico debido a radiación se incrementa con la dosis y es probablemente proporcional a la dosis a bajos niveles de dosis (< 100 mSv) [1].

Estos efectos pueden ocurrir a partir del daño producido en una sola célula, a pesar de los mecanismos de reparación y defensa del organismo que inhibe la sobrevivencia de clones de células modificadas que generan el cáncer. Las mutaciones pueden ser de dos

tipos: en células somáticas (carcinogenesis) y en células germinales que pueden afectar a la descendencia del individuo expuesto.

3.3 Riesgo asociado a exposiciones medicas en pacientes pediátricos

Los pacientes pediátricos tienen un riesgo asociado a cáncer debido a exposiciones médicas de 2 a 3 veces mayor que pacientes adultos [7]. Esto se puede atribuir a las diferencias anatómicas que existen entre estos dos tipos de pacientes, y a la mayor expectativa de vida de los pacientes pediátricos. Otras causas en el alto riesgo de cáncer en niños debido a exposiciones medicas es la no cooperación de estos pacientes en los exámenes de rutina lo que provoca repetidas exposiciones y el incremento de dosis. El riesgo asociado a desarrollar cáncer en niños debido a exposiciones a bajos niveles de dosis no ha sido suficientemente cuantificado [8], por lo que es de gran importancia establecer niveles de referencia diagnósticos en estos tipos de examen como parte de la optimización de la protección radiológica en pediatría.

4. Protección radiológica en radiografía convencional pediátrica

En radiología pediátrica la optimización de la protección radiológica involucra tres aspectos principales: el equipamiento radiológico, el ajuste de los parámetros de radiación en un examen de rutina, y los niveles de referencia diagnósticos (NRDs) [6].

Con respecto al equipamiento empleado en los exámenes diagnósticos es importante asegurar que funcione correctamente en la entrega de la exposición y que sea compatible con las normas establecidas internacionalmente. Los equipos de rayos X utilizados para procedimientos pediátricos deben tener toda la gama de opciones para optimizar la dosis con el tamaño del niño. Para asegurar las condiciones ideales de funcionamiento en el equipo es necesario realizar controles de calidad que verifiquen los parámetros técnicos y las tolerancias de la exactitud de sus mediciones para la aplicación significativa de una buena técnica radiográfica.

Entre los aspectos que se deben seguir para obtener una imagen de buena calidad en una proyección radiográfica están: el buen posicionamiento del paciente, la inmovilización de pacientes no cooperantes, una colimación ajustada al área de estudio y el uso de protectores en partes de alta radiosensibilidad en los niños.

Los requerimientos técnicos más relevantes para obtener una buena técnica radiográfica son: una adecuada combinación del tamaño del punto focal del equipo y tiempos de exposición cortos para tener buen detalle en la imagen. Los tamaños recomendados del tamaño del punto focal en equipos de radiografía pediátrica están entre 0.6 y 1.3 mm. Los tiempos de exposición deben ser menores a 4 ms para equipos de alimentación monofásica y menores a 20 ms para equipos trifásicos y alta frecuencia [9]. Se

recomienda altas técnicas de Kilovoltaje (60-80 kVp), para ello es necesario que el equipo generador sea de alta frecuencia (multipulso). Adicional a la filtración inherente del equipo se puede usar una combinación de 1 mm de Al + 0.1 mm de Cu. Para evitar altas dosis en los pacientes menores a 10 años se debe evitar el uso de rejillas antidifusoras y del control automático de exposición (CAE).

En los últimos años se han introducido nuevas tecnologías para la adquisición de la imagen radiográfica tales como la radiografía computarizada (CR) y la radiología digital (DR). Un adecuado entrenamiento a los tecnólogos de rayos X y un seguimiento de los parámetros de exposición en estos sistemas permite imágenes diagnósticas de buena calidad y reducción de la dosis en los pacientes.

4.1 Establecimiento de niveles de referencia diagnósticos

Un nivel de referencia diagnóstico (NRD) es de asesoramiento, y en la práctica se ajusta de manera que si el valor es superado con regularidad, la práctica involucrada debe ser investigada. Esto no quiere decir que es una práctica inaceptable necesariamente, sino que la práctica requiere una explicación, revisión, o, posiblemente, un nuevo enfoque.

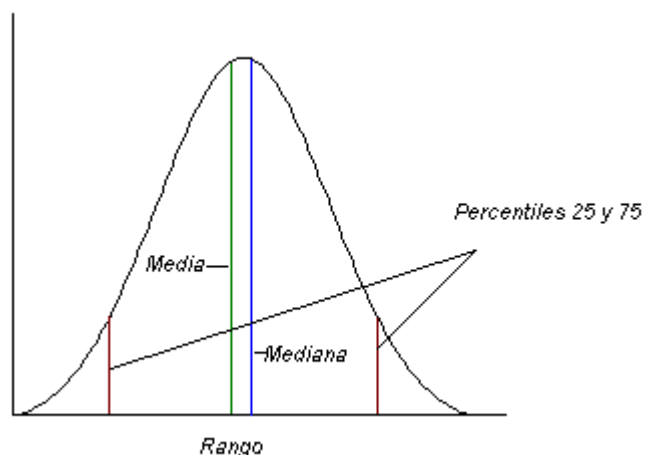
Estos niveles tratan de armonizar las técnicas utilizadas en los diferentes centros hospitalarios a nivel regional y nacional, y así evitar la variabilidad de dosis que se han encontrado para un mismo estudio debido a las diferentes prácticas utilizadas en radiodiagnóstico [3].

Los niveles de referencia diagnósticos son establecidos de acuerdo con el número de proyecciones más comunes en una serie de instituciones. Para ello se recolecta información general de las proyecciones de radiografía de diversos exámenes como: tórax, cráneo, pelvis.

En la práctica, la cantidad mas común que representa el campo de radiación que llega al paciente es la dosis a la entrada de la superficie (DES) y es usada para representar un NRD.

El NRD superior a menudo se toma como el valor de tercer cuartil, es decir, el valor por debajo del cual las mediciones de las tres cuartas partes de las instituciones se encuentra, un menor NRD también pueden ser seleccionado. Así, hay una expectativa razonable de que las medidas adoptadas en todas las instituciones deben estar por debajo de la parte superior del NRD, y si están por encima, debería ser posible reducir la exposición por debajo de la NRD, sin pérdida de información clínica. Por ejemplo, el uso excesivo de una rejilla antidifusora puede dar lugar a valores de la DES por encima de la parte superior NRD. Con la revisión de la técnica y la calidad de imagen, los valores resultantes de la DES potencialmente estarán por debajo de la parte superior del NRD. A continuación se muestra un esquema gráfico de la distribución estadística para los valores de la DES en el establecimiento de niveles de referencia diagnósticos.

Figura 3-1: Distribución estadística usada en el establecimiento de NRDs



Algunas publicaciones internacionales [9,10], tienen reportados niveles de referencia para distintos tipos de examen y proyecciones con los cuales se pueden comparar los resultados obtenidos en este estudio y así poder investigar las causas de dosis altas y tomar decisiones sobre los criterios de calidad en estos exámenes como: el funcionamiento del equipo, y la técnica utilizada.

5. Dosimetría para pacientes pediátricos en rayos X diagnósticos

La radiología convencional como fuente de radiación ionizante aporta una gran parte de la exposición a la población. Por tal motivo es necesario controlar estas dosis y optimizar el diseño y uso de los sistemas de imagen de rayos X. El objetivo principal de la dosimetría del paciente respecto a los rayos X usados en imagen médica es determinar las cantidades dosimétricas para el establecimiento y uso de niveles de referencia diagnósticos (NRDs) para evaluaciones comparativas del riesgo radiológico. Adicionalmente la dosimetría también evalúa el funcionamiento del equipo en el proceso de aseguramiento de la calidad [11]. El uso de diferentes técnicas de irradiación en términos de la calidad del haz incidente y la geometría del haz de rayos X, ha llevado al desarrollo de diferentes métodos de dosimetría, diferentes a los utilizados para exposiciones ambientales y ocupacionales.

5.1 Cantidades y unidades usadas en dosimetría de rayos X diagnósticos

A continuación se presentan las cantidades y unidades empleadas en las medidas y cálculos empleados en dosimetría de pacientes en rayos X diagnóstico. Algunas de las definiciones fueron extraídas del Reporte 74 de la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas (ICRU), [12].

Cantidades dosimétricas básicas

El objetivo principal de las cantidades dosimétricas básicas es la de caracterizar los campos de radiación tanto en el espacio libre como en un medio material.

Fluencia de energía (Ψ): Esta cantidad se define como el cociente entre la energía incidente radiante dR y el área transversal da de una esfera. En el sistema internacional sus unidades son Jm^{-2} .

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (5.1)$$

Kerma (K): se define como la energía transferida por la radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas secundarias en forma de energía cinética en el punto de interés por unidad de masa.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (5.2)$$

Kerma en aire (K_a): En rayos X usados en imagen diagnóstica el Kerma es usualmente expresado en aire. El Kerma en aire para fotones monoenergéticos es relacionado a la fluencia de energía por el coeficiente másico de transferencia de energía en aire como:

$$K_a = \Psi(\mu_{tr} / \rho)_a \quad (5.3)$$

y sus unidades son el gray (Gy). $1Gy = 1J/kg$

Para cuantificar la deposición de energía por radiación ionizante se define la dosis absorbida D como el cociente de la energía media impartida $d\bar{E}$ por unidad de masa dm . La unidad de dosis absorbida es J/kg o Gy .

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (5.4)$$

Bajo consideración de equilibrio electrónico, la dosis absorbida en un material t es relacionada a la fluencia de energía por el coeficiente másico de absorción en el material.

$$D_t = \Psi(\mu_{en} / \rho)_t \quad (5.5)$$

Además si se desprecia la energía perdida por radiación de frenado (Bremsstrahlung), el Kerma es numéricamente igual a la dosis absorbida. Entonces $K = D$.

Cantidades dosimétricas recomendadas para el establecimiento de los NRDs

La ICRP recomienda cantidades dosimétricas de fácil medición en la entrada de un simulador estándar o un grupo de pacientes para el establecimiento y uso de los niveles de referencia diagnósticos. Para el establecimiento de los NRDs en radiología convencional las cantidades recomendadas son el Kerma incidente en aire, el Kerma en aire en la superficie de entrada y el producto Kerma en aire-área. Para definir y calcular estas cantidades es necesario especificar la posición del punto de medida respecto al punto focal del tubo de rayos X y el paciente o simulador [12].

Kerma incidente en aire (K_{ia}): El Kerma incidente en aire K_{ia} , es el Kerma en aire de un haz de rayos X medido sobre el eje central del haz en la posición de la superficie del paciente o simulador. No se tiene en cuenta la retrodispersión del paciente o simulador. Su unidad es el gray (Gy).

$$K_{ia} = K_a(d)(d / d_{fs})^2 \quad (5.6)$$

Donde el término d_{fs} es la distancia foco- superficie.

Kerma en aire en la superficie de entrada (KASE): El Kerma en aire en la superficie de entrada es el Kerma en aire sobre el eje central del haz de rayos X en el punto donde el haz entra al paciente o simulador. La contribución de la radiación retrodispersada es incluida.

$$KASE = K_{ia} FRS \quad (5.7)$$

Donde FRS es el factor de retrodispersión.

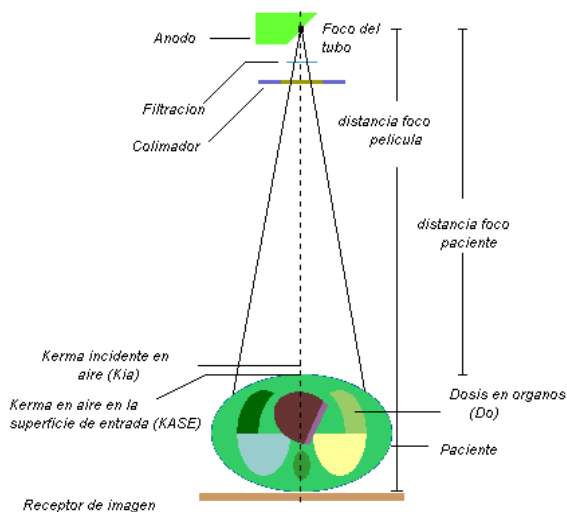
Producto Kerma en aire-área (P_{KA}): esta cantidad se define como la integral del Kerma en aire sobre el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz.

$$P_{KA} = \int_A K_a(A) dA \quad (5.8)$$

Las unidades de esta cantidad son: Gy.cm²

A continuación se muestra en la figura 5-1 el esquema experimental donde se determinan algunas de las cantidades dosimétricas en radiografía diagnóstica.

Figura 5-1: Cantidades usadas en el establecimiento de los NRDs



Cantidades relacionadas al riesgo

Las definiciones de las cantidades dosimétricas que dan cuenta del detrimento debido a la exposición a radiación de baja energía son extraídas de la publicación 103 de la ICRP [1].

Dosis absorbida en órganos o tejidos (D_T): para bajas dosis, el valor de la dosis absorbida promediada sobre un órgano o tejido puede ser correlacionada con el detrimento a la radiación para efectos estocásticos con buena exactitud para propósitos de protección radiológica. Según el reporte 51 de la comisión internacional de unidades y medidas radiológicas (ICRU), la dosis absorbida media en un órgano o tejido específico se define como:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D_t dm \quad (5.9)$$

Donde D_t es la dosis absorbida en cada punto en el tejido t.

Dosis equivalente (H_T): se define como el producto de la dosis en un órgano, por un factor de peso por radiación w_R .

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (5.10)$$

Los valores del factor de peso por radiación fueron definidos sobre la base de la eficacia biológica relativa (RBE) de las diferentes radiaciones. Para energías de rayos X en radiología diagnóstica w_R toma el valor de la unidad. La unidad de la dosis equivalente es el Sievert (Sv).

Dosis efectiva (E): La dosis efectiva es definida por la publicación 60 del ICRP como la suma de las dosis equivalentes pesadas en todos los tejidos y órganos del cuerpo.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (5.11)$$

w_T para órganos o tejidos T representa la contribución relativa del órgano o tejido al detrimento total comprendido de efectos estocásticos para irradiación uniforme en el cuerpo entero. La suma sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo del factor de peso por tejido es igual a la unidad.

Coeficientes de conversión de dosis para la evaluación de dosis en órganos y tejidos

Un coeficiente de conversión (C_c), relaciona una cantidad dosimétrica con otra cantidad fácilmente medida o calculada en la práctica clínica. En radiología la cantidad dosimétrica fundamental que da cuenta la probabilidad de efectos estocásticos es la dosis absorbida en tejidos D_T , y las cantidades de normalización son el Kerma incidente en aire (K_{ia}), el Kerma en aire en la superficie de entrada (K_{ASE}), y el producto Kerma en aire-área (P_{KA}).

$$C_c = \frac{\text{cantidad dosimétrica específica}}{\text{cantidad medida o calculada}} \quad (5.12)$$

5.2 Especificación del haz de rayos X

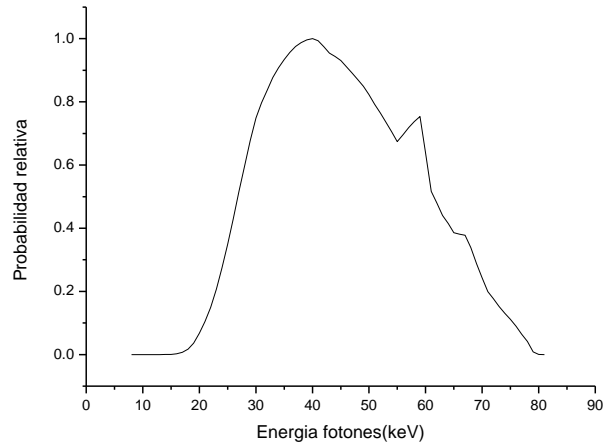
El primer paso en la dosimetría externa de los rayos X usados en la obtención de imágenes médicas es caracterizar el campo de radiación a partir de varios parámetros como el espectro de rayos X, la capa hemirreductora, el voltaje del tubo y la filtración total.

5.2.1 Espectro de fotones

El espectro de rayos X que caracteriza a un haz de fotones emitido de un tubo de rayos X tiene una componente energética continua debido a radiación de frenado (Bremsstrahlung) y otra componente de energía discreta debida a transiciones electrónicas del átomo blanco. Este espectro depende de factores como el voltaje (kVp) aplicado al tubo de rayos X, la forma de la onda del generador, el material del blanco y su ángulo de incidencia, la filtración inherente y agregada del equipo. Usualmente en

radiodiagnóstico se utilizan blancos de Tungsteno. En la literatura hay reportados espectros de rayos X para un amplio rango de kilovoltajes, filtraciones y valores del ángulo anódico.

Figura 5-2: Espectro de rayos X generado a 80 kVp.



5.2.2 Valor de la capa hemirreductora

La capa hemirreductora es el espesor equivalente en aluminio para reducir el haz de radiación a la mitad de su valor inicial. A partir de esta cantidad se determina la calidad de un determinado haz de rayos X. Para determinar el valor de la capa hemirreductora en haces de rayos X usados en radiología convencional se usa el Kerma en aire o la tasa de Kerma en aire.

Para obtener experimentalmente el valor de la capa hemirreductora se realizan medidas de Kerma en aire a un metro de distancia en ausencia de material atenuador, posteriormente se realiza la misma medida en presencia de sucesivos espesores de material atenuador hasta que la lectura de la medida llegue a la mitad. Matemáticamente la capa hemirreductora se define según la ecuación (5.13).

$$CHR = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (5.13)$$

5.2.3 Filtración total

La filtración total del equipo de rayos X está conformada por la filtración inherente a la salida del haz de radiación y una filtración permanente en milímetros de aluminio ubicada comúnmente en el colimador del equipo. La función de la filtración total es reducir los fotones absorbidos de baja energía que contribuyen a la dosis del paciente y no contribuyen a la imagen radiográfica.

5.2.4 Rendimiento del tubo de rayos X

Se define como el cociente del Kerma en aire a una distancia específica $K_a(d)$, por el producto de la corriente y el tiempo de exposición (mAs). Esta cantidad es utilizada en la estimación de la dosis del paciente a partir de la recolección de los datos técnicos del equipo.

$$R(d) = \frac{K_a(d)}{mAs} \quad (5.14)$$

La magnitud del rendimiento del tubo de rayos X depende del voltaje del tubo, la filtración y la edad del equipo. Su unidad se da en mGy/mAs.

5.3 Medidas sobre pacientes y simuladores físicos

Medidas de Kerma incidente en aire o Kerma en aire a la entrada de la superficie se pueden realizar en presencia de los pacientes o usando simuladores. Para obtener un valor representativo promedio de la dosis a la entrada del paciente es necesario realizar medidas sobre una muestra representativa. Estas medidas varían de un paciente a otro debido a la diferencia de tamaño.

Un simulador antropomórfico tiene la forma del cuerpo humano y es construido de materiales con propiedades semejantes a la de los tejidos reales tales como la densidad y los coeficientes de atenuación másicos.

6. Objetivos

6.1 Objetivo general

Establecer unos niveles de referencia diagnósticos en exámenes de rayos X de tórax en las proyecciones anteroposterior y lateral izquierda en pacientes pediátricos de la región Antioqueña con fines de optimización de la protección radiológica.

6.2 Objetivos específicos

- Obtener la dosis a la entrada de la superficie (DES) en examen de tórax para pacientes pediátricos de la Clínica Noel y el Hospital San Vicente Fundación y establecer unos niveles de referencia diagnósticos a nivel local para estas instituciones.
- Convalidar las medidas de la DES obtenidas a partir de los estudios radiográficos con medidas experimentales realizadas sobre dos simuladores antropomórficos de tórax representando niños de 5 y 10 años de edad.
- Desarrollar un método para la estimación de la dosis equivalente en órganos en exámenes de rayos X en pediatría mediante el código PENELOPE.
- Establecer unos niveles de referencia de dosis efectiva para pacientes pediátricos en exámenes de rayos X de tórax, a partir de medidas de la dosis a la entrada de la superficie y con el programa computacional PCXMC 2.0.

7. Metodología

7.1 Diseño y construcción de simuladores antropomórficos

El uso de simuladores físicos para la evaluación de la calidad de la imagen y el cálculo de dosis de radiación en exámenes diagnósticos es uno de los métodos más usados en la optimización de la protección radiológica. Para este trabajo se diseñaron y construyeron dos simuladores antropomórficos de tórax representando niños de 5 y 10 años de edad para la estimación de la dosis a la entrada de la superficie. El diseño se realizó con base al estudio anatómico de la distribución de las masas de los órganos y tejidos pertenecientes al tórax de niños de estas edades basados en estudios reportados en las publicaciones 23 y 89 de la ICRP [13,14]; la derivación de las masas óseas se realizó teniendo en cuenta el porcentaje de sus componentes trabecular, cortical y médula activa [15]. La escogencia de los materiales simuladores se realizó en base a su composición química y atenuación lineal a los rayos X en el rango de energías en estudio. Para representar el tejido blando se escogió el material PMMA (polimetilmetacrilato), el contenido de los pulmones se simuló con una capa de aire, y el tejido óseo a partir de Aluminio al 68% de pureza. Para caracterizar el aluminio se midió experimentalmente el coeficiente de atenuación lineal del aluminio, con base en la ecuación (7.1), dando un valor de $\mu = 1.18 \text{ cm}^{-1}$.

$$I(X) = I(0)e^{-\mu X} \quad (7.1)$$

Para conocer los respectivos espesores equivalentes de los materiales simuladores se tuvo en cuenta que la atenuación de estos deben ser igual a la de los tejidos que hacen parte del tórax. En otras palabras el coeficiente másico de atenuación para los materiales simuladores debe ser igual al de los tejidos humanos, ecuación (7.2).

$$e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{t.oseo}} + e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{t.pulmonar}} + e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{t.blando}} = e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Al}} + e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Aire}} + e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{PMMA}} \quad (7.2)$$

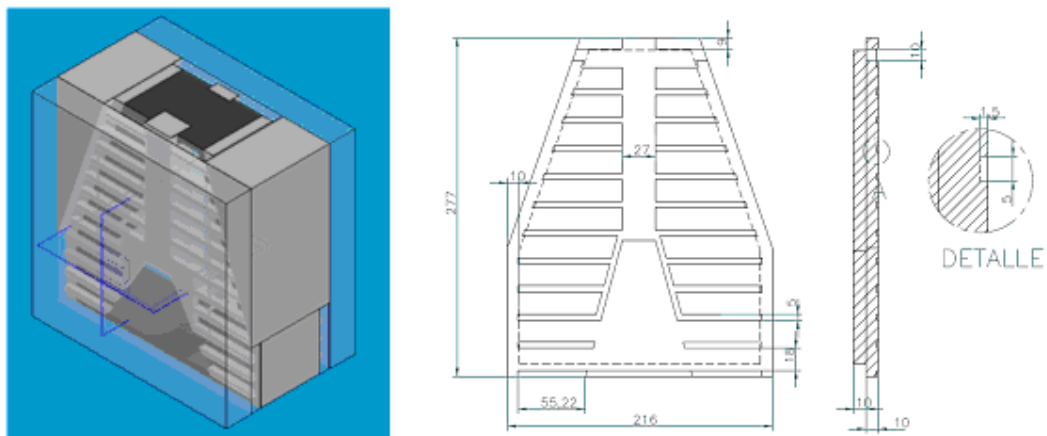
Los valores de composición química, densidades y coeficientes másicos de atenuación en función de la energía para los tejidos y materiales simuladores se muestran en la figura 7-1 y fueron extraídos del trabajo de Cristy [16] y la base científica NIST [17].

Figura 7-1: Composición química de los diferentes tejidos [16,17]

Element	Percent by weight		
	Soft tissue	Skeleton	Lung
H	10.454	7.337	10.134
C	22.663	25.475	10.238
N	2.490	3.057	2.866
O	63.525	47.893	75.752
F	0	0.025	0
Na	0.112	0.326	0.184
Mg	0.013	0.112	0.007
Si	0.030	0.002	0.006
P	0.134	5.095	0.080
S	0.204	0.173	0.225
Cl	0.133	0.143	0.266
K	0.208	0.153	0.194
Ca	0.024	10.190	0.009
Fe	0.005	0.008	0.037
Zn	0.003	0.005	0.001
Rb	0.001	0.002	0.001
Sr	0	0.003	0
Zr	0.001	0	0
Pb	0	0.001	0
Density	1.04 g/cm ³	1.4 g/cm ³	0.296 g/cm ³

Los planos de los simuladores se diseñaron con el programa de Solid Edge y se muestran en la figura 7-2.

Figura 7-2: Planos de los simuladores antropomórficos



7.2 Recolección de datos en las instituciones hospitalarias

La unidad de rayos X pediátrica del Hospital San Vicente Fundación (HSVF) y la Clínica Noel de la ciudad de Medellín fueron escogidas para este estudio debido a que reciben una cantidad considerable de pacientes pediátricos de toda la región antioqueña. La radiografía de tórax en las proyecciones anteroposterior (AP) y lateral izquierda (LAT I) es el examen que con mas frecuencia se realiza en las instituciones. Para la evaluación de la dosis a la entrada de la superficie (DES), se recolectaron datos de los parámetros técnicos utilizados en los exámenes como el kilovoltaje, el miliamperaje-segundo (mAs), la distancia foco – receptor de imagen, el tamaño de campo y la posición relativa del paciente, además de datos como el sexo, y la edad del paciente. El formato utilizado en la recolección de los datos se presenta en la figura 7-3.

Figura 7-3: Formato de recolección de datos técnicos en examen de tórax

Hospital: _____ Fecha: _____
 Estudio realizado por: _____ Sala: _____
 Numero estudios realizados: _____
 Tipo de Examen: _____

Identificación Paciente	Edad	Sexo	Posición paciente (Bucky-mural /mesa)	kVp	mAs	Distancia foco-receptor de imagen (cm)

7.3 Equipamiento utilizado en el estudio

En las tablas 7-1 y 7-2 se describen las características técnicas de los equipos de rayos X y de adquisición de la imagen radiográfica en las dos instituciones del estudio.

Tabla 7-1: Características equipo de rayos X – Hospital San Vicente Fundación

Especificaciones del tubo de rayos X Varian RAD-14	
Max kVp	150
Foco fino	0,6 mm, 27 kW, 200 mA
Foco grueso	1,2 mm, 75 kW, 630 mA
Filtración inherente	Equivalente a 1,6 mm de aluminio a 100 kVp
Filtración añadida	1.0 mm de aluminio
Angulo anódico	12°

Tabla 7-2: Características equipo de rayos X – Clínica Noel

Especificaciones del tubo de rayos X Emerald 125	
Max kVp	125
Foco fino	1,0 mm
Foco grueso	2,0 mm
Filtración inherente	Equivalente a 0,6 mm de aluminio
Filtración añadida	1.5 mm de aluminio

El sistema de adquisición de la imagen radiográfica para el HSVF es un digitalizador AFGA CR-35X con capacidad de resolución de placas de 6-20 pixels/mm.

El sistema de adquisición de imagen para la Clínica Noel es a través de procesamiento convencional de película.

Figura 7-4: Equipamiento de radiología empleado en el Hospital San Vicente Fundación



7.4 Control de calidad en los equipos de rayos x

Para verificar las condiciones técnicas y físicas de los equipos radiológicos y las instalaciones de las instituciones en estudio se realizó un control de calidad. Las pruebas se realizaron siguiendo el protocolo **IAEA / ARCAL XLIX** [18]. A continuación se presenta la metodología de cada una de las pruebas realizadas en los equipos radiográficos.

Levantamiento radiométrico: Esta prueba tiene como objetivo evaluar los niveles de exposición ocupacional y del público en el centro hospitalario donde se llevan a cabo los exámenes radiográficos. La metodología de evaluación fue la siguiente: Se realizó un croquis a escala de cada instalación y se definieron las áreas adyacentes donde pudiera haber ocupación de público al realizar un examen. Luego se simuló las condiciones para un examen de rutina con los parámetros de máxima carga de los equipos radiográficos y se midió la dosis de radiación del haz en las direcciones de las barreras primarias y secundarias de la sala de rayos X. Para las medidas se utilizó un intensímetro

451B marca FLUKE calibrado en las energías de diagnóstico médico. Para el cálculo de la dosis de radiación en cada punto se tuvo en cuenta los factores de uso, ocupación y la carga de trabajo semanal de cada equipo. Los valores de dosis obtenidos se compararon con los niveles de restricción de dosis establecidos en la literatura [18].

Radiación de fuga: en esta prueba se evaluó la radiación de fuga en la coraza del tubo de rayos X. La prueba consistió en cerrar completamente el colimador del equipo y luego cubrir toda a coraza del tubo de rayos X con películas radiográficas debidamente selladas e identificadas. Seguidamente se realizó una exposición con parámetros de kVp y mAs altos. El indicador de radiación de fuga en la coraza del tubo es el ennegrecimiento de las películas radiográficas.

Perpendicularidad del rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación: Para evaluar esta prueba se colocó un chasis cargado sobre el plano del receptor de imagen (mesa), y sobre este se colocó una placa radiopaca con marcas ortogonales y dos círculos concéntricos. Encima de la placa radiopaca se colocó un cilindro de acrílico con dos objetos radiopacos en sus extremos y se verificó que estuviera nivelado respecto al plano de medición. Luego se colocó el tubo de rayos X a una distancia de 100cm respecto a los objetos de prueba y se ajustó el campo de radiación para que coincidiera con los bordes de la placa. Finalmente se realizó una exposición con 64 kVp y 3.2 mAs.

Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo: Para evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión nominal del tubo de rayos X se realizaron medidas de kilovoltaje con diferentes combinaciones de corriente. Los kilovoltajes evaluados fueron los más empleados en los exámenes de tórax en cada institución. Para evaluar la exactitud de cada kilovoltaje se calculó la desviación máxima respecto al valor medido más discrepante mediante la siguiente ecuación:

$$E(\%) = \frac{kVp_f - kVp_i}{kVp_f} * 100 \quad (7.3)$$

donde kVp_f es el kilovoltaje prefijado en el panel de control y kVp_i es el kilovoltaje medido más discrepante. Para los tres valores medidos para cada kVp se eligieron los dos más discrepantes y se calculó la desviación máxima con la ecuación 7.4.

$$D.M(\%) = \frac{kVp_{\max} - kVp_{\min}}{(kVp_{\max} + kVp_{\min}) / 2} * 100 \quad (7.4)$$

donde kVp_{\max} y kVp_{\min} son los kilovoltajes máximo y mínimo medidos respectivamente.

Rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición: En esta prueba se evaluó la constancia del Kerma en aire para un mAs dado, y la linealidad de los valores del rendimiento para un rango de tensiones del tubo entre 60 y 110 kVp. Para ello se realizaron mediciones de Kerma en aire con los parámetros técnicos más utilizados en las instituciones.

Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición: Se definieron los tiempos de exposición más utilizados en los exámenes radiográficos en cada institución. Luego se posicionó el instrumento de medida sobre la camilla del equipo a la distancia recomendada y se realizaron tres exposiciones por cada tiempo seleccionado. Para evaluar la repetibilidad de cada uno de los tiempos seleccionados se calculó la desviación máxima con la siguiente ecuación:

$$D.M(\%) = \frac{T_{\max} - T_{\min}}{(T_{\max} + T_{\min}) / 2} * 100 \quad (7.5)$$

donde T_{\max} es el tiempo máximo medido y T_{\min} es el tiempo mínimo medido.

Para evaluar la exactitud de los tiempos de exposición nominales en los equipos se hizo una comparación con los valores medidos mediante la siguiente ecuación:

$$E(\%) = \frac{T_f - T_i}{T_f} * 100 \quad (7.6)$$

donde T_f es el tiempo fijado en el panel de control y T_i es el tiempo medido más discrepante.

Capa hemirreductora: El objetivo de esta prueba fue evaluar si la filtración total de los equipos de rayos X en estudio para un kilovoltaje dado estaba en correspondencia con los valores recomendados internacionalmente. Para cada institución se escogió el kilovoltaje promedio utilizado en examen de tórax en niños de 5 años, seguidamente se colocó una cámara de ionización sobre la camilla y se ajustó el tubo de rayos X a una distancia foco – detector de 100 cm. Se realizaron dos exposiciones con estas condiciones y se registraron en una ficha. Luego se adicionaron filtros de aluminio a la salida del colimador de los equipos y se realizaron dos exposiciones con los mismos parámetros usados anteriormente. El valor de la capa hemirreductora se obtuvo a partir de la siguiente expresión:

$$CHR = \frac{-F \ln 2}{\ln \frac{L}{L_0}} \quad (7.7)$$

Donde F es el espesor del filtro utilizado en mm, L es la lectura de la dosis con filtro y L_0 es la lectura de la dosis sin filtro.

Punto focal: El tamaño del punto focal es un parámetro fundamental ya que establece un límite para la resolución global del sistema. Con esta prueba se evaluó las dimensiones del punto focal de los equipos de rayos X de cada institución y se compararon con los valores nominales establecidos.

Para llevar a cabo la prueba se utilizó un patrón de estrella de 2°, un chasis sin intensificador de imagen, un nivel y cinta métrica. Se niveló el tubo de rayos X con la mesa radiográfica, luego se colocó el chasis cargado con la película en la mesa y se ubicó el patrón de estrella debajo del colimador a una distancia de 32 cm respecto al foco. Para evaluar el foco fino se realizó una exposición sobre el dispositivo con los

parámetros técnicos mas empleados en las instituciones para obtener una densidad óptica adecuada para lectura. El procedimiento anterior también se aplicó para el foco grueso. Ya procesada la película se procedió a medir las distancias entre borrosidades en la imagen del patrón en las direcciones paralela y perpendicular al eje ánodo-cátodo. El tamaño del punto focal en las direcciones perpendicular y paralela al eje ánodo-cátodo se calculó mediante la ecuación 7.8.

$$f = \left(\frac{\pi\theta}{180^\circ} \right)^* \frac{d}{M - 1} \quad (7.8)$$

donde θ es el ángulo del patrón de estrella usado, d representa la distancia en las direcciones paralela y perpendicular al eje ánodo-cátodo, y M es el factor de magnificación. Para este estudio se utilizó un factor de magnificación igual a dos.

Medición del factor de Ripple en los equipos de rayos X

En un procedimiento de control de calidad en radiología diagnóstica, la determinación de la tensión pico (kVp) aplicada al tubo de rayos X tiene un papel fundamental en la calibración y rendimiento del sistema. Esta cantidad está relacionada a la distribución espectral de los rayos X emitidos y las propiedades de la calidad de la imagen [19]. Las pequeñas variaciones del kVp pueden producir significativas elevaciones de la dosis absorbida en el paciente debido a la dependencia cuadrática entre el Kerma en aire y el kVp [20].

Una cantidad que da cuenta de la variación de la tensión aplicada al equipo es el factor de Ripple (FR). La expresión para encontrar este factor se muestra en la ecuación (7.9).

$$FR = \frac{kVp_{\max} - kVp_{\min}}{kVp_{\max}} \quad (7.9)$$

donde kVp_{\max} y kVp_{\min} son los kilovoltajes pico máximo y mínimo medidos respectivamente. Para determinar el factor de Ripple en cada uno de los equipos radiográficos se realizaron medidas de kilovoltaje con un medidor de voltaje no invasivo

PTW DIAVOLT UNIVERSAL, luego se transfirieron los datos via conexión puerto serial a un computador mediante el software Diacontrol [21].

7.5 Dosimetría

7.5.1 Dosimetría a partir de la técnica de los estudios radiográficos

Se estimó el Kerma incidente en aire K_{ia} a partir de medidas del rendimiento $R(d)$ de la maquina de rayos X a un metro de distancia del detector en un rango de kilovoltajes y mAs usados en las técnicas radiográficas empleadas en cada institución. Los valores medidos del rendimiento para cada kilovoltaje se ajustaron a una función potencial de la forma $y = aU^b$, donde U es el kilovoltaje aplicado a la maquina de rayos X y los parámetros a y b son los parámetros del ajuste teórico. Los valores de rendimiento ajustados a la función aU^b , se corrigieron por un factor de distancia a la entrada de la superficie del paciente y se multiplicaron por el mAs empleado en cada radiografía como lo muestra la ecuación (7.10). La dosis a la entrada de la superficie (DES) para cada estudio radiográfico se obtuvo a partir del Kerma incidente en aire a la distancia de referencia multiplicado por un factor de retrodispersión, ecuación (7.11).

$$k_{ia} = a(kVp)^b \frac{d^2}{d_{fs}^2} mAs \quad (7.10)$$

$$DES = K_{ia} FRS \quad (7.11)$$

Las curvas de ajuste en los valores del rendimiento se realizaron con el programa Origin y se muestran en las figuras 7-5 y 7-6.

Figura 7-5: Curva de ajuste de la función rendimiento del equipo G.E PROTEUS

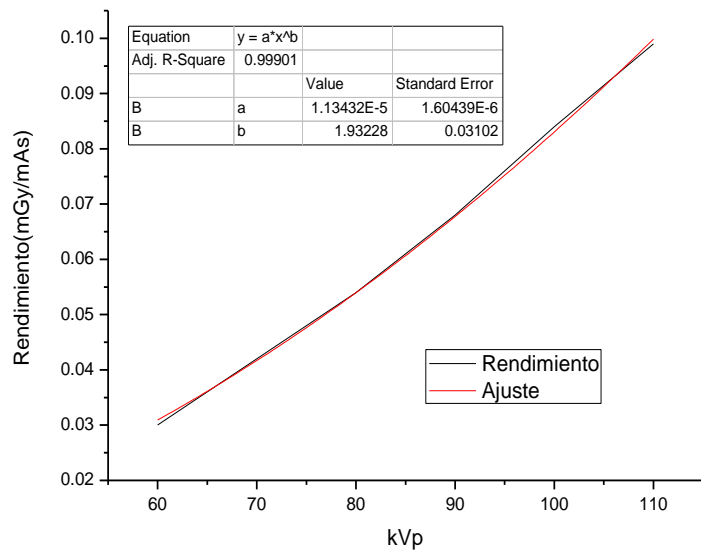
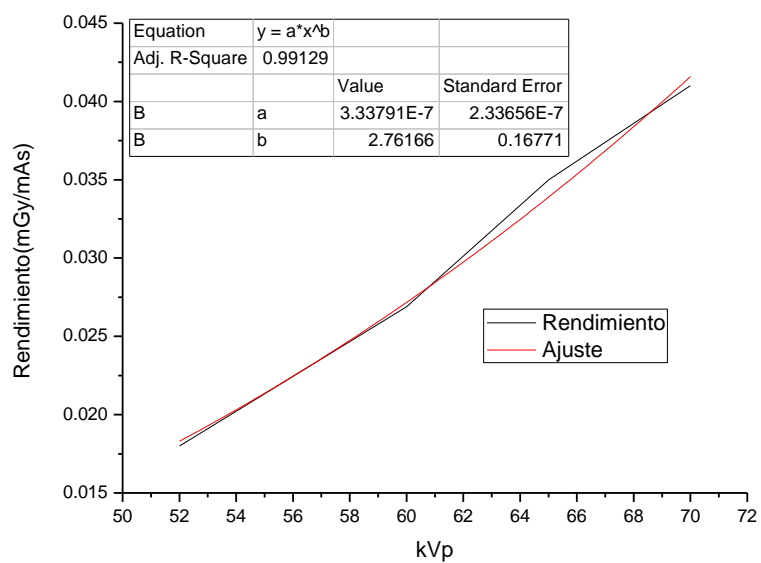


Figura 7-6: Curva de ajuste de la función rendimiento del equipo Universal



Las medidas de Kerma en aire y control de calidad en los equipos de rayos X se realizaron con una cámara de ionización plana de 30 cm³ PTW calibrada en el rango de energía de la radiología diagnóstica. El valor del factor de retrodispersion (FRS) usado en los cálculos dosimétricos de la DES para niños entre 1 y 13 años fue tomado de la literatura [22], se adoptó un valor de 1.3; un valor promedio escogido para las condiciones de examen en rayos X pediátrico.

7.5.2 Dosimetría con los simuladores antropomórficos

Se realizaron medidas de Kerma incidente en aire a la entrada de los simuladores reproduciendo las condiciones normales para un examen diagnóstico de tórax en niños de 5 y 10 años. Las medidas de Kerma en aire a la entrada de los simuladores se realizaron sobre nueve regiones de la superficie para la proyección AP en las posiciones camilla y Bucky mural. Para cada región se registraron tres lecturas con la cámara de ionización. Las medidas de Kerma incidente en aire se corrigieron por un factor de distancia y un factor de corrección por presión y temperatura (FC) como lo muestra la ecuación (7.12):

$$K_{ia} = K_a(d) * FC * \left(\frac{d}{d_{fs}} \right)^2 \quad (7.12)$$

donde $K_a(d)$ es el Kerma en aire medido con cámara de ionización, d_{fs} es la distancia foco – superficie.

$$FC = \frac{(273 + T) * P_0}{(T_0 * P)} \quad (7.13)$$

P_0 y T_0 son la presión y temperatura de referencia y P y T los valores de la presión y temperatura medidos en la sala de rayos X. La dosis a la entrada de cada simulador se obtuvo multiplicando el Kerma incidente en aire por un factor de retrodispersion.

Los factores de retrodispersion se calcularon experimentalmente mediante el cociente del Kerma incidente en aire medido a la entrada de los simuladores en el punto de referencia

y el valor del Kerma a la entrada sin simuladores para las dos proyecciones AP y LAT I. El valor de los factores de retrodispersión medidos para los dos simuladores fue de 1,1.

$$FRS = \frac{\text{Kerma en aire a la entrada con simulador}}{\text{Kerma en aire a la entrada sin simulador}} \quad (7.14)$$

7.5.3 Dosimetría a partir del método Monte Carlo

En este apartado se presenta la metodología de la estimación de la dosis efectiva y dosis en órganos para pacientes pediátricos sometidos a exámenes de rayos X de tórax en este estudio a partir de dos herramientas computacionales: PCXMC 2.0 [23] y PENELOPE [24].

Estimación de la dosis efectiva (DE)

La dosis efectiva se obtuvo a partir de la aplicación de coeficientes de conversión a las medidas de dosis a la entrada de la superficie (DES):

$$DE = DES \times Cc \quad (7.15)$$

Los coeficientes de conversión (Cc) son extraídos de la publicación R279 de la Comisión Nacional de Protección Radiológica (NRPB) del Reino Unido [25], y son derivados según las recomendaciones de la publicación 60 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Los valores de los coeficientes están tabulados para potenciales del tubo de rayos X en un rango de 50 a 120kVp y con filtraciones totales que van desde 2 hasta 5 mm de Al. Para validar los valores de la dosis efectiva obtenida a partir de los coeficientes de conversión se hizo una comparación con los valores obtenidos con el programa PCXMC 2.0.

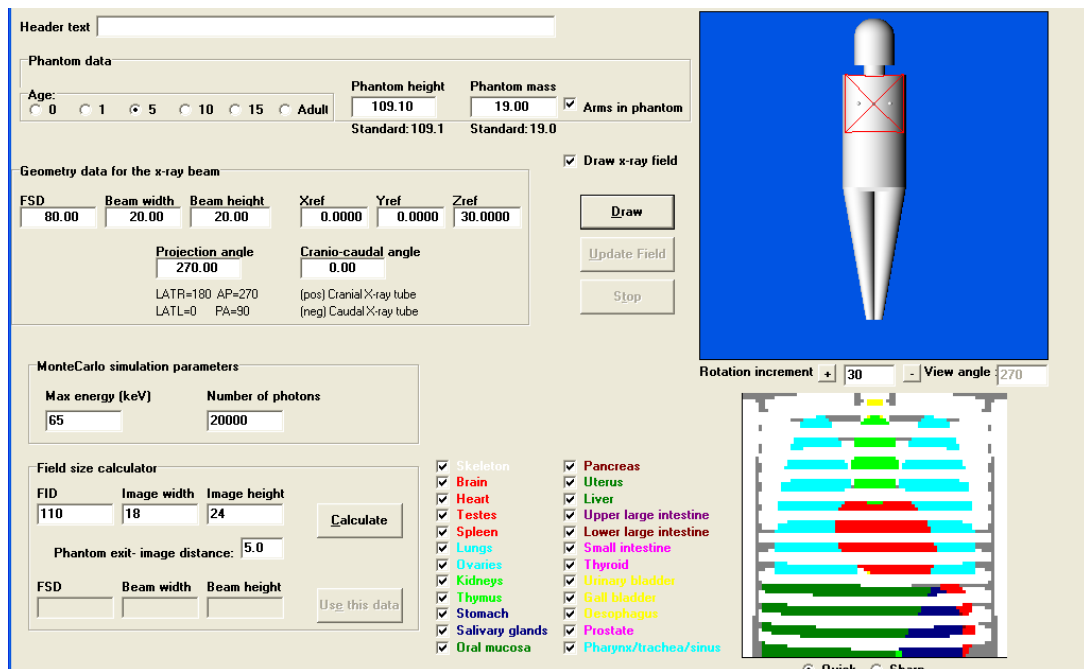
▪ **Dosis en órganos y dosis efectiva con PCXMC 2.0**

PCXMC 2.0 es un programa computacional para el cálculo de dosis en órganos y dosis efectiva en exámenes de rayos X en pacientes de 0, 1, 5, 10,15 y 30 años (adulto), [23]. La dosis efectiva es calculada con los factores de peso en tejido de las publicaciones 60 y 103 de la Comisión Internacional de protección Radiológica (ICRP). El programa también calcula el riesgo de muerte por cáncer radio inducido.

Para este trabajo se utilizó el programa PCXMC 2.0 para evaluar la dosis en pacientes con edades de 1,5 y 10 años respectivamente. El cálculo de la dosis para cada proyección radiográfica se obtuvo por medio de tres pasos: 1) definición de las condiciones de examen, 2) ejecución de la simulación Monte Carlo y 3) el cálculo de la dosis en órganos y dosis efectiva para un espectro de rayos X específico.

Los datos de entrada usados para cada examen radiográfico fueron: edad del paciente, las dimensiones geométricas del haz de rayos X, la proyección radiográfica a evaluar, la distancia foco-superficie (dfs), y el modelo matemático del simulador usado posteriormente en la simulación Monte Carlo. Estos datos se guardaron en un archivo de datos en una carpeta de trabajo del programa. A continuación se presenta la forma del archivo de entrada de los datos de examen.

Figura 7-7: Archivo de entrada con las condiciones de examen en el programa PCXMC 2.0



Para llevar a cabo la simulación Monte Carlo fue necesario invocar el archivo de los datos de entrada que contiene los parámetros del examen. Para cada simulación se generaron 1×10^6 fotones. Los resultados de la simulación fueron guardados en la carpeta de trabajo definida anteriormente.

Posteriormente se realizó el cálculo de la dosis en órganos y dosis efectiva para los exámenes radiográficos elegidos de la muestra. Para cada estudio radiográfico fue necesario utilizar los datos de la simulación Monte Carlo previamente definidos y especificar el espectro de rayos X. Cada espectro fue caracterizado por la filtración total en Al, el ángulo anódico del tubo de rayos X, el kilovoltaje y el Kerma incidente en aire en cada examen. La dosis en cada órgano está reportada con su error estadístico.

Para la siguiente sección se recomienda referirse al anexo A, donde hay un breve manual de funcionamiento del código PENELOPE.

▪ **Estimación de la dosis en órganos a partir del código PENELOPE**

Se llevo a cabo una simulación teórica con el programa principal Penmain del código Penélope para estimar la dosis media absorbida en pulmones en exámenes de rayos X de tórax para un paciente promedio de 5 años de edad con los parámetros técnicos promedio empleados en las instituciones en estudio. La simulación consistió en calcular el Kerma incidente en aire a la entrada de un simulador matemático de tórax y el Kerma en los pulmones. Para ello se definió un detector de impacto a la entrada del simulador y 4 mas representando los cuerpos que conforman los dos pulmones.

Para el rango de energías usadas en radiología diagnóstica se considera que la energía entregada a los electrones secundarios es usualmente absorbida en el punto de interacción, por lo tanto la dosis absorbida es numéricamente igual al Kerma. Los tipos de interacción tenidos en cuenta en la simulación fueron: efecto fotoeléctrico, efecto Compton, y dispersión Rayleigh.

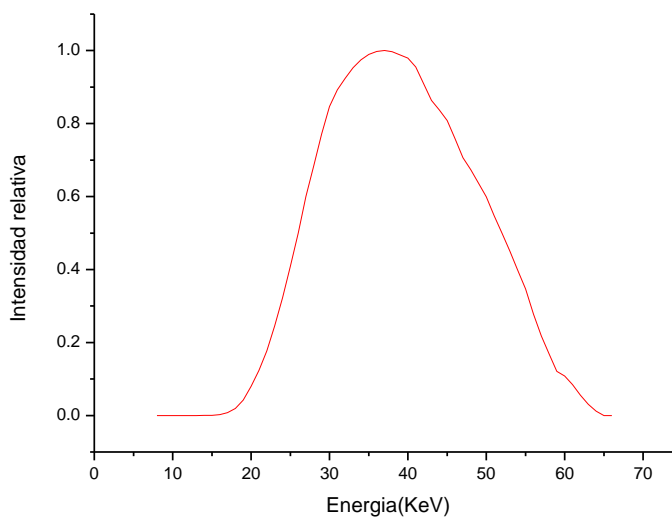
Definición de la fuente de rayos X

el espectro de emisión, la distancia hasta el blanco (phantom) y la dirección de salida del haz, en este caso se simuló un haz cónico. Se genero un espectro de rayos X con una herramienta Online de Siemens [26]; basada en un modelo espectral para ánodos de tungsteno que usa la interpolación de polinomios en datos experimentales de equipos de rayos X (TASMIP) [27]. Los parámetros de entrada para el programa computacional son: el voltaje del tubo, la filtración equivalente en Al y aire, el factor de Ripple, y el ángulo Anódico. Los valores para estos parámetros se tomaron en base a las características del equipo de rayos X empleado en el HSVF y se presentan en la tabla 7-3.

Tabla 7-3: Parámetros de entrada para generar el espectro de rayos X

Parámetros	Equipo G.E Proteus
Material ánodo	Tungsteno
Voltaje del tubo	65kVp
Filtración Al	2.6mm
Espesor aire	970mm
Factor de Ripple	0.123
Angulo anódico	12°

El espectro generado por el programa computacional de Siemens se muestra a continuación:

Figura 7-8: Espectro de rayos X generado a 65 kVp

Otro factor importante en la caracterización del espectro de rayos X es la energía efectiva. La energía efectiva para el Al se obtuvo a partir del valor de la capa hemirreductora a 65 kVp y los valores de los coeficientes másicos de atenuación tabulados en la literatura. Un valor de 30.3 keV fue encontrado.

Materiales y parámetros de simulación

Para generar los materiales de la geometría empleados en la simulación se usó el programa auxiliar MATERIAL del código. Los materiales usados y sus densidades se presentan en la tabla 7-4.

Tabla 7-4: Densidades de los materiales utilizados en la geometría simulada

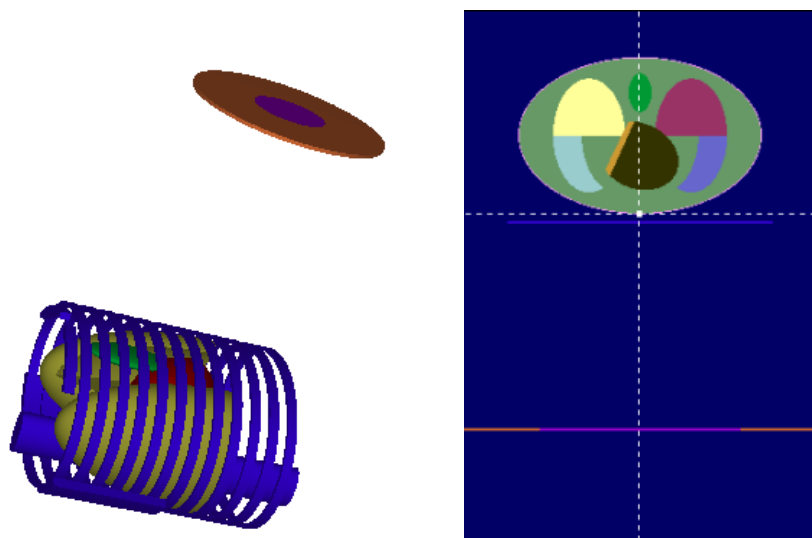
Material	Densidad (g/cm ³)
Aire	1.20479000E-03
Plomo	1.13500000E+01
Hueso compacto (ICRU)	1.85000000E+00
Tejido blando (ICRU-cuatro componentes)	1.00000000E+00
Músculo estriado (ICRU)	1.04000000E+00
Piel (ICRP)	1.10000000E+00
Pulmón (ICRP)	3.00000000E-01

Los valores de los parámetros C1, C2, WCC y WCR fueron: 0.15, 0.15, 1e4 y 1e4 respectivamente.

Definición del archivo de geometría

La geometría de la simulación se construyó con el paquete PENGINEOM y consiste en un haz de fotones colimados y dirigidos hacia un simulador matemático de tórax. Sobre la superficie del simulador se colocó un detector de aire de radio 12.53 cm y 3 mm de espesor. En total se crearon 69 superficies cuadradas, 31 cuerpos y un módulo madre contenido de aire. El simulador de tórax fue escalado del modelo matemático para el adulto de Cristy [16], a un paciente de 5 años excepto la representación del corazón, la cual fue un modelo mejorado por Coffey [28]. El esquema de la geometría se presenta en figura 7-9.

Figura 7-9: Geometría diseñada en la simulación con el programa PENGEOM



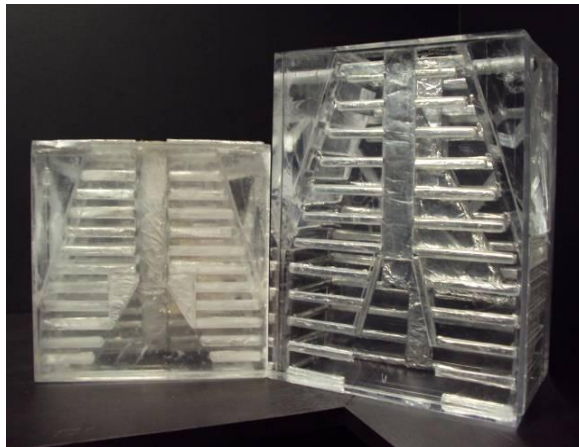
El archivo con los parámetros de entrada del programa principal PENMAIN para la simulación se puede ver en el anexo B.

8. Resultados

8.1 Resultados de la calidad de la imagen con los simuladores

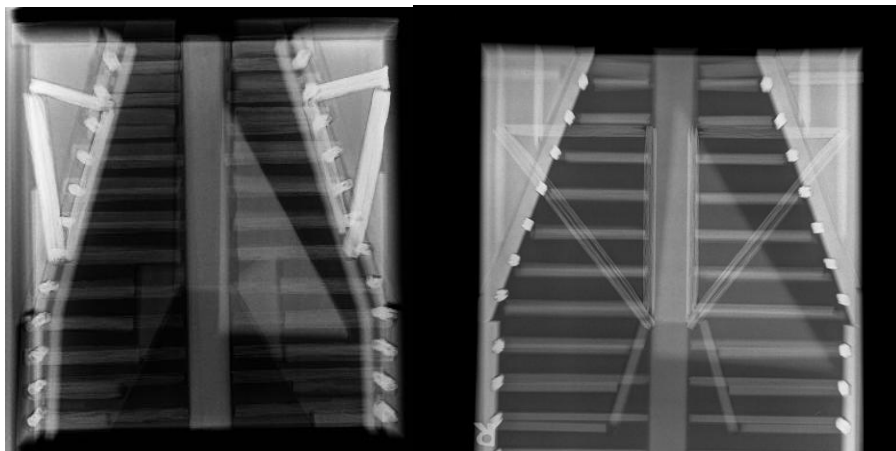
El diseño final de los simuladores antropomórficos de tórax para edades de 5 y 10 años de edad se esquematiza en la figura 8-1.

Figura 8-1: Simuladores antropomórficos de tórax para edades de 5 y 10 años



Para evaluar la calidad de la imagen en los simuladores, se realizaron exposiciones con los parámetros promedio utilizados en las instituciones tales como kVp, mAs y la distancia desde el foco a la superficie del paciente. En el Hospital San Vicente Fundación las imágenes se obtuvieron a través de un sistema digitalizador CR 35X de AGFA, y en la Clínica Noel las imágenes se obtuvieron con película convencional. A continuación se muestran las imágenes de los simuladores obtenidas con el equipo digitalizador del Hospital San Vicente Fundación.

Figura 8-2: Imágenes radiográficas obtenidas para los simuladores de 5 y 10 años

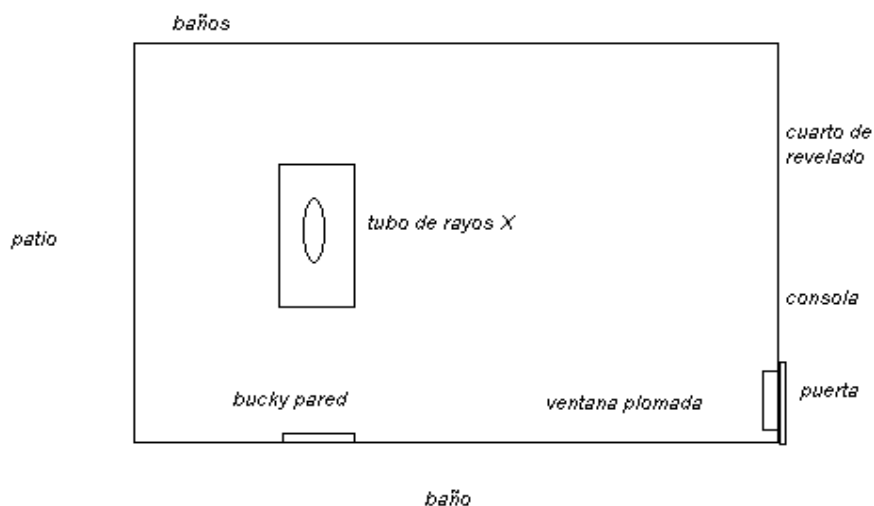


De figura 8-2 se observó un buen contraste en las imágenes radiográficas obtenidas con los simuladores antropomórficos de tórax para niños de 5 y 10 años lo que permitió diferenciar los diferentes tipos de tejido pertenecientes a esta parte anatómica. De esta manera los simuladores construidos mostraron buenos resultados en cuanto a la calidad de la imagen.

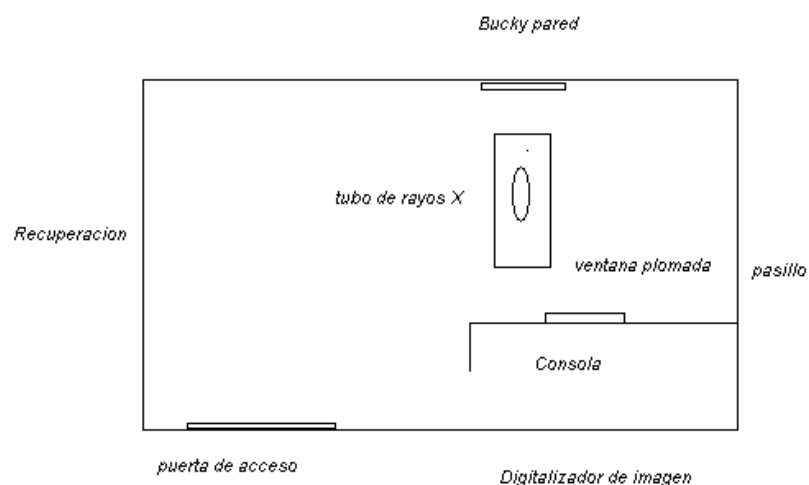
8.2 Resultados del control de calidad

A continuación se muestran los resultados de las pruebas realizadas sobre las instalaciones y equipos de los hospitales en estudio.

Levantamiento radiométrico: A continuación se presenta el croquis de cada instalación evaluada y los resultados de la prueba ambiental.

Figura 8-3: Croquis sala de rayos X de la Clínica Noel**Tabla 8-1:** Comparación de la dosis en diferentes puntos de la sala de rayos X de la Clínica Noel con los límites de dosis establecidos

Ubicación	Área	Límite de dosis (mSv/año)	Dosis(mSv/año)	Dirección del haz	Aceptabilidad de la prueba
Bucky pared	controlada	5	2.73E-06	Bucky Pared	SI
Ventana plomada	controlada		1.27E-04	Mesa	SI
Puerta	controlada		1.59E-04	Mesa	SI
Baños	libre	0.5	1.49E-06	Mesa	SI
Pared consola	libre		9.92E-05	Mesa	SI
Cuarto de revelado	libre		2.68E-05	Mesa	SI
Baño	libre		2.73E-06	Bucky Pared	SI

Figura 8-4: Croquis sala de rayos X del Hospital San Vicente Fundación**Tabla 8-2:** Comparación de la dosis en diferentes puntos de la sala de rayos X del Hospital San Vicente Fundación con los límites de dosis establecidos

Ubicación	Área	Límite de dosis (mSv/año)	Dosis(mSv/año)	Dirección del haz	Aceptabilidad de la prueba
Bucky pared	controlada	5	1.23E-06	Bucky Pared	SI
Ventana plomada	controlada		1.00E-04	Mesa	SI
Puerta de acceso	controlada		1.10E-04	Mesa	SI
Pared digitalizador de imagen	libre	0.5	2.49E-07	Mesa	SI
Recuperación	libre		3.22E-05	Mesa	SI
Pasillo	libre		1.44E-05	Mesa	SI
Pared consola	libre		3.83E-06	Bucky Pared	SI

Radiación de fuga: Ninguna de las películas adheridas a la coraza del tubo de rayos X de los dos equipos radiográficos presentó ennegrecimiento alguno cuando fueron expuestas, por lo que se descartó alguna fuga de radiación. La prueba fue aceptable.

Perpendicularidad del rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación: Las imágenes de la esfera ubicada en la parte superior del cilindro acrílico en esta prueba para los dos equipos se ubicaron dentro del primer círculo entre (0.5° y 1.5°) por debajo del límite de tolerancia (3°). Por lo tanto la prueba fue aceptable.

Figura 8-5: Resultado de la prueba de perpendicularidad del haz de rayos X en los dos equipos



Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo: Los desvíos de la exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo no deben superar $\pm 10\%$. Para el Hospital San Vicente Fundación, el único valor que mostró una pequeña desviación para la exactitud de la tensión fue para 100kVp con 1.1% y con respecto a la repetibilidad el valor se desvió en un 0.22%.

Para la Clínica Noel, se encontró un desvío del 15% en la exactitud de la tensión del tubo para 80 kVp utilizando 150 mA.

Rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición: La desviación para cada valor medido del rendimiento en cada equipo respecto a su valor teórico se presenta en la siguiente tabla:

Tabla 8-3: Desviación de los valores de rendimiento para cada kVp

Equipo G.E Proteus			Equipo Universal		
kVp	Función potencial $a*(kVp)^b$	Desviación %	kVp	Función potencial $a*(kVp)^b$	Desviación %
60	0.031	4.6	52	0.0209	13.9
70	0.043	1.4	60	0.0313	14.0
80	0.055	2.5	65	0.0392	10.8
90	0.070	2.6	70	0.0483	15.2
100	0.086	2.2	*****	*****	*****
110	0.104	4.5	*****	*****	*****

*****: Parámetros no medidos

Como se puede observar de la tabla 8-3, los valores medidos del rendimiento para el equipo Universal en los diferentes kilovoltajes están por encima del límite de tolerancia del valor teórico establecido ($\pm 10\%$). La desviación de la repetibilidad de la exposición para este equipo es de un 37.7% y esta por encima del límite de tolerancia ($\pm 10\%$). Para el equipo G.E. del Hospital San Vicente Fundación el valor del rendimiento y su repetibilidad están dentro de los límites de tolerancia establecidos.

Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición

La evaluación mostró que la exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición para ambos equipos es aceptable. Todas las desviaciones para la exactitud y la repetibilidad del tiempo de exposición estuvieron por debajo del límite de tolerancia ($\pm 10\%$).

Capa hemirreductora

En la tabla 8-4 se resumen los resultados de la evaluación de la filtración total de los equipos:

Tabla 8-4: Valor medido de la capa hemirreductora en cada institución

Parámetros	HSVF	Clínica Noel
kVp	65	70
Filtros empleados (mm Al)	2.3	2.3
CHR medida (mm Al)	2.33	2.3

Los valores de capa hemirreductora anteriormente mostrados fueron comparados con los valores establecidos en la tabla 8-5.

Tabla 8-5: Valores mínimos recomendados de la capa hemirreductora en función de la fase y tensión del tubo

kVp	CHR (mm Al)	
	Monofásico	Trifásico
65	2.0	2.2
70	2.1	2.3

Los valores medidos para la capa hemirreductora en ambos equipos están de acuerdo con los valores recomendados.

Punto focal: Para valores nominales del punto focal menores a 0.8 la tolerancia para el valor del ancho es del 40%, para puntos focales entre 0.8 y 1.5 el valor de tolerancia es del 30% y la tolerancia para el largo del foco está dado por el valor del ancho dividido por 0.7. La tabla 8-6 muestra la comparación de los valores medidos de las dimensiones del punto focal para cada equipo con las tolerancias establecidas.

Tabla 8-6: Comparación de los valores medidos del punto focal con las tolerancias para el equipo Universal

Valor nominal (mm)	Dimensiones medidas(mm)		Dimensiones máximas toleradas(mm)		Aceptabilidad de la prueba
	Ancho	Largo	Ancho	largo	
1.0	1.4	1.4	1.40	2.0	SI
2.0	2.8	2.8	2.60	3.70	SI

Tabla 8-7: Comparación de los valores medidos del punto focal con las tolerancias para el equipo G.E PROTEUS

Valor nominal (mm)	Dimensiones medidas(mm)		Dimensiones máximas toleradas(mm)		Aceptabilidad de la prueba
	Ancho	Largo	Ancho	largo	
0.6	0.7	1.0	0.9	1.3	SI
1.2	1.5	2.0	1.7	2.4	SI

de las tablas 8-6 y 8-7 se puede observar que la prueba fue aceptable en ambos equipos, dando un buen parte sobre el estado del punto focal.

Factor de Ripple

La forma de la onda de la tensión del tubo de rayos X medidas para cada equipo se muestra en las figuras 8-6 y 8-7.

Figura 8-6: Forma de la onda de la tensión de salida del equipo Universal

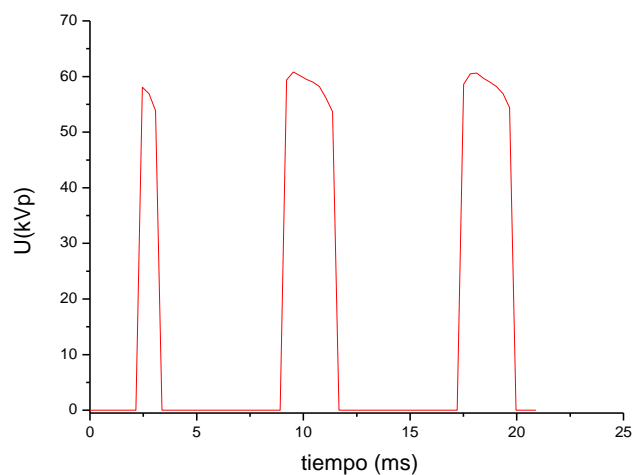
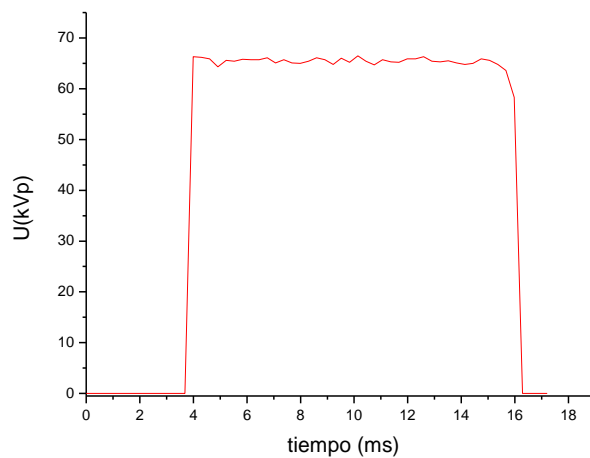


Figura 8-7: Forma de la onda de la tensión de salida del equipo G.E. PROTEUS



Los factores de Ripple obtenidos para los dos equipos se resumen en la tabla 8-8.

Tabla 8-8: Factor de Ripple medido para los equipos de rayos X

Parámetros	G.E PROTEUS	UNIVERSAL
kVp	65	68
mAs	1.6	4.1
Factor de Ripple	0.12	1

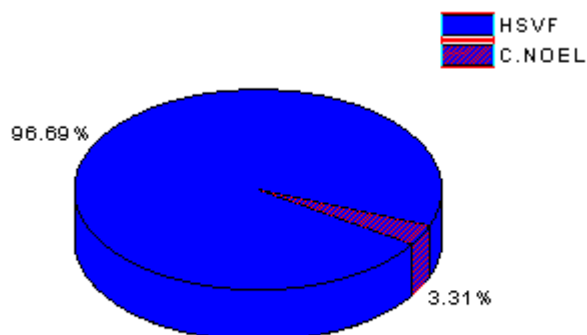
De las graficas 8-6 y 8-7 se puede apreciar una marcada diferencia en la salida del voltaje de los equipos, el equipo UNIVERSAL es de alimentación monofásico, mientras el equipo G.E PROTEUS es trifásico.

De las observaciones físicas y los resultados obtenidos del control de calidad realizado a las instalaciones de los hospitales participantes en el estudio se pudo evidenciar una marcada diferencia en el estado de cada uno de los equipos radiográficos. Las características técnicas y físicas del equipo Universal de la Clínica Noel no son apropiadas para un servicio de pediatría ya que no corresponden a las recomendadas por los organismos internacionales. El rendimiento del equipo no está dentro de las tolerancias recomendadas y por tanto afecta directamente la dosis que recibe el paciente en cada examen. Por otro lado el equipo G.E PROTEUS del Hospital San Vicente Fundación cumple con todas las características técnicas y físicas requeridas en un servicio de rayos X pediátrico.

8.3 Distribución de pacientes y proyecciones radiográficas en el estudio

De los datos recolectados en los hospitales se obtuvo una muestra de 453 pacientes entre 0 y 13 años correspondiente a 765 estudios radiográficos para las proyecciones AP y LAT I en examen de tórax. A continuación se presenta la distribución de pacientes y estudios radiográficos evaluados en este estudio.

Figura 8-8: Distribución del número de pacientes evaluados en los dos hospitales



De la anterior grafica se puede observar que la mayor parte de estudios radiográficos recolectados en el estudio fue en el Hospital San Vicente Fundación.

Figura 8-9: Distribución de los pacientes por sexo en el estudio

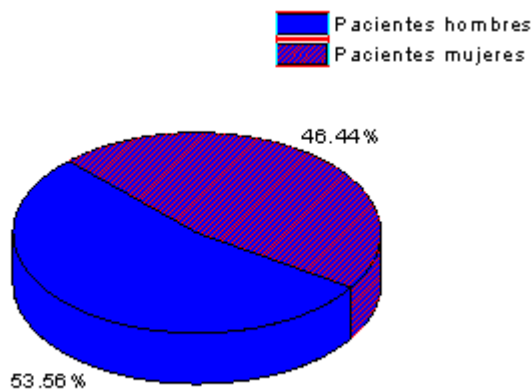


Figura 8-10: Distribución de las proyecciones radiográficas

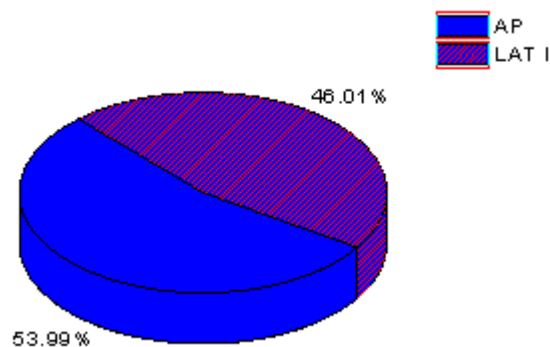
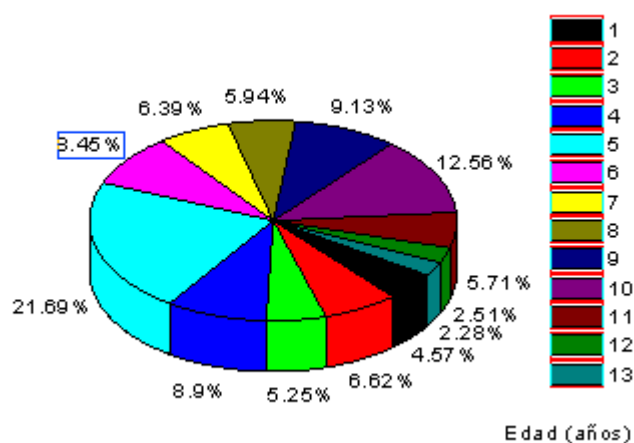


Figura 8-11: Distribución de los pacientes por edad en el estudio

De las Figuras 8-8 a 8-11 se puede observar que la proyección que se realiza con más frecuencia en examen de tórax en las dos instituciones es la anteroposterior (AP). La proyección LAT I no se lleva a cabo en la Clínica Noel. Los tamaños más representativos de estudios radiográficos colectados en la muestra total del estudio correspondieron a edades de 5 y 10 años.

A continuación se presentan los parámetros de exposición promedio usados en los exámenes radiográficos en los dos hospitales.

Tabla 8-9: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección AP-camilla (HSVF)

Edad(años)	Tamaño de la muestra	kVp	mAs	Distancia foco-receptor de imagen
1	19	62.8±9	1.5±1	100±0.0
2	29	62±4	1.3±0.4	100±0.0
3	14	63.6±9	1.4±0.4	100±0.0
4	24	63.8±4	1.5±0.6	100±0.0
5	47	65±5	1.4±0.3	100±0.0
6	15	63.1±4	1.4±0.3	100±0.0
7	8	65.4±5	1.6±0.5	100±0.0
8	5	62.3±3	1.4±0.5	100±0.0
9	3	63±4	1.3±0.3	100±0.0
10	7	72.9±14	1.5±0.4	100±0.0

Tabla 8-20: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección AP-Bucky de pared (HSVF)

Edad(años)	Tamaño de la muestra	kVp	mAs	Distancia foco-receptor de imagen
3	9	77.6±17	2.2±1	180±0.0
4	14	70±11	2.2±0.4	180±0.0
5	43	72±11	2.2±1.3	180±0.0
6	19	74.8±14	2.4±1	180±0.0
7	18	74.4±14	2.8±1.4	180±0.0
8	21	78.2±14	3.0±1	180±0.0
9	32	78.4±14	2.8±1.5	180±0.0
10	43	73.5±12	3.3±1.6	180±0.0
11	23	72.3±11	2.4±0.7	180±0.0
12	11	74.4±12	3.9±1.8	180±0.0
13	7	75.3±11	2.8±0.9	180±0.0

Tabla 8-31: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección LATI-camilla (HSVF)

Edad(años)	Tamaño de la muestra	kVp	mAs	Distancia foco-receptor de imagen
1	17	65.5±10	1.5±0.8	100±0.0
2	24	64.9±5	1.4±0.6	100±0.0
3	14	65.2±9	1.5±0.4	100±0.0
4	19	65.9±1.6	1.5±0.4	100±0.0
5	32	69.4±9	1.4±0.3	100±0.0
6	15	66.5±7	1.6±0.4	100±0.0
7	6	71.8±5	1.8±0.4	100±0.0
8	2	62±6	1.5±0.2	100±0.0
9	2	71.5±9	2.1±1.3	100±0.0
10	4	73.5±18	1.6±0.4	100±0.0

Tabla 8-42: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección LATI-Bucky de pared (HSVF)

Edad(años)	Tamaño de la muestra	kVp	mAs	Distancia foco-receptor de imagen
3	9	81.2±15	2.5±2	180±0.0
4	12	76.3±11	2.5±0.7	180±0.0
5	38	78.2±14	2.9±1	180±0.0
6	17	78.4±14	2.8±1	180±0.0
7	16	77.6±17	3.7±2	180±0.0
8	20	84.9±12	3.6±1	180±0.0
9	32	83.1±14	3.9±2	180±0.0
10	37	82.4±13	3.8±1	180±0.0
11	17	77.8±11	4.3±2	180±0.0
12	10	81.1±15	5.2±2	180±0.0
13	9	87.4±16	5.6±2	180±0.0

Tabla 8-53: Parámetros de exposición promedio utilizados en examen de tórax en la proyección AP-camilla en la Clínica Noel

Edad(años)	Tamaño de la muestra	kVp	mAs	Distancia foco-receptor de imagen
5	10	66.7	4.3	100±0.0
10	9	70.4	4.5	100±0.0

De las tablas 8-9 a 8-13 se puede observar la variabilidad de los parámetros técnicos usados en los exámenes radiográficos en las dos instituciones para las distintas edades de los pacientes. Esta variabilidad se debe al hecho que en algunas de las edades no se recogieron suficientes datos técnicos y además habían datos de pacientes a los que se les aplicaban factores de kVp y mAs muy altos lo que hacía alterar el promedio.

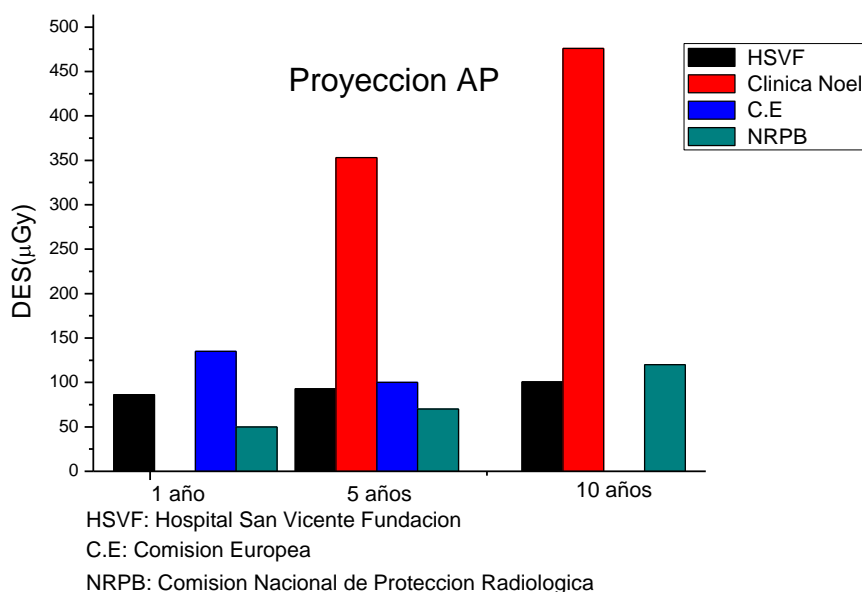
Los valores de mAs utilizados en la Clínica Noel en exámenes de tórax en niños de 5 y 10 años superan ampliamente a los usados en el Hospital San Vicente Fundación. Los parámetros de kVp y mAs más altos en el estudio se encontraron para las proyecciones LAT I en Bucky de pared.

8.4 Dosimetría a partir de los estudios radiográficos

A continuación se presentan los resultados obtenidos de la evaluación de la dosis a la entrada del paciente en radiografía de tórax de niños entre 1 y 13 años a partir de medidas del rendimiento del equipo de rayos X.

En la figura 8-12 se ilustra la comparación de la dosis a la entrada de la superficie en la proyección Anteroposterior (AP) obtenida en cada institución con los niveles de referencia de dosis internacionales. Esta comparación se hace sobre el tercer cuartil de la muestra de dosis obtenida en cada estudio radiográfico.

Figura 8-12: Comparación de la dosis a la entrada de la superficie (tercer cuartil), para cada institución con los niveles de referencia internacionales [9,10].



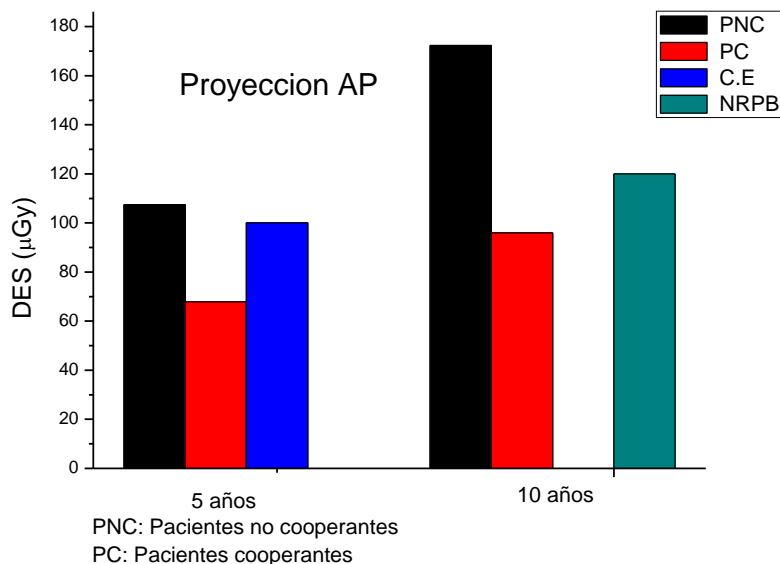
Las dosis reportadas en la proyección AP corresponden a 56 estudios de pacientes no cooperantes y 43 estudios de pacientes cooperantes. La diferencia entre estos dos tipos de estudios es la posición en la cual se realiza la exposición al paciente. Para pacientes no cooperantes la radiografía se toma con respecto a la camilla y en pacientes cooperantes la posición es en Bucky mural.

Como se puede observar de la figura 8-12 el tercer cuartil de la dosis a la entrada de la superficie estimada en la Clínica Noel para la proyección AP supera ampliamente los niveles de dosis de referencia internacionales por lo que no es conveniente utilizar estos valores como niveles de referencia con fines de protección radiológica para esta institución. Los niveles de referencia de dosis a la entrada del paciente en niños de 1,5 y 10 años de edad del Hospital San Vicente Fundación están por debajo de los niveles de referencia establecidos por la Comisión Europea, pero por encima de los niveles de referencia establecidos por la Comisión Nacional de Protección Radiológica (NRPB) del Reino Unido. Los niveles de referencia establecidos por la Comisión Europea solo tienen en cuenta la dosis debida a procedimientos de rayos X con película convencional, en cambio los niveles de referencia de la NRPB han incluido una pequeña contribución de la dosis por radiología computarizada (CR).

Para la proyección lateral izquierda en examen de tórax en pediatría solamente la Comisión Europea (C.E) reporta niveles de referencia diagnósticos. Por tal motivo se realizó únicamente la comparación del tercer cuartil de la dosis a la entrada de la superficie en proyección lateral izquierda para niños de 5 años obtenida en el Hospital San Vicente Fundación. El valor obtenido fue de 114 μGy y está por debajo del nivel de referencia establecido por las Guías Europeas (200 μGy)[9]. El valor del tercer cuartil de la dosis se obtuvo de una muestra de 70 estudios radiográficos.

También se hizo una comparación de la DES (tercer cuartil) en la proyección AP en pacientes cooperantes y no cooperantes y los niveles de referencia internacionales, ver figura 8-13.

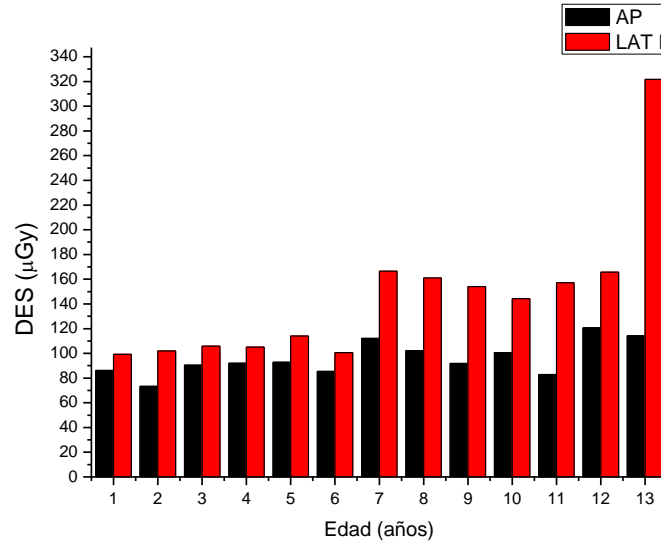
Figura 8-13: Comparación de la DES en examen de tórax en pacientes cooperantes y no cooperantes del Hospital San Vicente Fundación.



De la figura 8-13 se puede observar una marcada diferencia entre los valores de la DES (tercer cuartil) para pacientes cooperantes y paciente no cooperantes. Esta diferencia se puede atribuir al uso de distintas distancias foco-superficie en las dos técnicas. Por otra parte la dosis de pacientes no cooperantes está por encima de los niveles de referencia internacionales, por lo que se deben optimizar las técnicas para estos pacientes.

Adicionalmente se establecieron unos niveles de referencia diagnósticos locales en el Hospital San Vicente Fundación en exámenes de tórax para un rango de edades entre 1 y 13 años con fines de optimización de la protección radiológica (figura 8-14).

Figura 8-14: Niveles de referencia diagnósticos locales (tercer cuartil) para examen de tórax en el Hospital San Vicente Fundación



De la figura 8-14 se observa que los mayores valores de DES en examen de tórax en el Hospital San Vicente Fundación se presentan en la proyección LAT I, y principalmente en pacientes cooperantes.

Para validar los resultados de la DES obtenidos experimentalmente se hizo una comparación con los valores obtenidos teóricamente a partir del programa computacional PCXMC 2.0 y con otros trabajos publicados en la literatura [29,30,31].

A continuación se presenta la distribución de la dosis a la entrada de la superficie para pacientes de 1,5 y 10 años de edad.

Tabla 8-64: Comparación de la distribución de valores de la DES en la proyección AP obtenidos experimentalmente con los valores obtenidos teóricamente y otros trabajos

DES (μGy)					
Referencia	Edad (años)	Media	Tercer cuartil	Valor Mínimo	Valor Máximo
Este trabajo	1	87 \pm 61	86	42	266
	5	74 \pm 30	93	26	150
	10	87 \pm 51	101	32	324
PCXMC	1	88	88	43	254
	5	71	90	24	145
	10	84	97	31	310
K Schneider. et al [29]	1	48	67	21	115
	5	46	63	19	120
	10	64	86	17	253
D Hart. et al [30]	1	80	90	60	90
	5	110	150	50	230
	10	70	****	60	80
J Billinger. et al [31]	1	****	69	16	78
	5	****	82	25	95
	10	****	108	32	123

**** Datos no reportados

de la tabla 8-14 se puede observar un buen acuerdo entre la distribución de los valores de la DES obtenidos experimentalmente y aquellos obtenidos mediante el programa computacional PCXMC 2.0. Las variaciones entre valores de la DES obtenidas por los dos métodos no superaron el 5%.

Se observaron variaciones de hasta el 80% entre el valor medio de la DES en este trabajo con otros trabajos reportados en la literatura [29, 30,31]. Esto se puede atribuir al uso de distintos métodos y tecnologías para obtener la dosis en los pacientes, así como del número de la muestra evaluada.

La comisión Europea solo tiene establecida la dosis de referencia para pacientes de 5 años y no para el resto de edades, por tal motivo recomienda coleccionar datos de dosis en un amplio rango de pacientes con edades que están por debajo y por encima del paciente de 5 años. A continuación se muestra la comparación del valor medio de la DES

obtenida por radiografía en la proyección AP en este trabajo para pacientes en rangos de 1-5 y 5-10 años con otros trabajos.

Tabla 8-75: Comparación de los parámetros promedio utilizados en los exámenes de rayos X y el valor medio de la DES obtenido en este estudio con otros trabajos

Referencia	Edad (años)	Tamaño de la muestra	kVp promedio	mAs promedio	DES(μ Gy) Media
Este trabajo	1-5	199	66.2	1.7	72.5 \pm 36.3
	5-10	262	71.5	2.4	77.8 \pm 39.3
M Lacerda. et al [32]	1-5	10	50.3	3.6	87
	5-10	8	63.8	4.7	112
R Money. et al[33]	1-5	16	****	****	53
	5-10	30	****	****	46
K Mohamadain. et al[34]	1-5	25	70.5	2.7	86
	5-10	11	67.9	4.7	101
K Mohamadain. et al[35]	1-5	13	****	****	67
K Nfaoui1. et al[36]	1-5	70	61	3.3	91
	5-10	26	70	3.8	134
A Azevedo. et al [37]	1-5	51	67	3.7	77
	5-10	17	68	3.2	79

**** Datos no reportados

Como se puede apreciar de la tabla 8-15 el valor medio de la DES en los rangos de edades entre 1-5 y 5-10 años de edad obtenido en este trabajo está por debajo de los valores medios de la DES para los otros trabajos [32, 34, 35, 36, 37], este hecho se puede atribuir a la diferencia en el tamaño de la muestra colectada en cada estudio y el uso de altos valores de mAs en los exámenes. El valor medio de la DES obtenida en este trabajo está por encima del trabajo de Money [33], debido a que en esta investigación la técnica radiográfica fue optimizada agregando filtración equivalente en aluminio a los equipos radiográficos utilizados.

8.5 Dosimetría con los simuladores antropomórficos

Los parámetros técnicos como el kVp y el mAs usados en la exposición de los simuladores fueron valores promedio de los datos colectados en la base de datos del Hospital San Vicente Fundación y se resumen en la siguientes tabla:

Tabla 8-86: Parámetros promedio usados en la exposición de los simuladores

Simuladores	Proyección	kVp	mAs	Distancia foco-superficie(cm)	Tamaño campo(cm)
5 años	AP	65	1.6	84.4± 0.1cm	27x27
10 años		74	3.2	158.8± 0.1cm	22.6x32

Para validar la DES obtenida con los simuladores se hizo una comparación con la DES promedio obtenida a partir de los estudios radiográficos en pacientes de 5 y 10 años de edad como se muestra en la tabla 8-17.

Tabla 8-97: DES obtenida con los simuladores antropomórficos

Simulador	proyección	DES (mGy)	DES ¹ (mGy)
5	AP	0.092	0.090
10		0.074	0.078

¹ valor medio de la DES obtenido a partir de los estudios radiográficos.

Los valores de la DES obtenidos con los simuladores antropomórficos de 5 y 10 años están en buen acuerdo con los valores obtenidos a partir de los estudios radiográficos del HSVF, evidenciando una buena atenuación y dispersión de los rayos X por parte de los simuladores.

8.6 Resultados de la dosis absorbida en pulmones estimada con PENELOPE

En los resultados arrojados por la simulación se encuentra la distribución angular y energética de las partículas detectadas en cada cuerpo de la geometría. Para cada detector de impacto definido en el archivo de datos de entrada del programa principal se obtuvo la fluencia de fotones ϕ en función de la energía E . El Kerma incidente en aire y el Kerma en los pulmones se obtuvo del producto de la fluencia de energía de los fotones incidentes en cada medio y los correspondientes coeficientes másicos de atenuación como se muestra en la ecuación 8.1.

$$K_{medio} = \Psi \left(\frac{\mu_{abs}}{\rho} \right)_{medio} \quad (8.1)$$

Donde la fluencia de energía Ψ es igual al producto de la energía de los fotones incidentes por el flujo de estos $\Psi = E\phi$. Los coeficientes másicos de atenuación se obtuvieron a partir del programa WINXCOM versión 3.1 [38], en función de la energía de los fotones y la fracción por peso de los elementos constituyentes de los materiales simuladores. Esta composición fue extraída de los archivos de materiales de Penélope. Utilizando la aproximación del Kerma se asumió que el Kerma estimado en el órgano es numéricamente igual a la dosis absorbida en el, esto es:

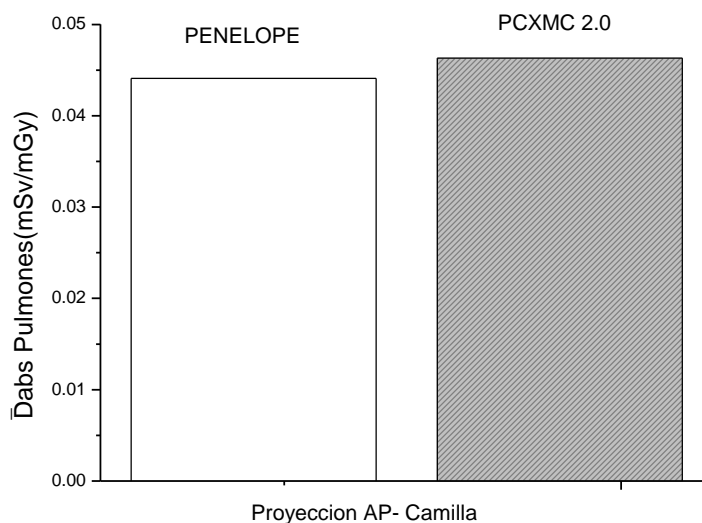
$$K_{org} = D_{org} = \Psi(\mu_{abs} / \rho)_{organo} = \Psi(\mu_{tras} / \rho)_{organo} \quad (8.2)$$

La dosis media absorbida en los pulmones se normalizo al Kerma incidente en aire medido a la entrada del simulador:

$$\bar{D}_{Pulmones} = \frac{K_{Pulmones}}{K_{aire}} \quad (8.3)$$

La dosis estimada con el código PENELOPE fue validada con el programa PCXMC 2.0 (figura 8-15).

Figura 8-15: Comparación de la dosis media absorbida en pulmones de un paciente promedio de 5 años estimado con los programas PENELOPE y PCXMC 2.0



La dosis media absorbida en pulmones estimada a partir del programa PCXMC 2.0 corresponde a un espectro de rayos X caracterizado por un kilovoltaje de 65 kVp, 1.4 mAs, una filtración de 2.6 mm de Al y una distancia foco-superficie de 84.4 cm. Los parámetros anteriormente mencionados fueron valores promedio de los valores usados en los exámenes de rayos X de tórax en la proyección AP en el Hospital San Vicente Fundación.

De la figura 8-15 se puede observar un buen acuerdo entre los valores de la dosis media absorbida en pulmones obtenida a partir de los programas PCXMC 2.0 y PENELOPE; la variación entre los dos valores fue de 4.76%.

8.7 Resultados de la dosis en órganos obtenida con el programa PCXMC 2.0

A continuación se resumen los parámetros de entrada promedio usados en el cálculo de la dosis en órganos y dosis efectiva en examen de tórax usando los simuladores matemáticos de 1,5 y 10 años con el programa PCXMC 2.0. El valor del ángulo anódico y la filtración total en mm de Al fue 12° y 2.6 respectivamente, estos valores se tomaron del equipo G.E PROTEUS usado en el Hospital San Vicente Fundación.

Tabla 8-108: Parámetros de entrada para la simulación en proyección AP - Camilla

Parámetros	Simuladores		
	1 año	5 años	10 años
kVp	63	64	73
mAs	1.5	1.4	1.5
Distancia foco-superficie (cm)	87.2	84.4	83
Tamaño del campo de radiación (cm ²)	16.72x14.08	19.95x19.10	23.09x25.62

Tabla 8-119: Parámetros de entrada para la simulación en proyección AP – Bucky mural

Parámetros	Simuladores		
	1 año	5 años	10 años
kVp	****	72	74
mAs	****	2.5	3.3
Distancia foco-superficie (cm)	****	160.5	158.8
Tamaño del campo de radiación (cm ²)	****	19.58x19.10	23.09x25.62

**** No aplica para esta edad

Tabla 8-20: Parámetros de entrada para la simulación en proyección LAT I - Camilla

Parámetros	Simuladores		
	1 año	5 años	10 años
kVp	66	69	74
mAs	1.5	1.4	1.6
Distancia foco-superficie (cm)	82.6	79.7	76.4
Tamaño del campo de radiación (cm ²)	16.45x13.86	19.58x18.73	21x21

Tabla 8-212: Parámetros de entrada para la simulación en proyección LAT I - Bucky mural

Parámetros	Simuladores		
	1 año	5 años	10 años
kVp	*****	78.2	81.6
mAs	*****	2.9	3.6
Distancia foco-superficie (cm)	*****	155.7	152.4
Tamaño del campo de radiación (cm ²)	*****	19.58x18.73	21x21

**** No aplica para esta edad

La dosis en órganos y dosis efectiva en un examen particular estimada con el programa PCXMC 2.0 se resume en la figura 8-16.

Figura 8-16: Archivo con el reporte de dosis en órganos y dosis efectiva con el programa PCXMC 2.0

The screenshot shows the PCXMC - Dose Calculation software interface. The main window displays the following information:

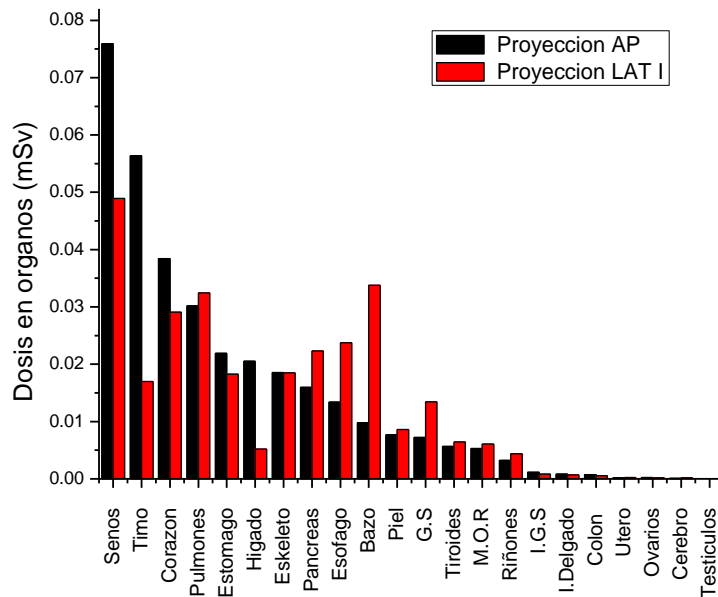
X-ray tube potential: 65 kV Filtration: 2.6 mm Al + 0 mm Cu
Anode angle: 12 deg

File: C:\Archivos de programa\PCXMC\MCRUINS\TESIS\PENELOPE\torax.en2
Phantom: 5 y., Arms removed. Simulation: Photons/Energy level: 200000 Maximum energy: 70 keV
Projection angle [LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270]: 270.000 Obl. angle: 0.000
Field width: 19.95 cm and height: 19.10 cm FSD: 84.400 cm Ref.point (x,y,z[cm]): (0.000, 0.000, 30.020)
Phantom height: 109.100 cm and mass: 19.000 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000
Incident air kerma:..... 0.103 mGy Tube voltage: 65 kV Filter:..... 2.6 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0.007049	0.2	(Scapulae)	0.035487	1.0
Adrenals	0.011244	4.1	(Clavicles)	0.137245	1.1
Brain	0.000153	3.0	(Ribs)	0.171630	0.3
Breasts	0.120501	2.8	(Upper arm bones)	0.000000	NA
Colon (Large intestine)	0.001146	2.6	(Middle arm bones)	0.000000	NA
(Upper large intestine)	0.001756	2.8	(Lower arm bones)	0.000000	NA
(Lower large intestine)	0.000332	7.3	(Pelvis)	0.000699	3.4
Extrathoracic airways	0.001335	8.6	(Upper leg bones)	0.000017	19.3
Gall bladder	0.012033	1.6	(Middle leg bones)	0.000001	46.6
Heart	0.059058	0.4	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	0.004948	1.6	Skin	0.011385	0.5
Liver	0.031425	0.3	Small intestine	0.001257	1.7
Lungs	0.046310	0.4	Spleen	0.014832	1.4
Lymph nodes	0.013972	0.5	Stomach	0.033468	0.8
Muscle	0.010824	0.1	Testicles	0.000000	NA
Esophagus	0.020911	2.3	Thymus	0.087503	0.8
Oral mucosa	0.001408	5.0	Thyroid	0.006877	7.6
Ovaries	0.000410	32.8	Urinary bladder	0.000084	15.1
Pancreas	0.024616	1.5	Uterus	0.000192	31.9
Prostate	0.000182	73.8			
Salivary glands	0.002007	3.7	Average dose in total body	0.012798	0.1
Skeleton	0.021846	0.2	Effective dose ICRP60 (mSv)	0.020413	0.9

La figura 8-17 muestra la dosis absorbida promedio en órganos estimada con el programa PCXMC 2.0 para niños de 5 años no cooperantes en examen de rayos X de tórax. La dosis absorbida en cada órgano se obtuvo de una muestra de 79 estudios radiográficos correspondientes a 47 proyecciones AP y 32 proyecciones LAT I.

Figura 8-17: Comparación de la dosis en órganos en las proyecciones AP y LAT I en niños de 5 años.



G.S: Glándulas suprarrenales

M.O.R: Medula ósea roja

I.G.S: Intestino grueso superior

Las mayores dosis se presentaron en órganos y tejidos ubicados dentro del campo de radiación como se puede observar de la figura 8-17. De Los órganos más radiosensibles los que mayor dosis reportaron en el estudio fueron los senos en mujeres y los pulmones. Comparando la dosis media absorbida en órganos respecto al tipo de proyección realizada, la proyección LAT I es la que mayor dosis entrega en el examen de tórax.

En la tabla 8-22 se presentan los resultados de la dosis efectiva estimada a partir de coeficientes de conversión y el programa PCXMC 2.0 para dos rangos de edades en las proyecciones anteroposterior y lateral izquierda.

Tabla 8-22: Comparación del valor medio de la dosis efectiva obtenido en esta investigación con otros trabajos

Referencia	Edad (años)	DE(mSv)	
		AP	LAT
Este trabajo	1-5	0.011±0.006	0.010±0.006
	5-10	0.012±0.008	0.011±0.006
PCXMC 2.0 ¹	1-5	0.012	0.011
	5-10	0.013	0.011
PCXMC 2.0 ²	1-5	0.017	0.014
	5-10	0.018	0.015
M Lacerda. et al [32]	1-5	0.019	0.018
	5-10	0.016	0.019
A Azevedo[37] IFF Hospital	1-5	0.012	0.013
	5-10	0.011	0.011
HMJ Hospital	1-5	0.009	0.011
	5-10	0.009	0.015

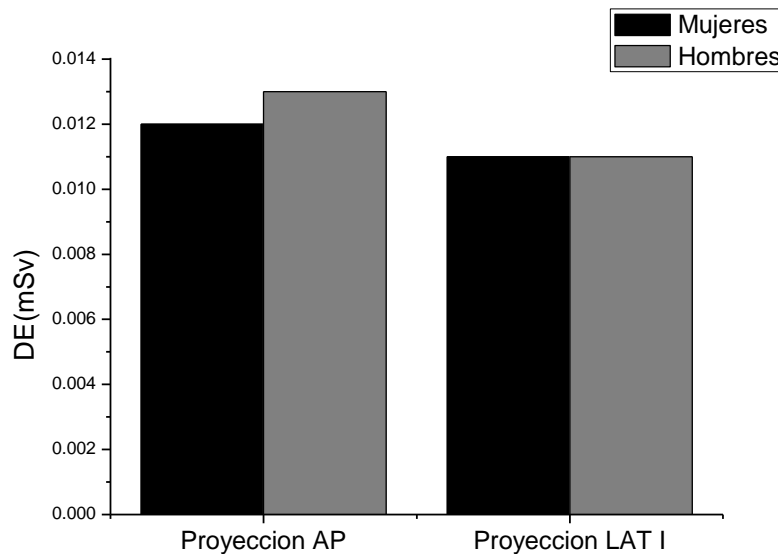
¹ Dosis efectiva obtenida con los factores de peso en tejido del ICRP 60

² Dosis efectiva obtenida con los factores de peso en tejido del ICRP 103

Los resultados de la tabla 8-22 muestran una buena concordancia entre los valores medios de la dosis efectiva estimada a partir de la aplicación de coeficientes de conversión y la dosis efectiva calculada con el programa PCXMC 2.0 usando los factores de peso en tejido recomendados por la publicación 60 de la ICRP. La máxima diferencia entre valores de dosis efectiva se reportaron en el trabajo de M LACERDA [32], (72.7%) y los valores calculados con el programa PCXMC 2.0 usando los factores de peso en tejido recomendados por la publicación 103 del ICRP (54.5%) para la proyección AP. Estas diferencias se dan ya que los factores de peso en tejido implementados en las recomendaciones del ICRP 103 se promedian para ambos sexos y todas las edades de la población. Con respecto al trabajo de LACERDA los altos valores de la dosis efectiva se atribuyen al uso de rejilla antidispersora en pacientes por debajo de 5 años de edad.

Para propósitos de evaluación retrospectiva del riesgo radiológico, tales como en estudios epidemiológicos, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) recomienda usar datos específicos de edad y sexo y calcular el riesgo asociado para edad y sexo específico. Por tal razón se realizó una comparación de la dosis efectiva en hombres y mujeres de este estudio.

Figura 8-18: Comparación de la dosis efectiva promedio por sexo



La dosis efectiva para hombres fue promediada para 85 pacientes y para mujeres 68 pacientes. Las edades de los pacientes fueron de 1,5 y 10 años de edad.

De la grafica 8-18 se puede observar que para ambos sexos en la proyección LAT I no se encontraron diferencias entre los valores de la dosis efectiva estimada. Para la proyección AP se encontró una diferencia del 8.3 % entre los valores de la dosis efectiva en ambos sexos.

9. Conclusiones y recomendaciones

9.1 Conclusiones

Se establecieron unos niveles de referencia diagnósticos para examen de tórax en radiología pediátrica de 0,092 mGy y 0,114 mGy en las proyecciones anteroposterior (AP) y lateral izquierda (LI) respectivamente que servirán para optimizar la protección radiológica en la unidad de pediatría del Hospital San Vicente Fundación de la ciudad de Medellín.

Se desarrollo una metodología para el diseño y construcción de simuladores antropomórficos de tórax representando pacientes de 5 y 10 años de edad que podrá usarse para el desarrollo de simuladores de otras regiones anatómicas y pacientes de otras edades en radiología convencional.

El control de calidad realizado a las instalaciones en estudio fue de gran utilidad a la hora de decidir sobre la adopción de los niveles de referencia en esta investigación, de ahí la importancia de establecer estos aseguramientos de calidad en los departamentos de radiología donde realizan procedimientos de imagen diagnostica.

Se valido experimentalmente la técnica de estudios radiográficos para la obtención de la dosis a la entrada de la superficie (DES) en examen de tórax que servirá para la aplicación de obtención de niveles de referencia de dosis en otros tipos de examen en radiología diagnostica.

No fue posible el establecimiento de niveles de referencia diagnósticos en rayos X de tórax en pediatría para la Clínica Noel debido a las condiciones críticas del equipamiento

radiológico y las técnicas radiográficas no optimizadas, confirmando la necesidad del establecimiento de unos niveles de referencia a nivel regional.

9.2 Recomendaciones

En futuros trabajos de establecimiento de dosis en exámenes de rayos X diagnóstico es importante incluir información como la evaluación de la calidad de la imagen radiográfica por parte de los radiólogos, el tamaño de campo utilizado en los exámenes, datos de la talla y el peso de los pacientes.

A. Anexo: Fundamentos del código PENELOPE

Método Monte Carlo

Penélope (PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons), es un código de acceso libre estructurado en subrutinas escritas en FORTRAN 77, que simula el transporte acoplado de fotones, electrones y positrones a través de estructuras materiales complejas. La simulación de estos eventos se basa en el Método Montecarlo, a partir de la generación de números aleatorios. La probabilidad de que un variable x este dentro de un intervalo x_1 y x_1+dx es:

$$P\{x|x_1 < x < x_1 + dx\} = p(x_1)dx \quad (\text{A.1})$$

donde $p(x)$ es la función de distribución de probabilidad de x . La función de distribución de probabilidad es definida como positiva y normalizada a la unidad como:

$$p(x) \geq 0 \quad \text{y} \quad \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} p(x)dx = 1 \quad (\text{A.2})$$

El primer paso de un cálculo Monte Carlo es el muestreo de las variables aleatorias con funciones de distribución de probabilidad específicas. La función encargada de generar los números aleatorios en PENELOPE se llama RAND adaptada de la subrutina RANECU. Esta subrutina está basada en el método Congruencial el cual genera números aleatorios v_i , uniformemente distribuidos en el intervalo (0,1) de la siguiente manera:

$$S_{0+1} = (aS_0) \bmod(m) \quad \text{con} \quad v_i = \frac{S_0}{m} \quad (\text{A.3})$$

a y m se fijan, enteros positivos para asegurar un buen generador de números aleatorios. S_0 se llama la semilla inicial.

Inicialmente se define para la partícula su posición, energía y dirección, luego se sortea la longitud hasta la siguiente interacción y la partícula se mueve en un cierto intervalo. Las variables de estado de la partícula como su deflexión angular y la energía perdida se caracterizan por sus secciones eficaces diferenciales y el tipo de interacción es establecido. Posteriormente se seleccionan la nueva dirección y energía de la partícula. La simulación se repite en los pasos anteriores hasta que la partícula deja el material o su energía es inferior a cierta energía de absorción (EABS).

Para evaluar alguna cantidad Q de interés el algoritmo toma el promedio de un gran número de eventos aleatorios simulados como lo muestra la siguiente ecuación:

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i \quad (\text{A.4})$$

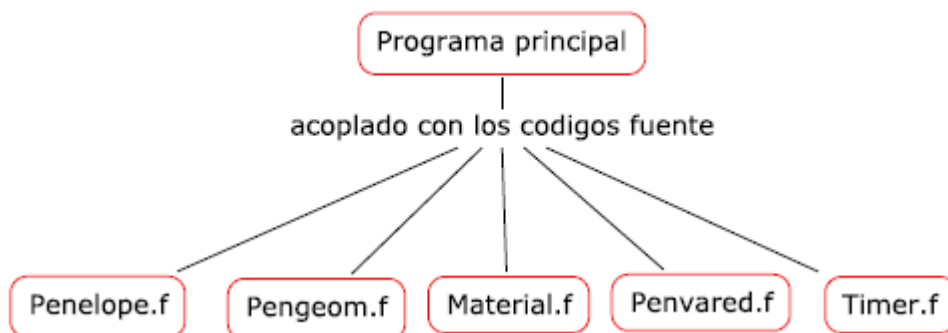
La incertidumbre estadística de la cantidad de interés Q hecha por el método Monte Carlo es representada por la desviación estándar con un 99.7% de nivel de confianza.

$$\sigma_Q = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i^2 - \bar{Q}^2 \right]} \quad (\text{A.5})$$

Estructura y funcionamiento del código

El programa es controlado por un programa principal cuyo objetivo es controlar la evolución de las trayectorias de las partículas y almacenar información de cantidades relevantes de la simulación. PENELOPE simula el transporte acoplado de electrón-fotón en sistemas arbitrarios formados por un número homogéneo de cuerpos limitados por interfaces bien definidas.

Figura A-1: Estructura del código PENELOPE.



La comunicación entre el programa principal y las rutinas de simulación es a través de algunos bloques comunes:

Penélope.f: subrutina que permite la simulación Monte Carlo del transporte acoplado de fotón-electrón en medios homogéneos.

Pengeom.f: es un paquete de subrutinas para seguir las partículas a través de geometrías modulares cuadradas.

Material.f: programa principal que permite generar los datos físicos de los materiales usados en la simulación.

Penvared.f: paquete de subrutinas que permiten aplicar métodos de reducción de varianza sobre las cantidades de interés.

Timer.f: subrutinas que controlan el tiempo de las simulaciones y trabajan bajo compiladores de Fortran 77, 90 y 95.

Estructura del programa PENGEO

Este programa consta de una serie de subrutinas escritas en Fortran 77 que se encargan de seguir las trayectorias de las partículas en un medio material. El sistema material consiste de un número homogéneo de cuerpos limitados por superficies bien definidas. La evolución de las partículas dentro de cada cuerpo es controlada por las rutinas de la simulación física. El trabajo de las rutinas de geometría es determinar el medio activo,

cambiarlo cuando la partícula atraviesa una interfaz y para ciertos algoritmos de simulaciones deberán tomar control la proximidad de las interfaces.

Las superficies limitantes del medio material en Pengeom se asumen como superficies cuadradas que incluyen planos, esferas, cilindros, conos, elipsoides entre otras. La expresión en su forma reducida de una cuadrada es la siguiente:

$$F_r = (x, y, z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 = 0 \quad (\text{A.6})$$

Los índices I_1 a I_5 toman valores de -1, 0 o 1. Para obtener una superficie cuadrada en su forma más general se aplican transformaciones de escala, rotación y traslación. La posición y dirección de movimiento de una partícula son con respecto a un sistema coordenado cartesiano de laboratorio.

Transformación de escala: las transformaciones de escala dan expansiones a lo largo de los ejes y se aplica la siguiente ecuación:

$$F_S(x, y, z) = I_1\left(\frac{x}{a}\right)^2 + I_2\left(\frac{y}{b}\right)^2 + I_3\left(\frac{z}{c}\right)^2 + I_4\frac{z}{c} + I_5 = 0 \quad (\text{A.7})$$

Transformaciones de rotación: una rotación \mathfrak{R} es definida a partir de los ángulos de Euler ω, θ y ϕ que especifican una serie de rotaciones alrededor de los ejes coordenados. La rotación $\mathfrak{R}(\omega, \theta, \phi)$ transforma el vector $r = (x, y, z)$ en un vector $r' = \mathfrak{R}(\omega, \theta, \phi)r = (x', y', z')$.

Transformaciones de traslación: una traslación $T(t)$, definida por el vector desplazamiento $t = (t_x, t_y, t_z)$, transforma el vector $r = (x, y, z)$ en:

$$T(t)r = r + t = (x + t_x, y + t_y, z + t_z) \quad (\text{A.8})$$

Estructura del archivo de entrada del programa principal PENMAIN

Definición de la fuente: dentro de la definición de la fuente se elige la clase de partícula primaria a simular (electrones, fotones, o positrones), su energía inicial, la posición, y la forma geométrica de salida.

Archivos de entrada de espacio-fase: en este tipo de archivos las variables de estado inicial de las partículas primarias como su energía, posición, dirección y peso son guardadas para cálculos posteriores.

Datos de los materiales y parámetros de simulación: se generan archivos con información física de los materiales que hacen parte de la geometría a simular. Estos archivos se generan corriendo el programa MATERIAL.EXE. Para cada material se asignan una serie de parámetros que influyen en la velocidad y exactitud de la simulación de electrones y positrones. Estos parámetros se resumen a continuación:

EABS (e^- , e^+ , γ ; M): energías de absorción definidas para cada material, y se asume que las partículas son detenidas y absorbidas en el medio cuando su energía es menor que E_{abs} .

C1 (M): da cuenta de la deflexión angular promedio producida por las múltiples dispersiones elásticas a lo largo del camino libre medio entre eventos elásticos duros consecutivos.

C2 (M): da cuenta de la máxima pérdida de energía fraccional entre eventos duros elásticos consecutivos.

WCC (M): energías de corte para colisiones inelásticas duras.

WCR (M): energía de corte para emisión bremsstrahlung.

Definición de la geometría: el archivo de la definición de la geometría puede ser visualizado con los visores GVIEW2D y GVIEW3D.

Dmax: es la longitud de paso máximo entre interacciones y sirve para establecer un límite superior para la energía que pueden perder los electrones transportados en cada paso. Este parámetro es únicamente relevante para cuerpos delgados.

EABSB (KPAR, KB): energías locales de absorción de las partículas de tipo KPAR en el cuerpo KB. La simulación de la historia de la partícula es descontinuada cuando su energía es menor que la EABSB. Esta característica se puede usar para reducir el trabajo de simulación en regiones de menos interés.

Interacción forzada: es un método de reducción de varianza que incrementa la probabilidad de interacción de algún proceso de interés. La implementación de la interacción forzada consiste en reemplazar el camino libre medio del proceso real por uno mas corto. Se define el factor de forzamiento F que incrementa la probabilidad de interacción por unidad de longitud de trayectoria de un proceso A como:

$$F = \frac{\lambda_A}{\lambda_{A,f}} > 1 \quad (\text{A.9})$$

Donde λ_A es el camino libre medio del proceso real y $\lambda_{A,f}$ es el camino libre medio reducido por el forzamiento.

Distribución de partículas emergentes: Esta parte del programa da cuenta de la distribución de la energía de las partículas que dejan el sistema material en función del número de bins en las direcciones angulares y espaciales.

Detectores de impacto: para definir un detector de impacto en la simulación se activa el comando IMPDET, luego de esto se establecen los limites inferior y superior de la ventana de energía cubierta por el detector; esto se hace a partir de la funciones EL y EU. NBE define el número de bins en el espectro energético de salida al detector. La bandera IPSF sirve para la creación de archivos PSF donde quedan registradas las

variables de estado de las partículas al entrar al detector y la bandera IDCUT permite la discontinuidad de las partículas al entrar al detector.

Detectores de deposición de energía: se definen como parte de la geometría a partir de cuerpos y su espectro de salida da cuenta de la distribución de energía absorbida por shower en los cuerpos activos.

Distribución de dosis absorbida: la distribución de dosis absorbida se calcula sobre un paralelepípedo cuyos bordes son paralelos a los ejes del sistema coordinado del laboratorio y se describen a partir de las funciones GRIDX, GRIDY y GRIDZ.

Propiedades de trabajo: dentro las propiedades de trabajo se encuentra el resumen de la simulación en la cual el programa lee el archivo dump con extensión dpm. Para chequear el progreso de simulaciones largas la función DUMPT0 es activada.

Por último en la definición del archivo de entrada del programa principal PENMAIN se fijan las semillas del generador de números aleatorios mediante la función RSEED, también se fija el número de shower a simular y el tiempo permitido de simulación.

B. Anexo: Archivo de entrada del programa penmain creado en la simulación

TITLE Organ dose to air Kerma ratio in 5 year old phantom chest

>>>>>>> Source definition.

```
SKPAR 2    [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
           diagnostic X - ray spectrum 65 kV (no sum effect).
SPECTR 8e3  1.02246E-15 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9e3  4.32213E-11 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 10e3 4.31791E-8  [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 11e3 2.41506E-6  [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 12e3 5.15342E-5  [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 13e3 4.89589E-4  [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 14e3 0.00281     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 15e3 0.01045     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 16e3 0.02891     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 17e3 0.06299     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 18e3 0.11495     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 19e3 0.18548     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 20e3 0.27074     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 21e3 0.36564     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 22e3 0.46375     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 23e3 0.56097     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 24e3 0.65227     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 25e3 0.72962     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 26e3 0.8024      [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 27e3 0.86205     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 28e3 0.91166     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 29e3 0.94919     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 30e3 0.97304     [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 31e3 0.989       [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 32e3 0.9986      [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 33e3 1           [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 34e3 0.99483     [E bin: lower-end and total probability]
```

SPECTR 35e3	0.98296	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 36e3	0.96712	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 37e3	0.94756	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 38e3	0.92504	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 39e3	0.89879	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 40e3	0.87144	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 41e3	0.84246	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 42e3	0.81173	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 43e3	0.78037	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 44e3	0.74778	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 45e3	0.71528	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 46e3	0.6826	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 47e3	0.64966	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 48e3	0.61586	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 49e3	0.58313	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 50e3	0.55001	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 51e3	0.51718	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 52e3	0.48419	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 53e3	0.45164	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 54e3	0.4196	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 55e3	0.38739	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 56e3	0.35531	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 57e3	0.32264	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 58e3	0.29054	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 59e3	0.25799	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 60e3	0.22519	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61e3	0.19137	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 62e3	0.15508	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 63e3	0.11891	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 64e3	0.07226	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65e3	0	[E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66e3	0	[E bin: lower-end and total probability]
SPOSIT 0 0 -84.4		[Coordinates of the source]
SCONE 0 0 8.4		[Conical beam; angles in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME air.mat	[Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e ⁴ 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4	[EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME pb.mat	[Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4	[EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME bone.mat	[Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4	[EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME soft.mat	[Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4	[EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME mus.mat	[Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4	[EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME skin.mat	[Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4	[EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME lung.mat	[Material file, up to 20 chars]

```

MSIMPA 1e4 1e4 1e4 0.15 0.15 1e4 1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN tubo.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE 6.5e3 7e4 100 [Energy window and no. of bins]
NBANGL 90 45 [Nos. of bins for the angles THETA and PHI]
.
>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IPSF=0; no psf is created.
IPSF=1; the psf is created.
IDCUT=0; tracking is discontinued at the detector entrance.
IDCUT=1; the detector does not affect the tracking.
IDCUT=2; the detector does not affect tracking, the energy
distribution of particle fluence (averaged over the
volume of the detector) is calculated.
IMPDET 6.5e3 7e4 100 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 3 [Active body; one line for each body]
.
>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IMPDET 6.5e3 7e4 100 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 25 [Active body; one line for each body]
.
>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IMPDET 6.5e3 7e4 100 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 26 [Active body; one line for each body]
.
>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IMPDET 6.5e3 7e4 100 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 27 [Active body; one line for each body]
.
>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IMPDET 6.5e3 7e4 100 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 28 [Active body; one line for each body]
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump.dmp [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump.dmp [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 4.6e8 [desired number of simulated showers]
TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]
.
END [Ends the reading of input data]

```

Bibliografía

[1] Internacional Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection. ICRP publication 103. Oxford: Pergamon, 2007.

[2] International Atomic Energy Agency. *Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation*. Safety Standards Series No. RS-G-1.5. IAEA, Vienna 2002.

[3] International Atomic Energy Agency. *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*. Final report of a Coordinated Research project in Africa, Asia and Eastern Europe. TECDOC-1423, 2004.

[4]. P Dendy, B Heaton. *Physics for diagnostic radiology*, 2nd edition. London: IOP Publishing, 1999. ISBN 0 7503 05 90 8.

[5]. International Atomic Energy Agency. *Radiation oncology physics: a handbook for teacher and students*. Vienna: B. Podgorsak, 2005. ISBN 92-0-107304-6.

[6]. International Commission on Radiological Protection. *Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology*. ICRP ref 4839-3982-4649, 2011.

[7]. NAS/NRC. *Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2*. Washington, D.C: National Research Council of the National Academies,

2006. ISBN 0-309-53040-7.

[8]. American Academy of Pediatrics. *Risk of Ionizing Radiation Exposure to Children: A Subject Review*. Pediatrics: official journal of the American Academy of Pediatrics. 101; 1998; 717-719. ISSN: 1098-4275.

[9]. European Commission. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics*. Luxembourg: the European Communities, 1996. ISBN 92-827-7843-6.

[10]. Hart D, Wall BF, Shrimpton PC, Bungay DR, Dance DR. *Reference doses and patient size in paediatric radiology*. National Radiological Protection Board. NRPB-R318. 2000.

[11]. International Atomic Energy Agency. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Vienna: IAEA, Technical Reports Series No 457, 2007. ISBN 92-0-115406-2.

[12]. The International Commission On Radiation Units and Measurements. *Patient Dosimetry for X rays used in medical imaging*. Oxford: Journal of the ICRU Volume 5 No 2, 2005. ISBN 0199203208.

[13]. International Commission on Radiological Protection. *Report of the task group on reference man*. ICRP Publication 23. Oxford: Pergamon Press, 1975.

[14]. International Commission on Radiological Protection. *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*. ICRP publication 89. New York: Pergamon, 2002.

- [15]. C Watchman, D Hasenauer, W Bolch: *Derivation of site-specific skeletal masses within the current ICRP age series*. Phys. Med. Biol. 52 (2007) 3133–3150.
- [16]. M Cristy. *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose*. U.S. Nuclear Regulatory Commission Rep. 1980. NUREG/CR-1159 (also Oak Ridge National Laboratory Rep. ORNL/NUREG/TM-367).
- [17]. <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
- [18]. IAEA / ARCAL XLIX: *Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico*. Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnológica en América Latina y el Caribe. 2001.
- [19]. International Electrotechnical Comisión. *Medical electrical equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology*. Switzerland. IEC 61676, 2002.
- [20]. R Terini, M Potiens, S Herdade, M Pereira, J Pires, H Videira. *Measurement of the quantity practical peak voltage in the radiology practice*. Radiol Bra. 42(6) 2009; 389-394.
- [21]. <http://www.ptw.de/>
- [22]. N Petoussi-Henss, M Zankl, G Drexler, W Panzer and D Regulla. *Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods*. UK: Phys. Med. Biol. 43, (1998). 2237–2250.

-
- [23]. M Tapiovaara, T Siiskonen. *PCXMC 2.0 , A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.)*. Helsinki: STUK-A139, 2008. ISBN 978-952-478-396-5.
- [24]. F Salvat, J M Fernandez, J Sempau. *PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electrón and Photon Transport*. Barcelona: NEA No 6416. OECD 2009. ISBN 978-92-64-99066-1.
- [25]. D Hart, D G Jones, B F Wall. *Coefficients for estimating effective doses from Paediatric X-ray examinations*. Chilton: NRPB-R279. National Radiological Protection Board, 1996. ISBN 0 85951 390 4.
- [26]. <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/spektrum/Pages/>
- [27]. J Boone, J Seibert: *An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 Kv*. Medical Physics 24(11), 1997. 1661-1670.
- [28]. J L Coffey, M Cristy, G G. Warner: *Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in the Heart Chambers and Heart Wall of a Heterogeneous Phantom*. Tennessee: Oak Ridge Associated Universities and Oak Ridge National Laboratory, J Nucl Med 22. 1981, 65-71.
- [29]. K Schneider, M Kohn and G Ernst. *The derivation of reference dose values to chest x rays in paediatric radiography*. Radiation protection dosimetry: Vol. 80, 1998. Nos 1-3, pp. 199–202.
- [30]. D Hart, M C Hillier, B F Wall. *Doses to patients from medical X-ray examinations in the UK-2000 reviw*. Chilton: NRPB-W14, 2002. ISBN 0 85951 485 4.

[31]. J Billinger, R Nowotny, P Homolka. *Diagnostic reference levels in pediatric radiology in Austria*. Vienna: Eur Radiol, 20. 2010, 1572–1579.

[32]. M Lacerda, T Silva, H Khoury. *Assessment of dosimetric quantities for patients undergoing x-ray examinations in a large public hospital in brazil—a preliminary study*. Radiation protection dosimetry, 2008, pp. 1–7.

[33]. R Mooney, P S Thomas. *Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique*. The British journal of Radiology, 71 (1998), 852-860.

[34]. K Mohamadain, L Rosa, A Azevedo, M Guebel, M Boechat, F Habani. *Dose evaluation for paediatric chest x-ray examinations in Brazil and Sudan: low doses and reliable examinations can be achieved in developing countries*. Phys. Med. Biol. 49 (2004) 1017–1031

[35]. K Mohamadaina, A Azevedoa, L Rosa, M Guebelc, M Boechat. *Dose measurements using thermoluminescent dosimeters and DoseCal software at two paediatric hospitals in Rio de Janeiro*. Applied radiation and isotopes 59 (2003), 53-57.

[36]. K Nfaoui, F Bentayeb, O Basraoui, A Azevedo. *Evaluation of paediatric x-ray doses in moroccan university hospitals*. Radiation Protection Dosimetry (2010), Vol. 142, No. 2-4 , pp. 238–243.

[37]. A Azevedo, O Osibote, M Boechat. *Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro*. Phys. Med. Biol. 51 (2006) 3723–3732.

[38]. M Berger, J Hubbell. *XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer*.

Center for Radiation Research National Bureau of Standards Gaithersburg, MD 20899.

[39]. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Conversion Coefficients for use in radiological protection against external radiation*. Bethesda: ICRU Report 57. 1998.