

1/550/P23

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA**



***“ESTIMACIÓN DE DOSIS EN EXÁMENES DE RAYOS X PARA  
NEONATOS EN EL HOSPITAL NACIONAL DOS DE MAYO”***

Tesis para optar el Título  
PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

**Bach. ROLINSON PAUL PANIAGUA MUÑOS**

**Callao, octubre, 2013**

**PERU**

## **DEDICATORIA**

Con mucho cariño

Este esfuerzo lo dedico a mis padres Natalia Muños y Vicente Paniagua, por todo el apoyo incondicional en mi educación y en mi formación, para ellos que son mi motivación de superación cada día de mi vida

A mi hermano, para que este trabajo sea un ejemplo de inspiración y estímulo en la titulación de su carrera profesional.

**Rolinson Paul Paniagua Muños**

## **AGRADECIMIENTO**

Doy gracias a Dios por mostrarme siempre un camino de luz en etapas muy difíciles, por darme fuerza, voluntad y sabiduría cada día de mi vida.

Este trabajo fue realizado en la sala de la unidad de cuidados intensivos del Hospital Nacional Dos de Mayo.

Expreso mi agradecimiento a los siguientes profesores:

- A mi asesor Dr. Walter Flores Vega, por su paciencia y su exigencia del tema central y en la revisión de mi trabajo.
- Hago un reconocimiento al Mg. Gerardo Lázaro Moreira, Ing. Cesar Chau Wong y al Ing. German Cáceres Vivanco del Instituto Peruano de Energía Nuclear, por la predisposición ofrecida facilitándome la información del código MCNP y con la ejecución de la misma.
- A todos los profesores de la Escuela Profesional de Física de la FCNM, por su profesionalismo, me enseñaron y formaron como físico durante todos los años de estudiante.

Así mismo agradezco a,

- La Lic. Nora Acosta y los físicos del Hospital Nacional Dos de Mayo por sus aportes y facilidades de equipos para la realización del presente trabajo.
- La empresa Dosirad S.A, por haber depositado su confianza en nuestro trabajo de investigación proporcionando el servicio de dosimetría TLD.

Finalmente agradezco a mis padres, gracias por darme todo lo que soy, por confiar en mí y apoyarme en cada sueño y meta de mi vida.

**Rolinson Paul Paniagua Muños**

**HOJA DE PRESENTACIÓN**

**Estimación de dosis en exámenes de rayos X para neonatos en el  
Hospital Nacional Dos de Mayo**

**Bach. ROLINSON PAUL PANIAGUA MUÑOS**

Tesis presentada a consideración del cuerpo de docentes de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemáticas de la Universidad del Callao, como parte de los requisitos para obtener el Título Profesional de Licenciado en Física.

Aprobados por:

---

Lic. Carlos Alberto Quiñones Monteverde  
Presidente

---

Mg. Jorge Luis Godier Amburgo  
Vocal

---

Lic. Gustavo Alberto Altamiza Chávez  
Secretario

---

Lic. Juvenal Tordocillo Puchuc  
Suplente

**Callao, octubre, 2013**

**PERU**

# ÍNDICE

<b>CARATULA</b>	
<b>PAGINA DE RESPETO</b>	
<b>HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO Y APROBACION</b>	
<b>DEDICATORIA</b>	
<b>AGRADECIMIENTO</b>	
<b>ÍNDICE</b>	
<b>TABLAS DE CONTENIDO</b>	
<b>RESUMEN</b>	
<b>ABSTRACT</b>	
<b>CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	<b>8</b>
<b>1.1. Identificación del Problema</b>	<b>8</b>
<b>1.2. Formulación del problema</b>	<b>10</b>
<b>1.2.1. Problema general</b>	<b>10</b>
<b>1.2.2. Problema específico</b>	<b>11</b>
<b>1.3. Objetivos de la Investigación</b>	<b>11</b>
<b>1.3.1. Objetivo general</b>	<b>11</b>
<b>1.3.2. Objetivo específico</b>	<b>11</b>
<b>1.4. Justificación</b>	<b>12</b>
<b>1.5. Importancia</b>	<b>13</b>
<b>CAPITULO II: MARCO TEÓRICO</b>	<b>15</b>
<b>2.1. Rayos X</b>	<b>15</b>
<b>2.2. Interacción de la radiación con la materia</b>	<b>17</b>
<b>2.2.1. Dispersión Coherente (Rayleigh)</b>	<b>19</b>
<b>2.2.2. Efecto fotoeléctrico (absorción)</b>	<b>20</b>
<b>2.2.3. Efecto Compton</b>	<b>22</b>

2.2.4. Producción de pares	23
<b>2.3. Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes</b>	<b>24</b>
2.3.1. Relaciones dosis – respuesta	25
2.3.2. Concepto de daño y riesgo	26
2.3.3. Efecto directo e indirecto	26
2.3.4. Efectos determinísticos	27
2.3.5. Efectos estocásticos	30
2.3.6. Efectos estocásticos somáticos: desarrollo de cáncer	30
2.3.7. Efectos estocásticos hereditarios	32
<b>2.4. Magnitudes dosimétricas</b>	<b>33</b>
2.4.1. Exposición	33
2.4.2. Kerma	35
2.4.3. Dosis absorbida	36
2.4.4. Dosis equivalente en un órgano	37
2.4.5. Dosis efectiva	39
<b>2.5. Principios de detección de la radiación</b>	<b>40</b>
2.5.1. Dosímetros de radiación	42
2.5.2. Dosímetros personales	43
2.5.3. Dosímetros de termoluminiscencia	43
2.5.4. Interpretación de lecturas dosimétricas	44
<b>2.6. Protección radiológica en radiodiagnóstico</b>	<b>46</b>
2.6.1. Objetivos de la protección	46
2.6.2. Principios fundamentales de la protección	46
2.6.3. Justificación	47
2.6.4. Optimización	47
2.6.5. Límite de dosis	48
<b>2.7. Protección radiológica en radiografía convencional pediátrica</b>	<b>49</b>
2.7.1. Establecimiento de niveles de referencia diagnósticos	50

<b>CAPITULO III: VARIABLES E HIPOTESIS</b>	<b>53</b>
<b>3.1. Variables de la investigación</b>	<b>53</b>
<b>3.3.1. Variable independiente</b>	<b>53</b>
<b>3.3.2. Variable dependiente</b>	<b>53</b>
<b>3.2. Operacionalizacion de variables</b>	<b>54</b>
<b>3.3. Hipótesis</b>	<b>55</b>
<b>3.3.1. Hipótesis general</b>	<b>55</b>
<b>3.3.2. Hipótesis especifica</b>	<b>55</b>
<b>CAPITULO IV: METODOLOGIA</b>	<b>56</b>
<b>4.1 Tipo de investigación</b>	<b>56</b>
<b>4.1.1. Determinación de la dosis aplicando dosimetría TLD</b>	<b>56</b>
<b>4.1.2. Calculo de dosis aplicando la Guía Técnica NCRP 147</b>	<b>59</b>
<b>4.1.3. Estimación de dosis aplicando simulación Monte Carlo</b>	<b>63</b>
<b>4.1.3.a. MCNP5 y el método Monte Carlo</b>	<b>63</b>
<b>4.1.3.b. Método para el transporte de las radiaciones</b>	<b>65</b>
<b>4.1.3.c. Archivos de datos de entrada al código MCNP5</b>	<b>68</b>
<b>4.1.3.d. Tarjetas de celdas</b>	<b>69</b>
<b>4.1.3.e. Tarjetas de superficie</b>	<b>70</b>
<b>4.1.3.f. Tarjeta de datos</b>	<b>72</b>
<b>4.1.3.g. Tarjetas de modo</b>	<b>73</b>
<b>4.1.3.h. Tarjeta de parámetros de celdas y superficies</b>	<b>73</b>
<b>4.1.3.i. Tarjetas de especificación de la fuente</b>	<b>73</b>
<b>4.1.3.j. Tarjeta de especificación de salida</b>	<b>74</b>
<b>4.1.3.k. Especificaciones de los materiales</b>	<b>75</b>
<b>4.1.3.l. Ejecución y el ploteo en el código MCNP5</b>	<b>76</b>
<b>4.1.3.m. Editor VISED del código MCNP5</b>	<b>77</b>
<b>4.2. Diseño de la investigación</b>	<b>78</b>
<b>4.3. Población y muestra</b>	<b>78</b>
<b>4.3.1. Población</b>	<b>78</b>
<b>4.3.2. Muestra</b>	<b>78</b>

4.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	79
4.5. Procedimientos de recolección de datos	79
4.6. Procedimientos estadísticos y análisis de datos	80
<b>CAPITULO V: RESULTADOS</b>	<b>81</b>
5.1. Tablas de datos informativos	81
5.2. Resultados de métodos desarrollados	83
5.2.1. Resultados aplicando dosimetría TLD	84
5.2.2. Resultados aplicando la guía técnica NCRP 147	88
5.2.3. Resultados aplicando el método de simulación Monte Carlo	90
<b>CAPITULO VI: DISCUSION DE RESULTADOS</b>	<b>96</b>
6.1 Contrastación de hipótesis con los resultados	97
6.2 Contrastación de resultados con otros estudios similares	99
<b>CAPITULO VII: CONCLUSIONES</b>	<b>101</b>
<b>CAPITULO VIII: RECOMENDACIONES</b>	<b>103</b>
<b>CAPITULO IX: REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS</b>	<b>105</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>112</b>
▪ Matriz de consistencia	112



## TABLA DE CONTENIDOS

### 1. Lista de Figuras

**Figura N° 2.1.** El electrón se ve frenado al pasar por las proximidades del núcleo y tiene lugar la emisión de un fotón de rayos X

**Figura N° 2.2.** Representa las regiones de dominio de los tres procesos en función del número atómico del material y de la energía del fotón.

**Figura N° 2.3.** Dispersión coherente o de Rayleigh

**Figura N° 2.4.** Esquema representando el efecto fotoeléctrico

**Figura N° 2.5.** Esquema que representa efectos estocásticos

**Figura N° 2.6.** Esquema que representa efectos determinísticos

**Figura N° 2.7.** Clasificación de detectores.

**Figura N° 4.1.** Primer diseño experimental, se colocaron dosímetros en pares fijos a las paredes de UCI

**Figura N° 4.2.** Segundo diseño experimental

**Figura N° 4.3.** Kerma en aire del haz primario por unidad de carga de trabajo a 1 m

**Figura N° 4.4.** Determinación de la fracción dispersión  $[a_1]$

**Figura N° 4.5.** Representación del proceso de dispersión según el método Monte Carlo

**Figura N° 5.1.** Esquema representa el ambiente de rayos X en el plano XY.

**Figura N° 5.2.** Esquema representa el ambiente de rayos X en el plano XZ.

**Figura N° 5.3.** Esquema representa el ambiente de rayos X en el plano YZ.

## **TABLA DE CONTENIDOS**

### **2. Lista de tablas**

**Tabla N° 2.1.** Resumen de los principales efectos determinísticos a nivel de tejido un órgano (radiación de baja LET y exposición aguda)

**Tabla N° 2.2.** Factores ponderales de radiación [2].

**Tabla N° 2.3.** Factores ponderales de tejido [2]

**Tabla N° 2.4.** Niveles de detección de dosis.

**Tabla N° 4.1.** Tipos de superficies usadas en la simulación.

**Tabla N° 4.2.** Tipos de celdas usadas en la simulación.

**Tabla N° 5.1.** Descripción del equipo utilizado en UCI para las pruebas.

**Tabla N° 5.2.** Parámetros de operación en UCI.

**Tabla N° 5.3.** Número de exámenes realizados a neonatos.

**Tabla N° 5.4.** Estancia de neonatos en el hospital y en UCI.

**Tabla N° 5.5.** Dosis en la sala de UCI, según el primer diseño experimental.

**Tabla N° 5.6.** Dosis directa determinada para  $kV= 50$ ,  $mAs = 4$

**Tabla N° 5.7.** Dosis directa determinada para  $kV= 52$ ,  $mAs = 2.8$

**Tabla N° 5.8.** Dosis directa determinada para  $kV= 54$ ,  $mAs = 2$

**Tabla N° 5.9.** Dosis dispersa promedio por examen aplicando el segundo diseño experimental a 1 m de la incubadora, con una incertidumbre del 10%.

**Tabla N° 5.10.** Dosis total en los pacientes seleccionados de acuerdo a la tabla N° 4.4

**Tabla N° 5.11.** Cálculo de dosis directa a 0.9 m del fantoma

**Tabla N° 5.12.** Cálculo de dosis dispersa a 1 m del fantoma

**Tabla N° 5.13.** Datos del espectro de energía y tamaño de campo.

**Tabla N° 5.14.** Resultados de dosis directa.

**Tabla N° 5.15.** Resultados de dosis dispersa.

**Tabla N° 5.16.** Resultados de dosis directa en profundidad

**Tabla N° 6.1.** Comparación de dosis en la superficie de entrada con datos publicados previamente para exploraciones de tórax en neonatos

## RESUMEN

### ESTIMACIÓN DE DOSIS EN EXÁMENES DE RAYOS X PARA NEONATOS EN EL HOSPITAL NACIONAL DOS DE MAYO

ROLINSON PAUL PANIAGUA MUÑOS

OCTUBRE - 2013

Asesor: Dr. Walter Flores Vega.

Título obtenido: Licenciado en Física

---

En esta tesis se realizó una investigación sobre exposición de los neonatos a las radiaciones, durante una radiografía de tórax con rayos X en la unidad de cuidados intensivos (UCI), con el fin de estimar niveles de referencia de dosis directa y dispersa. Para ello se registró toda la información concerniente al número de exámenes/mes, estancia en UCI, y los parámetros de exposición como tensión, corriente del tubo, distancia foco - paciente y tamaño del campo. La dosis en superficie y en profundidad, se evaluó mediante dosimetría por TLD, y un simulador físico (fantoma) de agua de forma cilíndrica de 10 cm de diámetro y 30 cm de longitud, que simula las condiciones de absorción y dispersión del cuerpo de un neonato de tamaño promedio. También se emplea el código MCNP5, basado en el método Monte Carlo para la simulación y la guía de técnica NCRP 147 para calcular la dosis en superficie de entrada. De los resultados obtenidos algunos se encuentran cercanos o por debajo de los niveles de referencia de la Comisión Europea de 80  $\mu\text{Gy}$ , no obstante se comparó con publicaciones anteriores y se verificó que la dosis puede ser optimizada, aplicando técnicas de alto kV, variando el tamaño de campo y evaluando la frecuencia de exámenes aplicados a los neonatos, además de mostrar que es factible estimar y calcular la dosis para bajas energías con los métodos desarrollados.

**Palabras clave:** Neonato, niveles de referencia, radiografía de tórax, simulación Monte Carlo, dosimetría TLD, guía técnica NCRP 147, Optimizar dosis

## ABSTRACT

### ESTIMATION OF DOSE X-RAY EXAMINATIONS FOR NEONATES IN THE HOSPITAL NACIONAL DOS DE MAYO

ROLINSON PAUL PANIAGUA MUÑOS

OCTOBER - 2013

Adviser: Dr. Walter Flores Vega.

Title obtained: Licenciated in Physics

---

In this thesis we conducted research on neonates exposure to radiation during a chest radiograph X-ray in the intensive care unit (ICU), in order to estimate dose reference levels direct and scattered. This was registered all information relating to number of exams / month, ICU stay, and exposure parameters such as voltage, tube current, patient-focus distance and field size. Dose calculation depth surface and was evaluated by TLD dosimetry and physical simulator (phantom) water cylindrical diameter of 10 cm and 30 cm in length, which simulates conditions of absorption and scattering of the body of an average size neonate. Also MCNP5 code is used based on the Monte Carlo method for simulation and NCRP 147 technical guidance to calculate entrance surface dose. Results obtained some are near or below the reference levels of the Commission European  $80\mu\text{Gy}$ , however compared to previous publications and verify that the dose can be optimized by applying high kV techniques, varying the field size and assessing the frequency of tests applied to neonates, and show that it is feasible to estimate and calculate dose at low energies with the methods developed.

**Key words:** Neonate, reference levels, chest radiography, Monte Carlo simulation, TLD dosimetry, NCRP 147 technical guide, Optimize dose

# CAPITULO I

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

### 1.1. Identificación del problema

El tema de investigación que se propone en el presente proyecto se enmarca dentro de las líneas de investigación que se realizan en Física Medica. Esta ciencia es la rama de la física que comprende la aplicación de los conceptos, leyes, modelos, técnicas y métodos de la física para la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades. La física médica en la actualidad desempeña una importante función en la asistencia médica, la investigación biológica, médica, y la optimización de ciertas actividades médicas.

La física médica incluye las áreas de física de la radioterapia, física del radiodiagnóstico, física de la medicina nuclear y la protección radiológica al paciente, siendo esta área de estudio propuesto como marco de este trabajo de tesis, al estimar la dosis en exámenes de rayos x para neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo

En los últimos años, el empleo de las radiaciones en medicina ha proporcionado enorme beneficio en términos de vidas humanas y de ventajas para la salud; sin embargo, las radiaciones implican también riesgos para la salud siendo la carcinogénesis el principal peligro somático, sin subestimar la aparición de mutaciones genéticas, las cuales pueden repercutir sobre generaciones posteriores.

Sabemos que los efectos por la radiación ionizante pueden causar detrimento a dosis altas en los seres humanos, pero los reales efectos de las radiaciones a niveles bajos a largo plazo no han sido bien identificados a niveles referenciales, ya que pueden observarse sólo muchas generaciones después, por ser un fenómeno que no depende de dosis umbral, aunque el riesgo parezca ser mínimo, por razones éticas obvias, los efectos en humanos no pueden ser determinados de manera experimental, por ello al exponerse un paciente a una placa radiográfica debe aplicarse el principio de ALARA ( as low as reasonably achievable) y siempre evaluar riesgo versus beneficio antes de ordenar una placa radiográfica, y con mayor razón a un recién nacido, ya que proporcionalmente al tamaño y su estado de desarrollo celular pueden ser más susceptibles a todos sus efectos.

La irradiación de tórax en las unidades de cuidados intensivos (UCI) es una práctica muy habitual a los recién nacidos (RN); muy frecuentemente sufren de patologías como el distrés respiratorio, también para observar la ubicación de catéteres umbilicales, femorales, subclavios, percutáneos, sonda nasogástrica, tubos endotraqueales, control posextubación.

En la población de neonatos, el riesgo presenta especial trascendencia por las siguientes razones

- Sus tejidos se encuentran en un periodo de alta actividad celular y, por tanto, son más radiosensibles.
- Tienen mayor probabilidad de ser expuestos a lo largo de su vida.
- Los efectos tardíos de la radiación tienen mayor probabilidad de manifestarse, debido a su mayor esperanza de vida.

Como consecuencia, se decidió la realización de este trabajo para conocer las dosis de radiación asociadas a las exploraciones de neonatos que se practican con más frecuencia, para la técnica más habitual de tórax AP.

## **1.2. Formulación del problema**

### **1.2.1. Problema general**

Analizamos en esta oportunidad la región torácica, región anatómica más estudiada a través del diagnóstico convencional por rayos X, método que sigue ocupando el primer lugar como diagnóstico definitivo en diversas patologías del recién nacido.

La dosis hacia los recién nacidos no se ha evaluado objetivamente en el País, y al pretender contribuir al desarrollo de una mejora en la calidad de exámenes radiográficos a recién nacidos, se realizó el trabajo de investigación en el Hospital Nacional Dos de Mayo planteando responder el siguiente problema específico.

¿Es posible medir la dosis estimada en exámenes de rayos X, para neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo?

### **1.2.2. Problema específico**

¿En qué medida la dosis estimada permite establecer niveles de referencia pediátrica en exámenes de rayos X a neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo?

¿Es posible medir la dosis utilizando dosimetría TLD, y aplicando el código MCNP5, en neonatos?

¿En qué medida la dosis estimada en exámenes de rayos X a neonatos permite optimizar los procedimientos de protección radiológica en el Hospital Nacional Dos de Mayo?

### **1.3. Objetivos de la investigación**

#### **1.3.1: Objetivo General**

Determinar la dosis en exámenes de rayos X para neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo

#### **1.3.2: Objetivos específicos**

- Determinar como la dosis estimada permite establecer niveles de referencia pediátrica en exámenes de rayos X a neonatos del Hospital Nacional Dos de Mayo



- Determinar la dosis estimada utilizando dosimetría TLD y aplicando el código MCNP5 para exámenes de rayos X en neonatos del Hospital Nacional Dos de Mayo
- Determinar como la dosis estimada en exámenes de rayos X a neonatos permite optimizar el procedimiento de protección radiológica pediátrica en el Hospital Nacional Dos de Mayo.

#### **1.4. Justificación**

Los avances tecnológicos y la mejora de la asistencia médica a los recién nacidos (prematuros, niños de bajo peso o con cualquier otra patología) han permitido aumentar su supervivencia, disminuyendo el riesgo de mortalidad. Este aumento de supervivencia va asociado a la práctica de un mayor número de exploraciones radiológicas para valorar con exactitud su estado pulmonar, cardíaco y abdominal. La información radiológica tiene una gran repercusión en la decisión terapéutica. Estos pacientes suelen ser sometidos a múltiples estudios durante los primeros días de vida y, con frecuencia, son expuestos a la radiación ionizante incluyendo el cuerpo en su totalidad, todo esto ha motivado el interés por determinar las dosis de radiación que reciben. La dosimetría en radiodiagnóstico de recién nacidos presenta dificultades importantes, debido a las condiciones en las que se practican las exploraciones.

Los resultados se aplicaran como nivel de referencia para las dosis absorbidas y dosis en superficie de entrada de la piel recibida por neonatos cuando se someten a exploraciones radiográficas.

### **1.5. Importancia**

La importancia de esta investigación radica en que permite establecer niveles de referencia de dosis pediátrica absorbida en zonas irradiadas con haz directo y radiación dispersa; debido al pequeño volumen de la región abdominal los órganos de esta región están dentro del campo del haz de rayos X por ende directamente expuestos a la radiación.

Asimismo, es de importancia fundamental el conocimiento de la cantidad de radiación absorbida por el paciente en cualquier técnica radiográfica, para que sea establecida con seguridad la tasa de riesgo y beneficio al que será expuesto el paciente durante la realización de los exámenes.

Una cuantificación de esa tasa de dosis, bien como una calidad de la radiación utilizada son hoy motivos de legislación específica y fiscalización rigurosa por parte de los organismos reguladores del estado entre ellos el Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN) y la Oficina Técnica de Autoridad Nacional (OTAN), quienes son las entidades encargadas de normalizar el uso de las radiaciones ionizantes enmarcando a todos los profesionales que trabajan con ellas a ceñirse al programa de garantía de calidad haciendo un control de la calidad del equipo y del

procedimiento buscando de esta manera optimizar el procedimiento y protegiendo a las personas debido al uso de las radiaciones ionizantes.

Valorar los métodos de protección radiológica que deben aplicarse de forma sistemática. Contrastar los resultados con la simulación realizada con el código MCNP5 y con el cálculo propuesto utilizando en la guía técnica NCRP147 de diseño de blindajes de instalaciones de radiodiagnóstico médico con rayos X

## **CAPITULO II**

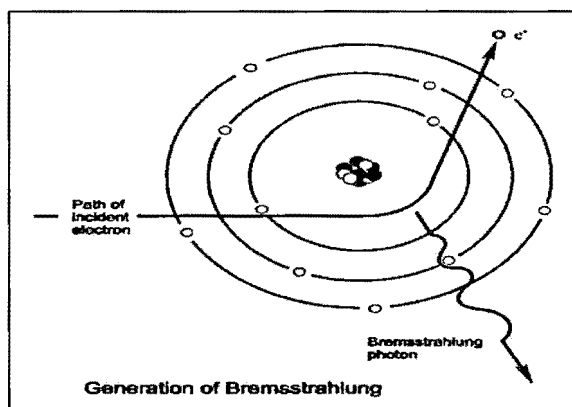
### **MARCO TEORICO**

#### **2.1. Rayos X**

Los rayos X son radiación electromagnética asociada con los fotones. Usualmente se ubican en el rango de energías de 1 keV a 1 MeV, después del cual viene la porción del espectro conocida como rayos gamma, que son fotones con energías hasta de cientos de GeV. Los rayos X se producen cuando los electrones que se mueven a alta velocidad interactúan con un blanco (ánodo) de un material como el wolframio, molibdeno, etc. El electrón, cargado negativamente, es atraído por el núcleo, con carga positiva y como consecuencia se desvía de su trayectoria original con pérdida de energía cinética. La energía cinética perdida por el electrón se convierte en parte en radiación electromagnética de alta energía, llamada también radiación de frenado o de Bremsstrahlung (Figura N°2.1). Además, los átomos excitados del ánodo por la colisión con los electrones, se desexcitan y emiten radiación electromagnética denominada rayos X característicos. La mayor parte de la energía (98%) se transforma en calor (energía térmica) y el 2% en energía electromagnética en forma de rayos X.

**FIGURA N° 2.1.**

El electrón se ve frenado al pasar por las proximidades del núcleo y tiene lugar la emisión de un fotón de rayos X



La energía del electrón está relacionada con la diferencia de potencial a la que se somete el tubo de rayos X. Por otra parte, la energía de los fotones de rayos X emitidos como resultado de la desaceleración de los electrones en el campo eléctrico del núcleo depende de lo cerca que el electrón pase por el núcleo, de la energía del electrón y de la carga del núcleo.

Cuanto mayor sea la energía cinética de los electrones mayor será la energía de los rayos X producidos. Cuando en la consola de una sala de rayos X seleccionamos kilovoltaje (kV), estamos seleccionando la diferencia de potencial a la que se verán acelerados los electrones y, por tanto, estaremos variando la energía de los rayos X que producirá el tubo. Los rayos X usados en medicina están en el rango de energías cercanas a los 10 keV para mamografías y hasta 20 MeV en radioterapia (asociada principalmente con tratamientos oncológicos) y son usualmente producidos por bremsstrahlung de electrones altamente

energéticos en elementos metálicos, por ejemplo tungsteno o molibdeno. Ahí se producen fotones en un amplio rango de energías que va desde unos pocos eV, hasta la energía del haz de electrones incidentes, por lo que se suelen encontrar energías dadas en kVp (kilovoltio pico), lo que denota la energía máxima de los rayos X que pueden ser generados por las partículas incidentes.

## **2.2. Interacción de la radiación con la materia**

Los fotones interactúan con la materia mediante los siguientes procesos: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, dispersión de Rayleigh y la producción de pares electrón-positrón. La importancia relativa de los diversos procesos depende fundamentalmente de la energía de la radiación incidente, aunque también es muy importante el material con el que se produce la interacción.

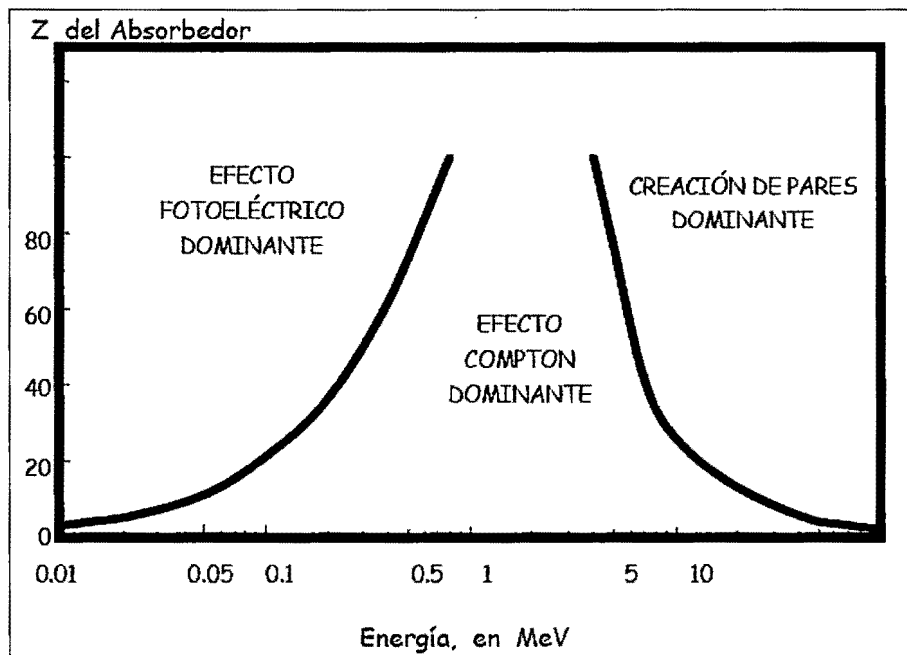
En general se pueden establecer intervalos aproximados de energías de modo que en cada uno de ellos, unos procesos dominan sobre otros. A energías del fotón incidente superiores a 1MeV el proceso dominante es la producción de pares. A energías del orden de 1MeV domina el efecto Compton; mientras que, a energías menores que 1MeV los procesos dominantes son el Efecto Fotoeléctrico y Rayleigh.

En cuanto a la dependencia de la importancia relativa de los distintos procesos con el material (para una energía del fotón fija) el efecto fotoeléctrico es más importante a medida que aumenta el número atómico del medio. Si la energía del fotón está en el intervalo en el que se lleva a cabo la producción de pares, dicho

proceso también aumenta su importancia al incrementar el número atómico. Es decir, cuanto más pesado sea el material más importantes son el efecto fotoeléctrico y la producción de pares y menos el efecto Compton.

**FIGURA N° 2.2.**

Representa las regiones de dominio de los tres procesos en función del número atómico del material y de la energía del fotón.

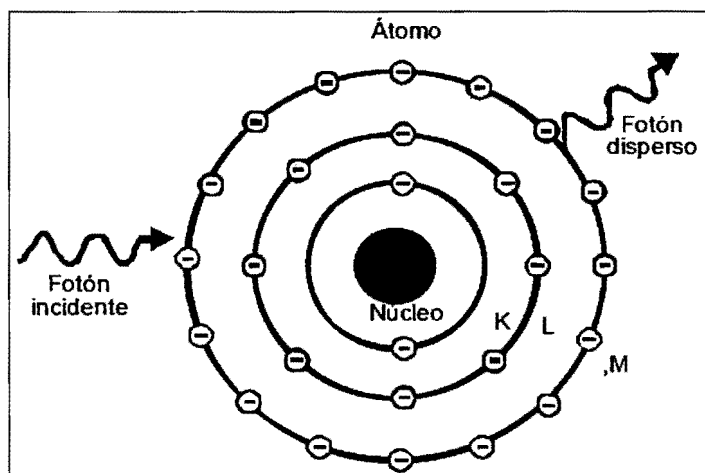


Teniendo en cuenta este comportamiento, si se restringe el problema a fotones de energías superiores a los 30 keV, como puede verse en la figura anterior, a las energías a las que la dispersión coherente (de Rayleigh) es significativa, el efecto fotoeléctrico es dominante. Por lo tanto, se puede simplificar el problema considerando sólo el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares

### 2.2.1. Dispersión coherente (Rayleigh)

La dispersión coherente se hace evidente a energías bajas de los fotones, cuyos valores son debajo de 30 keV, el fotón incidente interactúa con un átomo como un todo, no con el núcleo o electrones en forma individual, el fotón no pierde energía y su dirección prácticamente no cambia, en las aplicaciones médicas sólo un máximo del 3% de las interacciones será de este tipo.

**FIGURA N° 2.3.**  
Dispersión coherente o de Rayleigh



Así, se puede observar que este tipo de interacción se produce cuando un fotón incidente interactúa con un electrón de la nube electrónica del átomo, dando como resultado un fotón con la energía incidente y dispersado un pequeño ángulo respecto a la trayectoria inicial. Los fotones incidentes sufren cambios en la dirección sin cambios en la energía.



La dispersión coherente o de Rayleigh puede describirse en términos de interacción onda-partícula. Según esta teoría, los electrones bajo la acción de radiación de baja energía (menor que 10 keV), oscilan de forma forzada a la misma frecuencia que la onda electromagnética incidente comportándose como una fuente de radiación electromagnética de esta misma frecuencia. El proceso puede esquematizarse como: absorción de radiación, vibración del átomo y emisión de la radiación al volver el átomo a su estado de reposo.

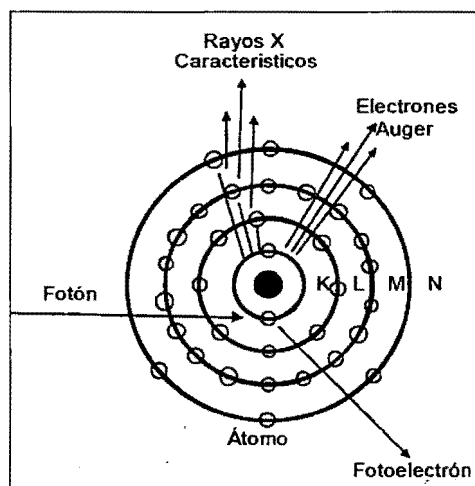
Éste es el único tipo de interacción entre los rayos X y la materia que no producen ionización ya que en la dispersión coherente no se transfiere energía y por tanto no se producen ionizaciones, y su único efecto es que se modifica la dirección de la radiación incidente. En términos de sección eficaz, la interacción coherente es por lo menos un orden de magnitud menor que la sección eficaz fotoeléctrica.

### **2.2.2. Efecto fotoeléctrico (absorción)**

El proceso de absorción fotoeléctrica ocurre a energías entre 20 y 80 keV para tejidos blandos, aire y hueso. Para que esta interacción ocurra el fotón incidente debe tener una energía ( $\lambda h$ ) mayor que la energía de enlace ( $E_b$ ) del electrón. El fotón incidente interactúa con un electrón de las capas internas (más del 80% de las interacciones son con electrones de la capa K). El electrón de la capa interna absorbe toda la energía del fotón “desapareciendo el fotón” y expulsando el electrón con un exceso de energía cinética.

El fotoelectrón expulsado viajará 1-2 mm a través de la materia creando a su paso pares de iones de otros átomos hasta ceder toda su energía; el fotoelectrón ya en reposo es incorporado a un ion positivo, mientras tanto el átomo blanco original ha quedado con una vacancia en su capa interna; por lo que un electrón de las capas externas rápidamente ocupará la vacancia dejando a su vez una vacancia en su capa correspondiente y emitiendo su exceso de energía en forma de un fotón característico (rayo-X característico).

**FIGURA N°2.4.**  
Efecto fotoeléctrico



En el efecto fotoeléctrico no podemos encontrar fórmulas sencillas que describan el proceso. El tratamiento riguroso produce resultados que no pueden expresarse como funciones analíticas. La interacción fotoeléctrica tiene lugar cuando un fotón interactúa con un electrón que está ligado a un átomo. La energía del fotón incidente es absorbida completamente por el átomo, emitiendo un electrón que estaba ligado (normalmente de las capas más internas K, L o M) con una



energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón. Para que se produzca esta interacción el fotón ha de tener al menos la energía de enlace del electrón de la capa K ( $h\nu \geq E_b$ ) y la probabilidad se hace máxima cuando la energía del fotón es ligeramente superior a la de enlace. La energía del electrón emitido estará dada por la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón:

$$E_f = h\nu - E_b \quad (2.1)$$

Donde  $h\nu$  es la energía del fotón incidente y  $E_b = h\nu_0$  se denomina función de trabajo.  $E_b$  es la energía mínima que se requiere para desprender al electrón de su órbita.

### 2.2.3. Efecto Compton.

Para que el efecto Compton o dispersión incoherente pueda ocurrir, se requiere que el fotón incidente tenga una energía mucho mayor a la energía de ligadura de los electrones de un átomo. El fotón al chocar con un electrón (considerado libre y en reposo) se dispersa fuera de su dirección original y transmite parte de su energía al electrón; por consiguiente el electrón adquiere energía cinética y se aleja del átomo. El fotón dispersado tendrá una frecuencia menor a la frecuencia  $\nu$  del fotón incidente para que se conserve la energía.

$$h\nu = E_e + h\nu' \quad (2.2)$$

Y también se conserve el momento durante el proceso

$$\frac{h\nu}{c} = p_e + \frac{h\nu'}{c} \quad (2.3)$$

$E_e$  y  $p_e$  representan la energía total y el momento del electrón respectivamente. De esta manera, a partir de las ecuaciones (2.2) y (2.3) podemos concluir que el efecto Compton se expresa así:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{(m_0 c)(1 - \cos\theta)} \quad (2.4)$$

Donde  $\lambda$  es la longitud de onda del fotón incidente,  $\lambda'$  la del fotón dispersado y  $\theta$  es el ángulo de dispersión del fotón.

La cantidad de energía transmitida al electrón es directamente proporcional al ángulo de dispersión  $\theta$ , alcanzando su valor máximo cuando  $\theta=90^\circ$ , si la energía del fotón incidente es pequeña, casi toda la energía es dispersada y se transfiere una cantidad muy pequeña al electrón. En cambio, cuando la energía del fotón incidente se encuentra en el rango de 10 a 100 MeV, la mayor parte de la energía es transferida al electrón y muy poca es dispersada.

#### 2.2.4. Producción de pares.

Este mecanismo de absorción de la radiación electromagnética por la materia aparece cuando la energía de los fotones incidentes alcanza al doble de la energía en reposo de los electrones, o sea cuando

$$h\nu = 2 \times 0.511\text{MeV} = 1.022\text{MeV} \quad (2.5)$$

Creciendo a partir de allí su importancia con el aumento de la energía de la radiación gamma. Consiste en la creación de un par electrón-positrón a partir de un fotón que desaparece en la interacción. Este proceso debe tener lugar en el campo eléctrico existente en la vecindad de un núcleo al que se le entrega cierta energía de retroceso y cierta cantidad de movimiento de forma tal que se cumplan los respectivos principios de conservación.

La creación de pares está estrechamente ligada con la aniquilación electrón-positrón. Cuando este último es creado va perdiendo velocidad por colisiones sucesivas con los átomos hasta quedar prácticamente en reposo. En ese momento puede interactuar con un electrón que se encuentra en el mismo estado desapareciendo ambas partículas y dando lugar a dos fotones, cada uno de 0,511 MeV, que se mueven en direcciones opuestas. Esta radiación secundaria, llamada radiación de aniquilamiento, acompaña normalmente la absorción de rayos gamma por la materia.

### **2.3. Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.**

El proceso de ionización causado por la radiación cambia átomos y moléculas, por lo menos transitoriamente, y puede dañar células de este modo. Si ocurre un daño celular y este no se repara adecuadamente, entonces puede ocurrir que la célula muera o sea impedida de reproducirse, o puede resultar que la célula quede viva

pero modificada. Estos resultados tienen implicaciones profundamente diferentes para todo el organismo. Los efectos deletéreos y el grado del efecto varían con la radio sensibilidad del órgano o tejido dado.

Con el propósito de aplicación de las medidas de protección radiológica, los efectos de las radiaciones se denominan en general como determinísticos y estocásticos.

### **2.3.1. Relaciones dosis- respuesta**

Una relación dosis- respuesta es simplemente una relación matemática o grafica entre niveles graduales de dosis de radiación y la magnitud de la respuesta observada. En medicina, las relaciones determinadas experimentalmente son usadas para diseñar los tratamientos rutinarios con fines de terapia para los pacientes que sufren de enfermedades malignas. En segundo lugar los estudios de radiobiología han sido diseñados para proporcionar información sobre los efectos de irradiación a bajas dosis.

Cada relación de dosis- respuesta tiene dos características: es lineal o no lineal y tiene umbral o no tiene umbral. La relación más simple es la relación dosis – respuesta de tipo lineal. Donde la respuesta es directamente proporcional a la dosis. Cuando la dosis de radiación se duplica, la respuesta se duplica del mismo modo. Esta relación es denominada de tipo lineal sin umbral, es decir que siempre se esperará una respuesta ante cualquier dosis pequeña que esta sea.

La otra relación de dosis- respuesta no lineal con umbral. En general a bajas dosis no se medirá ninguna respuesta, pero conforme esta se incrementa sobre un umbral la respuesta crecerá un punto donde esta respuesta será la misma para cualquier dosis.

### **2.3.2. Concepto de daño y riesgo**

Con el fin de establecer diferencias cualitativas asociadas a esta respuesta, se puede utilizar los conceptos de daño y riesgo. El daño asocia el cambio negativo que causan las radiaciones en el organismo que pueden ser perjudiciales y que se manifiestan clínicamente.

El riesgo significa la posibilidad de que el organismo sufra un daño al cabo de un tiempo indeterminado. Es decir, no es cierto que se producirá un efecto sino que existirá una posibilidad de que ocurra. En este punto podría afirmarse, sin mayor problema que las dosis altas producirán daño al organismo en tanto que las bajas dosis producirán un riesgo a la salud

### **2.3.3. Efecto directo e indirecto**

Cuando se irradia un material biológico, efectos perjudiciales de la radiación ocurren por el daño a una estructura molecular particularmente sensitiva tal como el ADN. Si el evento inicial ionizante ocurre en esa molécula se dice que el efecto

es directo. En este caso el efecto es producido por la ionización de la molécula blanco.

De otra parte, si el evento inicial de ionización ocurre en una molécula distante que no es crítica o fundamental, la cual transfiere luego su energía de ionización a la molécula blanco entonces se tiene que el efecto es ocasionado por un efecto indirecto. Las moléculas intermedias son los radicales libres que se forman por acción de la radiación (por ejemplo: por descomposición radiolítica del agua), las cuales se trasladan hasta la molécula blanco y le transfieren su energía de ionización, provocando daño.

No es posible identificar si el daño en la molécula blanco es resultado del efecto directo o indirecto. Sin embargo, dado que el cuerpo humano está formado por un 80% de agua, se puede decir que la principal acción de la radiación en un individuo es indirecta.

#### **2.3.4. Efectos determinísticos**

Los efectos determinísticos son aquellos para los que la severidad de la respuesta crece conforme aumenta la dosis y para los que existe un nivel de dosis umbral. Las relaciones dosis- respuesta son de tipo no lineal sin umbral y están determinadas generalmente para dosis agudas.



Una dosis aguda es una alta dosis de radiación recibida en muy corto tiempo. Los umbrales de dosis sobre los cuales aparecen estos efectos están generalmente por encima de los 500 mGy, excepto para la esterilidad temporal donde el umbral es 150 mGy. Si las dosis son menores a estos umbrales, entonces no se presentarían efectos determinísticos.

Los efectos que se observan en un individuo adulto después de una irradiación global aguda se pueden agrupar en tres etapas:

- **Prodrómica:** Comprende los síntomas que aparecen en las primeras 48 horas tras la irradiación y es consecuencia de la reacción del sistema nervioso autónomo. Se caracteriza por náuseas, vómitos, diarreas, cefaleas, vértigo, alteraciones de los órganos de los sentidos, taquicardia, irritabilidad, insomnio, etc. Puede durar desde algunos minutos, hasta varios días.
- **Latente:** Este periodo se caracteriza por la ausencia de síntomas y varía desde minutos hasta semanas, dependiendo de la dosis recibida.
- **Manifestación del efecto:** Se caracteriza porque aparecen los síntomas concretos de los órganos y tejidos más afectados por la radiación.

**TABLA N° 2.1.**  
Resumen de los principales efectos deterministas a nivel de tejido u órgano  
(Radiación de baja LET y exposición aguda)

<i>Tejido</i>	<i>Efecto</i>	<i>Periodo de latencia aproximado</i>	<i>Umbral aproximado (Gy)</i>	<i>Dosis que producen efectos severos</i>	<i>Causa</i>
<i>Sistema hematopoyético</i>	<i>Infecciones Hemorragias</i>	<i>2 semanas</i>	<i>0,5</i>	<i>2,0</i>	<i>Leucopenia Plaquetopenia</i>
<i>Sistema Inmune</i>	<i>Immunosupresión</i>	<i>Algunas horas</i>	<i>0,1</i>	<i>1,0</i>	<i>Linfopenia</i>
<i>Sistema gastrointestinal</i>	<i>Infección sistémica Deshidratación Desnutrición</i>	<i>1 semana</i>	<i>2,0</i>	<i>5,0</i>	<i>Lesión del epitelio intestinal</i>
<i>Piel</i>	<i>Escamación</i>	<i>3 semanas</i>	<i>3,0</i>	<i>10,0</i>	<i>Daño en la capa basal</i>
<i>Testículo</i>	<i>Esterilidad</i>	<i>2 meses</i>	<i>0,2</i>	<i>3,0</i>	<i>Aspermia celular</i>
<i>Ovario</i>	<i>Esterilidad</i>	<i>&lt; 1 mes</i>	<i>0,5</i>	<i>3,0</i>	<i>Muerte interfásica del oocito</i>
<i>Pulmón</i>	<i>Neumonía</i>	<i>3 meses</i>	<i>8,0</i>	<i>10,0</i>	<i>Fallos en la barrera alveolar</i>
<i>Cristalino</i>	<i>Cataratas</i>	<i>&gt; 1 año</i>	<i>0,2</i>	<i>5,0</i>	<i>Fallos en la maduración</i>
<i>Tiroides</i>	<i>Deficiencias metabólicas</i>	<i>&lt; 1 año</i>	<i>5,0</i>	<i>10,0</i>	<i>Hipotiroidismo</i>
<i>Sistema nervioso central</i>	<i>Encefalopatías y mielopatías</i>	<i>Muy variable según dosis</i>	<i>15,0</i>	<i>30,0</i>	<i>Demielinización y daño vascular</i>

### **2.3.5. Efectos estocásticos**

Los efectos estocásticos son aquellos en los cuales la probabilidad de que se produzca el efecto es función de la dosis, mientras que la severidad del mismo es independiente de la dosis, y no tienen umbral (figura N° 2.5). Se producen como consecuencia del daño sobre una célula o un pequeño número de células.

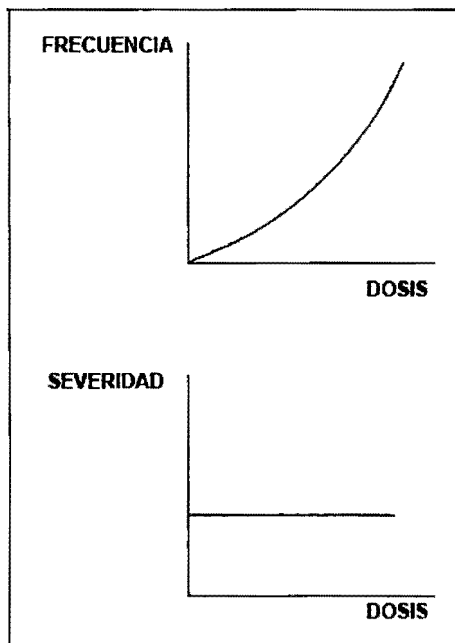
Los efectos estocásticos pueden ser hereditarios y somáticos. Si la célula que ha sido modificada tras la irradiación es una célula somática, el efecto se pondrá de manifiesto en el individuo que ha sido expuesto a la radiación, hablándose en este caso de efectos estocásticos somáticos. Si por el contrario la célula que se ha visto modificada tras la irradiación es una célula germinal, el efecto biológico no se pondrá de manifiesto en el individuo expuesto sino en su descendencia, hablándose en este caso de efectos estocásticos hereditarios.

### **2.3.6. Efectos estocásticos somáticos: desarrollo de cáncer.**

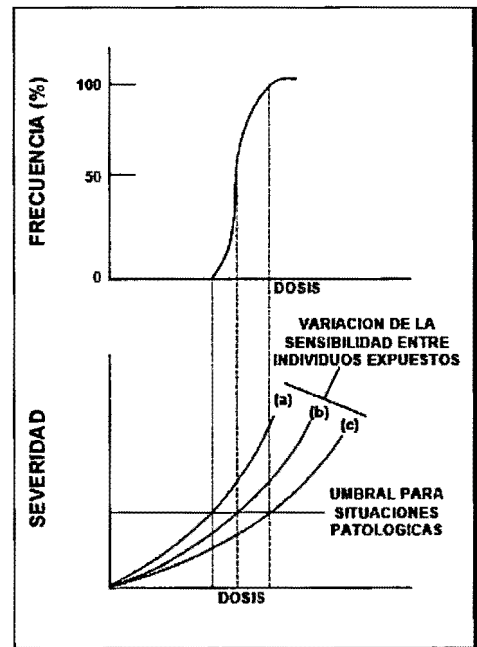
El potencial carcinogénico de la radiación ionizante fue reconocido poco tiempo después de que Roentgen descubriera los rayos-X en 1895. En 1902, se describió el primer cáncer inducido por radiación, el cual se caracterizó por un área ulcerada en la piel. En pocos años, se observaron un elevado número de tumores de piel, y la primera leucemia se describió en 1911 en cinco trabajadores expuestos a radiación. Marie Curie y su hija se piensa que murieron por complicaciones de una leucemia inducida por la radiación.

Hoy día se sabe que el efecto estocástico somático de mayor relevancia tras exposición a dosis bajas de radiación ionizante es el desarrollo de cáncer. La transición desde una célula normal a una célula maligna es un proceso complejo que implica diversos cambios cuya naturaleza exacta dependerá del tipo de célula, del mecanismo de acción del carcinógeno implicado y del tipo de cáncer que se origine.

**FIGURA Nº2.5.**  
Efectos Estocásticos



**FIGURA Nº 2.6**  
Efectos Determinísticos



### **2.3.7. Efectos estocásticos hereditarios.**

Además de inducir cambios neoplásicos en tejidos somáticos, la radiación ionizante puede producir efectos transmisibles (hereditarios) en poblaciones irradiadas, a través de la inducción de mutaciones en el ADN de las células germinales masculinas o femeninas. Estas mutaciones, aunque no tienen consecuencias directas en el individuo expuesto, pueden expresarse en generaciones posteriores como desórdenes genéticos de muy diverso tipo y severidad. Hasta el momento no se ha demostrado la inducción por radiación de enfermedades genéticas (hereditarias) en poblaciones humanas expuestas a radiación ionizante. Sin embargo, la radiación ionizante es un mutágeno universal y estudios experimentales realizados en plantas y animales demuestran claramente que la radiación puede inducir efectos genéticos; por tanto parece poco probable que los humanos sean una excepción.

La estimación del riesgo de efectos hereditarios en humanos como consecuencia de la exposición a radiación se basa en el marco general de las enfermedades genéticas que ocurren de forma natural y en su clasificación en:

- Mendelianas, debidas a la mutación en un único gen. Dependiendo de la localización del gen mutado (en autosomas o en el cromosoma X) y de sus efectos en el fenotipo, las enfermedades Mendelianas se clasifican en

autosómicas dominantes, autosómicas recesivas, ligadas a X dominantes o recesivas.

- Cromosómicas, debidas a alteraciones en los cromosomas.
  
- Multifactoriales, debidas a complejas interacciones entre diversos factores genéticos y ambientales. Incluyen las anomalías congénitas comunes que están presentes en el momento del nacimiento y enfermedades crónicas en adultos.

## 2.4. Magnitudes dosimétricas

Las magnitudes que se utilizan con radiaciones se clasifican en varias categorías, pero en radiodiagnóstico tomaremos en cuenta las dosimétricas (exposición, kerma y dosis absorbida) y las de protección radiológica (dosis equivalente y dosis efectiva)

### 2.4.1. Exposición

Se define esta magnitud, como el cociente  $X = dQ/dm$ , donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones absorbidos en la masa  $dm$  sean detenidos completamente en el aire,

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.6)$$

La definición de la exposición implica una serie de restricciones y consideraciones:

- a) Es una magnitud definida exclusivamente para un haz o campo de fotones (Radiación X o gamma) en un medio específico, el aire.
- b) El efecto medido, es la ionización del aire, cuando la magnitud de importancia radiobiológica es la energía absorbida. Es una magnitud de paso hacia la dosis absorbida.
- c) Con las técnicas actualmente en uso, es difícil medir la exposición para energías inferiores a unos pocos keV, y por encima de unos pocos MeV.

La unidad en el SI de la exposición es el culombio por kilogramo, C/kg

La unidad antigua y hoy obsoleta es el roentgen, (R).

La equivalencia entre ambas unidades es la siguiente:

$$1 \text{ C/Kg} = 3876 \text{ R}$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

La exposición es una magnitud que disminuye con el cuadrado de la distancia a la fuente emisora, cuando ésta emite fotones de forma homogénea en todas las direcciones

#### 2.4.2. Kerma

El nombre de esta magnitud radiológica, deriva de las iniciales de la definición breve inglesa (Kinetic Energy Released per unit Mass), y se define como el cociente  $dE_{tr}/dm$ , donde  $dE_{tr}$  es igual a la suma de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas, en un material de masa  $dm$ ,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.7)$$

La unidad en el SI de kerma es el julio/kilogramo y su nombre especial es Gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

La unidad antigua de kerma es el rad, cuya relación con la unidad SI es:

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg} = 1 \text{ cGy}$$

El kerma es una magnitud característica de un campo de partículas no cargadas (neutrones y fotones). Una ventaja del kerma, que añadir a su propiedad de ser válido tanto para los neutrones como para los fotones, es que sus valores numéricos expresados en Gray se parecen mucho a los valores numéricos correspondientes a la dosis absorbida en aire, en agua o en tejido biológico blando, en condiciones de equilibrio. Estas dos características es lo que hace más atrayente su uso frente al de exposición.



### 2.4.3. Dosis absorbida

La dosis absorbida,  $D$ , en un material dado se define [1] como el cociente  $d\bar{\epsilon}/dm$ , donde,  $d\bar{\epsilon}$  es la energía media impartida por la radiación a un material de masa  $dm$

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.8)$$

Es decir,  $\bar{\epsilon}$  representa la energía neta que "se queda" en el volumen de materia considerado.

Las unidades especiales en el SI y antiguas de la dosis absorbida, y de las correspondientes tasas de esta magnitud, son las mismas que las establecidas por el kerma, pues ambas magnitudes tienen las mismas dimensiones. La dosis absorbida, que es la magnitud dosimétrica de más interés, resulta válida para cualquier tipo de radiación, y requiere especificar el material en el que se cede la energía.

A fin de concretar más la naturaleza de las magnitudes definidas, se va a examinar seguidamente la relación existente entre el kerma y la dosis absorbida. Si se considera una pequeña cantidad de materia aislada,  $dm$ , sobre la que incide radiación gamma, la suma de energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas, componen el kerma, pero tan sólo una fracción de ésta energía quedará absorbida en la masa de referencia, la dosis absorbida. En estas condiciones el kerma será siempre mayor que la dosis.

En cambio, si la muestra de masa elegida está rodeada de una gran cantidad de masa de idéntica naturaleza, la energía que escapa del elemento de masa  $dm$ , puede venir compensada por otras partículas procedentes de la materia circunvecina, que penetran en  $dm$ . Si se produce esta circunstancia conocida como equilibrio electrónico y es despreciable la producción de radiación de frenado, el kerma y la dosis absorbida son iguales. Cuando no hay equilibrio, resulta muy difícil relacionarlas.

Como en casos anteriores se define la tasa de dosis absorbida  $\dot{D}$  como el cociente  $dD/dt$  donde  $dD$  es el incremento de dosis absorbida durante el intervalo de tiempo  $dt$ ,

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.9)$$

y se expresa en Gy/s, Gy/min ó Gy/h, según el nivel de radiación. La medida de la exposición, kerma y dosis absorbida requiere condiciones de equilibrio electrónico.

#### **2.4.4. Dosis equivalente en un órgano ( $H_T$ )**

Los estudios biológicos han mostrado que la probabilidad de efectos estocásticos sobre la salud debida a radiaciones ionizantes depende no solo de la dosis absorbida (energía depositada por unidad de masa) sino también del tipo y energía de la radiación considerada. Ello es consecuencia de los diferentes procesos

mediante los cuales se deposita la energía a nivel microscópico, que varían dependiendo del tipo de radiación (fotones, electrones, neutrones, partículas pesadas, etc.). Para tener en cuenta dicho efecto, ICRP introdujo los denominados "factores ponderales de radiación" o "factores de peso de radiación" en la definición de una nueva magnitud.

La dosis equivalente en un órgano o tejido T debida a la radiación R,  $H_{T,R}$ , se define [2,3] como:

$$H_T = W_R D_{T,R} \quad (2.10)$$

Donde  $D_{T,R}$  es la dosis absorbida media para la radiación R en el órgano o tejido T y  $w_R$  es el factor de ponderación para la radiación R. En el caso de que existan radiaciones y energías con distintos valores de  $w_R$ , la dosis equivalente en el órgano o tejido T,  $H_T$ , es la suma:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.11)$$

Puesto que los factores de ponderación son números, la unidad para la dosis equivalente en un órgano o tejido es la misma que para la dosis absorbida, es decir: julio/kg. Sin embargo, se utiliza el nombre especial de Sievert (Sv) para distinguir claramente cuando se está hablando de esta magnitud y cuando de dosis absorbida o de kerma (magnitudes dosimétricas que no tienen en cuenta posibles efectos biológicos).

**TABLA N°2.2.**  
Factores ponderales de radiación [2]

<i>Tipo de radiación</i>	<i>Energía</i>	<i>w<sub>R</sub></i>
<i>Fotones</i>	<i>todas</i>	<i>1</i>
<i>Electrones, muones</i>	<i>todas</i>	<i>1</i>
<i>Neutrones</i>	<i>&lt; 10 keV</i>	<i>5</i>
	<i>10 keV - 100 keV</i>	<i>10</i>
	<i>100 keV - 2 MeV</i>	<i>20</i>
	<i>2 MeV - 20 MeV</i>	<i>10</i>
	<i>&gt;20 MeV</i>	<i>5</i>
<i>Protones</i>	<i>&gt; 2MeV</i>	<i>5</i>
<i>Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados</i>		<i>20</i>

#### 2.4.5. Dosis efectiva (E)

La probabilidad de aparición de efectos estocásticos depende no solo del tipo de radiación sino también del órgano considerado. Es decir, no todos los órganos y tejidos del cuerpo humano son igualmente radiosensibles. Por tanto, se consideró apropiado definir una magnitud más, a partir de la dosis equivalente, que tuviese en cuenta la combinación de diferentes dosis en diferentes órganos como consecuencia de una irradiación del cuerpo entero.

La dosis efectiva, E, se define [2,3] como:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{T,R} w_T w_R D_{T,R} \quad (2.12)$$

Donde  $H_T$  es la dosis equivalente en el órgano o tejido T y  $w_T$  es el factor de ponderación para dicho órgano, con la condición:

$$\sum_T w_T = 1 \quad (2.13)$$

Los factores de ponderación para los distintos órganos del cuerpo humano se muestran (tabla N°2.3) y representan la proporción del riesgo que se debe al órgano T, dentro del riesgo total cuando el cuerpo se irradia uniformemente.

**TABLA N° 2.3.**  
Factores ponderales de tejido [2]

<i>Tejido / Órgano</i>	<i>w<sub>T</sub></i>
<i>Gónadas</i>	<i>0.20</i>
<i>Médula ósea</i>	<i>0.12</i>
<i>Colon</i>	<i>0.12</i>
<i>Pulmón</i>	<i>0.12</i>
<i>Estómago</i>	<i>0.12</i>
<i>Vejiga</i>	<i>0.05</i>
<i>Mama</i>	<i>0.05</i>
<i>Hígado</i>	<i>0.05</i>
<i>Esófago</i>	<i>0.05</i>
<i>Tiroides</i>	<i>0.05</i>
<i>Piel</i>	<i>0.01</i>
<i>Superficie ósea</i>	<i>0.01</i>
<i>Resto del organismo</i>	<i>0.05</i>

## 2.5. Principios de detección de la radiación

Las radiaciones ionizantes, por su naturaleza, requieren para su detección el empleo de dispositivos adecuados denominados genéricamente sistemas detectores. Estos dispositivos ponen en evidencia la presencia de un campo de radiaciones, mediante la generación de algún tipo de señal que resulte inteligible

para el observador, brindándole consecuentemente información cualitativa o cuantitativa acerca de las radiaciones de interés.

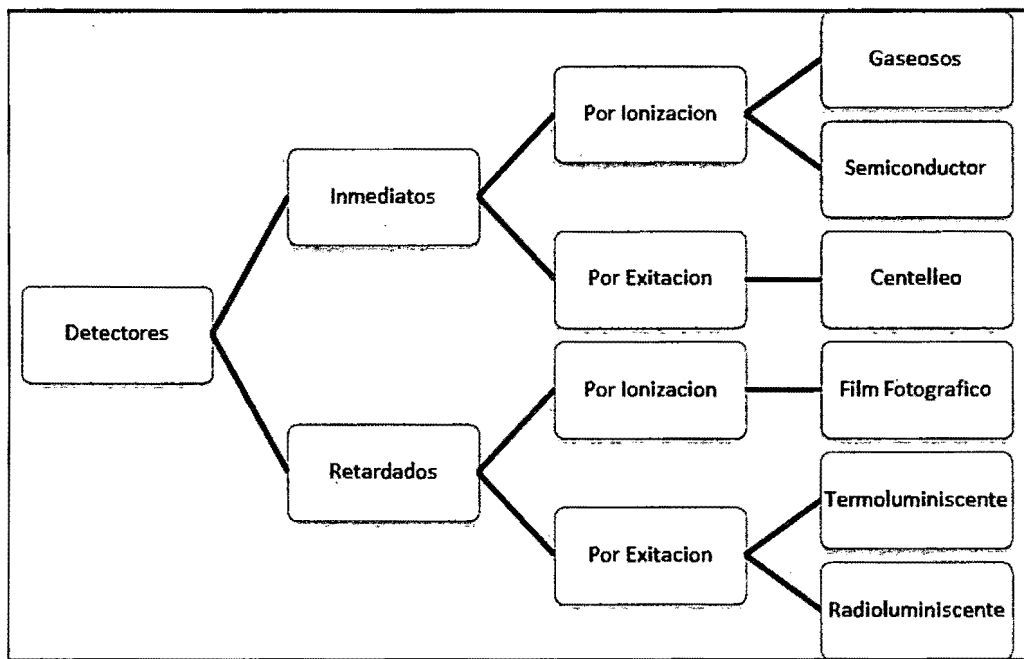
Según el fenómeno en que se basa su funcionamiento se clasifican en detectores por:

- Ionización
- Excitación

Según el momento en que presentan la información adquirida:

- Inmediato
- Retardados o Diferidos

**FIGURA N° 2.7.**  
Clasificación de detectores.



### **2.5.1. Dosímetros de radiación**

La detección y medida de la radiación mediante dosímetros se basa en alguno de los efectos producidos por dicha radiación en la materia, es decir:

- a. Ionización de los gases.
- b. Excitación de luminiscencia en sólidos.
- c. Disociación de la materia (producción de reacciones químicas, como por ejemplo el ennegrecimiento de placas fotográficas).

Cuando la radiación ionizante atraviesa un gas provoca la ionización de una parte de sus átomos y por consiguiente la liberación de iones positivos y electrones. Con ello, el gas que previamente se comportaba como un aislante eléctrico, pasa a ser parcialmente conductor. Midiendo la corriente eléctrica que por él circula puede deducirse, en determinadas condiciones, la intensidad de la radiación que lo atraviesa.

Por otra parte, las radiaciones ionizantes al atravesar ciertas sustancias pierden parte de su energía en provocar fenómenos de luminiscencia con emisión inmediata o diferida de fotones luminosos. La medida de la luz emitida permite a su vez medir, y en ocasiones analizar, la radiación que la provocó. Las radiaciones ionizantes (a excepción de las partículas alfa por su muy reducido poder de penetración) pueden atravesar la envoltura que protege de la luz ordinaria a una película fotográfica y ennegrecerla.

Midiendo después la intensidad de dicho ennegrecimiento se puede deducir la dosis de radiación que ha alcanzado a la película fotográfica.

### **2.5.2. Dosímetros personales**

Estos dispositivos se utilizan para la vigilancia radiológica individual. Son detectores de pequeño tamaño, contruidos con materiales adecuados equivalentes a tejido biológico. Dependiendo del principio de funcionamiento, los sistemas comúnmente utilizados son los dosímetros de termoluminiscencia, los de película fotográfica y los basados en detectores de semiconductor o de ionización gaseosa.

### **2.5.3. Dosímetros de termoluminiscencia**

Se denomina termoluminiscencia (TL) a la emisión de luz que presentan ciertas sustancias al ser calentadas después de haber sido expuestas a radiación ionizante. Las radiaciones ionizantes al atravesar ciertos materiales ceden parte de su energía produciendo fenómenos de excitación. La peculiaridad de los materiales utilizados en la dosimetría por termoluminiscencia, también llamada TLD, es que la desexcitación con la consiguiente emisión de luz no se produce de forma inmediata, sino que necesita el calentamiento para que ésta se produzca. La intensidad de luz emitida está directamente relacionada con la dosis de radiación recibida por el material.



Los materiales más adecuados utilizados en TLD son materiales sintéticos (LiF, CaF<sub>2</sub>, CaSO<sub>4</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, etc.) dopados con pequeñas cantidades de impurezas (LiF:Ti, Mg), (LiF:Mg,Cu,P), (CaF<sub>2</sub>:Mn), (Al<sub>2</sub> O<sub>3</sub>:C). Los dosímetros, en forma de discos, cristales, polvo o polvo sinterizado (prensado), van alojados en un portadosímetro, que se sujeta a la ropa de trabajo del profesional mediante un imperdible o se coloca en la zona de la instalación de la que se desee obtener información dosimétrica.

Cuando el dosímetro ha sido irradiado, su termoluminiscencia se mide en un aparato que calienta el dosímetro en una cámara estanca a la luz exterior y se registra la intensidad de la luz emitida mediante un fotomultiplicador. Con la calibración adecuada, esta intensidad de luz es proporcional a la dosis absorbida en un determinado rango de medida que depende del material del dosímetro.

Los dosímetros por termoluminiscencia resultan más precisos que los de película fotográfica. Ello, unido a que pueden ser borrados y utilizados de nuevo repetidamente, hace que su uso esté muy extendido. En contrapartida, no pueden archivar con el historial dosimétrico como ocurre con los de película fotográfica.

#### **2.5.4. Interpretación de lecturas dosimétricas.**

Según los Requisitos Técnicos y Administrativos para los Servicios de Dosimetría Personal de Radiación Externa [4], la dosimetría individual, tanto externa como

interna, será efectuado por entidades o instituciones expresamente autorizadas y supervisadas por la Oficina Técnica de la Autoridad Nacional.

El sistema dosimétrico deberá de proporcionar la siguiente información:

- a) Para fotones, el equivalente de dosis individual Hp (10)
- b) Para betas y fotones de baja energía, el equivalente de dosis individual Hp (0,07) y Hp(10)
- c) Para extremidades, el equivalente de dosis individual Hp (0,07) para betas y fotones
- d) Para neutrones y/o fotones, el equivalente de dosis individual Hp (10).

Las mediciones de Hp (10) serán reportadas como dosis efectiva; las mediciones de Hp (0,07) serán reportadas como dosis equivalente a piel. Las mediciones de dosis específicas en las extremidades o cristalino del ojo serán reportadas como dosis equivalente a esos tejidos.

El rango mínimo de medición del sistema dosimétrico para medir el equivalente de dosis individual deberá ser:

**TABLA N° 2.4.**  
Niveles de detección de dosis

<i>Tipo de Radiación</i>	<i>Rango</i>
<i>Fotones</i>	<i>0,1 – 50 mSv</i> <i>0,05 – 5 Gy</i>
<i>Betas/Fotones de baja energía</i>	<i>2 – 250 mSv</i>
<i>Neutrones / Fotones</i>	<i>0,2 – 50 mSv</i>

## **2.6. Protección radiología en radiodiagnóstico**

De acuerdo con los criterios internacionales, el propósito de la protección radiológica es proporcionar un estándar apropiado de protección del individuo sin limitar indebidamente las prácticas benéficas que dan lugar a la exposición a radiaciones.

### **2.6.1. Objetivos de la protección.**

Los objetivos primarios de la protección radiológica son evitar que se produzcan efectos determinísticos en los individuos, lo cual se logra manteniendo las dosis por debajo del umbral de aparición de estos efectos y asegurar que se tomen todas las medidas razonables para reducir la ocurrencia de efectos estocásticos en la población presente y futura.

### **2.6.2. Principios fundamentales de la protección**

El sistema de protección está constituido por los principios de justificación, limitación y optimización de las exposiciones. Estos se aplican totalmente a la exposición ocupacional (trabajadores expuestos) y a la exposición del público. En las exposiciones médicas, se aplican solo los principios de justificación y optimización, pues no existen límites de dosis en pacientes.

### **2.6.3. Justificación**

Ninguna práctica con radiaciones ionizantes debe ser autorizada si no existen evidencias de que la misma producirá, para los individuos o la sociedad, beneficios que compensen el posible detrimento que puedan generar.

Se trata de un principio que evalúa el beneficio y el detrimento colectivos asociados con la práctica y su aplicación conduce a impedir la utilización de fuentes de radiación con fines superfluos.

En la consideración del detrimento posible debe tenerse en cuenta no solamente el detrimento asociado con la operación normal de las instalaciones sino también el que pueda derivarse de posibles accidentes.

El principio de justificación debe aplicarse no sólo a prácticas nuevas sino también a la revisión de prácticas en curso toda vez que se tengan elementos de juicio que puedan aconsejar la revisión de la justificación de la práctica.

### **2.6.4. Optimización**

Con respecto a cualquier fuente de radiación en particular dentro de una práctica, se deben tomar las medidas que sean razonables para maximizar el beneficio neto, considerando los factores económicos y sociales del lugar. El proceso de optimización, denominado también **ALARA** (tan bajo como razonablemente posible), implica hacer máximo el margen de beneficio sobre el daño o riesgo .algunos aspectos para este proceso son los siguientes:

- En radiodiagnóstico la optimización no significa necesariamente la reducción de dosis al paciente, por ejemplo, el equipo radiográfico a menudo usa grilla antidifusoras para mejorar el contraste y la resolución de la imagen, pero el retiro de la grilla permitiría reducir la dosis en un factor de 2 a 4 veces. Para una radiografía de abdomen en un adulto, donde la radiación dispersa es importante, el beneficio neto se reduciría si se retira la grilla ya que la reducción de dosis implicaría al mismo tiempo una pérdida de calidad de la imagen. El proceso de optimización indicaría que no debe retirarse la grilla en este caso.
- En la radiografía de niños, la cantidad de radiación dispersa es menor y el beneficio de la reducción de dosis, al retirar la grilla, no se compensa totalmente por el pequeño deterioro de la imagen. En este caso la optimización indicara que hay que reducir dosis retirando la grilla.

#### **2.6.5. Limitación de dosis.**

Para prácticas justificadas, que no involucren exposiciones médicas de pacientes, se imponen límites de dosis para asegurar que ninguna persona esté sujeta a un riesgo inaceptable que se atribuya a la radiación. Estos límites se aplican a la exposición ocupacional y a la exposición pública, de manera que la exposición continuada por encima de estos límites se considera como inaceptable. Como las

dosis en pacientes están justificadas adecuadamente, entonces no se aplican límites de dosis a los pacientes.

### **2.7. 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 [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 [7]. 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.

#### **2.7.1. 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 [8].

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 más 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.



Algunas publicaciones internacionales [7,10] 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.

# CAPITULO III

## VARIABLES E HIPOTESIS

### 3.1. Variables de la investigación.

Las variables es una característica, propiedad, cualidad de un hecho que tiende a variar y que puede ser medido y evaluado. Toda variable debe ser cuantificable y tener una referencia conceptual [11].

#### 3.1.1. Variable independiente

Llamadas también causal o experimental, para nuestra experiencia la variable [11] es.

- Dosis estimada

#### 3.1.2. Variable dependiente

Llamada también como efecto o condicionada, es la variable que resulta afectada por la presencia de la variable independiente [11]

- Exámenes con rayos X
- Niveles de dosis de referencia
- Optimización de dosis

### 3.2. Operacionalización de las variables

Variable	Dimensiones	Indicadores
Dosis estimada	Exámenes con rayos X	Técnicas radiológicas Exposición médica no invasiva Información diagnóstica
	Niveles de dosis de referencia	Límites de dosis Funcionamiento óptimo Dosis en superficie de entrada de la piel
	Optimización de dosis	Detrimento Riesgo de ocurrencia de cáncer Frecuencia de exámenes Efectos estocásticos

### **3.3. Hipótesis**

#### **3.3.1. Hipótesis general**

El uso de la dosis estimada es una herramienta para optimizar el procedimiento radiológico en pediatría y permite aplicarlo en exámenes de rayos X a neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo

#### **3.3.2. Hipótesis específicas**

- El uso de la dosis estimada permite establecer niveles de dosis de referencia pediatría en exámenes de rayos X a neonatos.
  
- La dosis estimada es medida utilizando dosimetría TLD, y aplicando el código MCNP5 para exámenes de rayos X en neonatos del Hospital Nacional Dos de Mayo
  
- El uso de la dosis estimada en exámenes de rayos X a neonatos permite optimizar el procedimiento de protección radiológica en el Hospital Nacional Dos de Mayo.

# **CAPITULO IV**

## **METODOLOGIA**

### **4.1. Tipo de investigación**

El tipo de investigación utilizada en la tesis es experimental con características transaccionales descriptiva con relación a datos en momentos reales en tiempo único.

La metodología utilizada es un sistema experimental aplicado, en la unidad de cuidados intensivos (UCI) del Hospital Nacional Dos de Mayo. Utilizaremos tres sistemas para estimar la dosis en neonatos

#### **4.1.1. Determinación de la dosis aplicando dosimetría TLD**

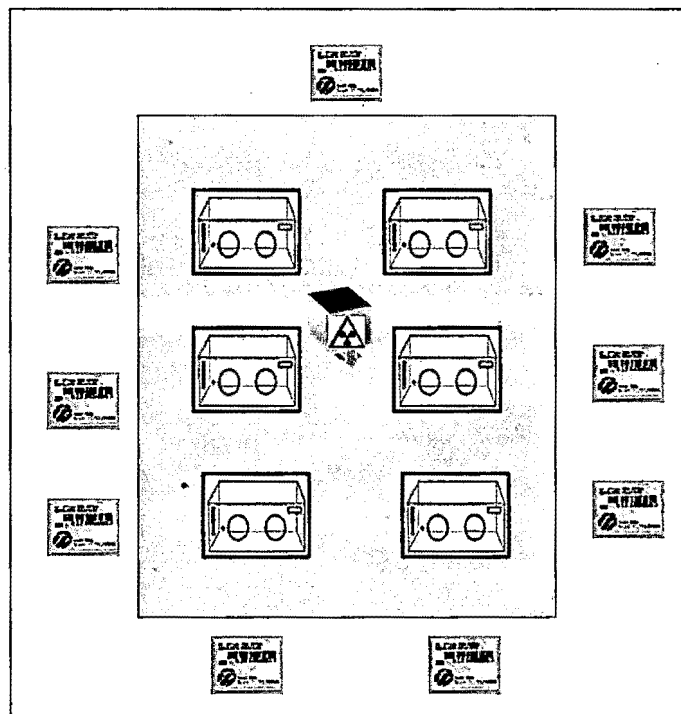
El diseño experimental para medir dosis utilizando dosimetría TLD fue desarrollado de dos formas el primero considerando las dimensiones de la sala de neonatología de la unidad de cuidados incentivos del Hospital Nacional Dos de Mayo.

- En el primer diseño que se consideró seis incubadoras simulando la misma cantidad que se encuentran en UCI (figura N° 4.1.) donde se utilizaron 20 dosímetros tipo TLD, y 18 se ubicaron en pares

consecutivos en las paredes del ambiente y los dosímetros restantes aplicaron a testigo y fondo.

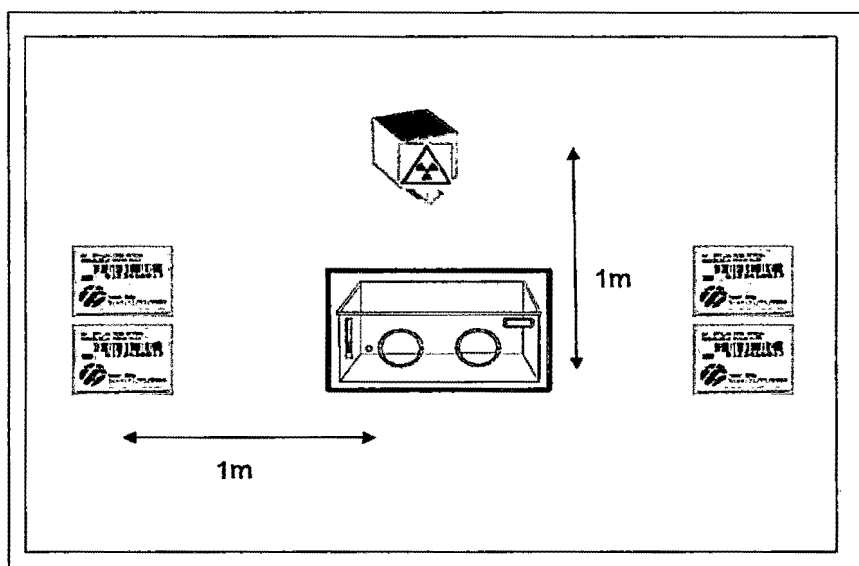
**FIGURA N° 4.1**

Primer diseño experimental, se colocaron dosímetros en pares fijos a las paredes de UCI



- Para el segundo diseño (figura N° 4.2), se considera un ambiente donde se encuentra una incubadora, dos pares de dosímetros a los lados laterales, separados 1m desde el centro del fantoma, un equipo de rayos X rodante para las pruebas a realizar siendo el mismo con el que realizan los exámenes, para este diseño se consideró un fantoma de agua en forma cilíndrica de 10cm de diámetro y 30 cm de longitud

**FIGURA N° 4.2.**  
Segundo diseño experimental

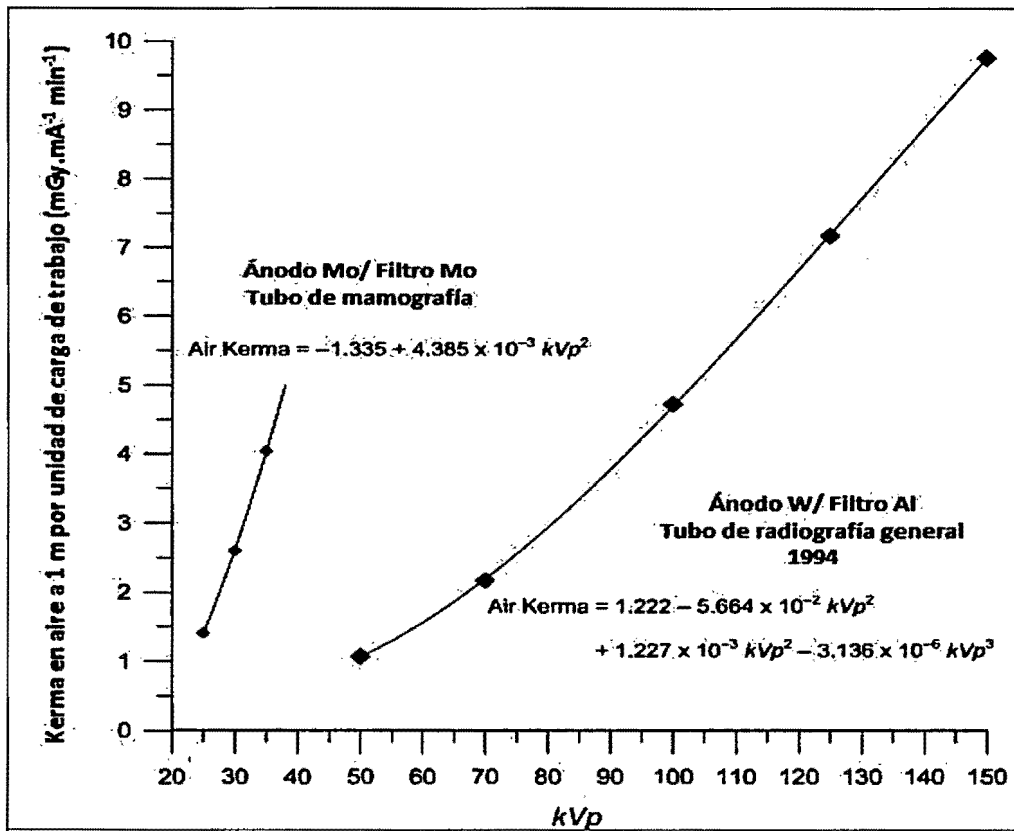


Para el primer diseño se preparó un formato donde se completan los parámetros ingresados por los operadores del equipo rodante de rayos X de la sala de UCI, este formato se encontraba en la misma sala UCI a la disposición de los operadores, para que se registren los parámetros de la técnica utilizada (kV, mAs, tamaño de campo, distancia tubo-paciente).

#### 4.1.2. Cálculo de dosis aplicando la Guía Técnica NCRP 147

Para la parte teórica se ha utilizado la recomendación de la guía técnica NCRP 147 “Blindajes para instalaciones de radiodiagnóstico”, donde considera el Kerma en aire por unidad de carga de trabajo (en  $\text{mGy mA}^{-1} \text{min}^{-1}$ ) a 1 m de la fuente de rayos X y operando a un potencial (kVp), dependerá de la tensión del generador, el material del ánodo, la filtración y el ángulo del ánodo ( figura N° 4.3.)

**FIGURA N° 4.3.**  
Kerma en aire del haz primario por unidad de carga de trabajo a un 1m  $K_w^1(kVp)$





Se muestra un haz de mamografía  $K_w^1(kVp)$  típico con filtro de molibdeno, un ánodo de molibdeno y está por debajo de los 35 kVp (figura N° 4.3.). Un haz de radiografía filtrado con aluminio, generado con un ánodo de tungsteno, un generador trifásico de 12 pulsos, que está sobre los 40 kVp.

Suponiendo que la carga de trabajo para este tubo de rayos X se conoce en función del potencial de operación  $[W(kVp)]$ . El Kerma en aire medido a 1m de la fuente sin atenuar, debido a la carga de trabajo de un tubo de radiografía a un potencial (kVp) de funcionamiento es:

$$K_p^1 = K_w^1(kVp)W(kVp) \quad (4.1)$$

Donde  $K_w^1$  es:

$$K_w^1 = 1.22 - 5.664 \times 10^{-2}kVp + 1.227 \times 10^{-3}kVp^2 - 3.136 \times 10^{-6}kVp^3 \quad (4.2)$$

Consideremos el haz primario de un tubo de rayos X que incide sobre en un paciente, a una distancia de 1 m, con un tamaño de campo de  $1 \text{ cm}^2$ , este tubo entrega un Kerma en aire  $K_p^1$  del haz primario a un potencial kVp.

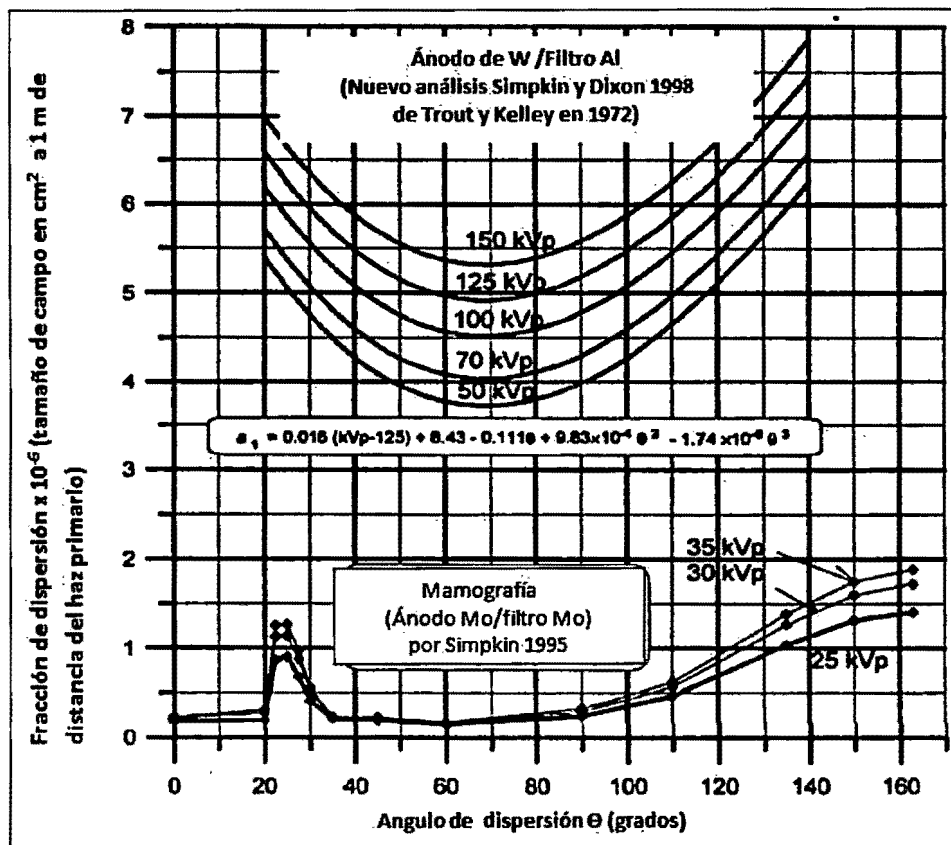
Por la definición de fracción de dispersión  $[a_1]$  (figura N° 4.4.), con un ángulo de dispersión  $\theta$ , el Kerma en aire sin blindaje a 1m del centro del paciente debido a la radiación dispersa es:

$$K_s(\theta, kVp) = K_p^1(kVp)a_1(\theta, kVp) \times 10^{-6} \quad (4.3)$$

$$a_1 = 0.016(kVp - 125) + 8.43 - 0.111 \times \theta + 9.83 \times 10^{-4} \times \theta^2 - 1.74 \times 10^{-6} \times \theta^3 \quad (4.4)$$

Para radiación dispersa a una distancia  $d_s$ , del centro del paciente, el kerma en aire por radiación dispersa es modificado en  $d_s^{-2}$ ; si el tamaño de campo del haz primario es F para una distancia  $d_F$ , entonces el tamaño de campo a una distancia  $d_F$  del receptor de imagen es  $Fd_F^{-2}$  [5].

**FIGURA N° 4.4.**  
Determinación de la fracción dispersión  $[a_1]$



En las imágenes de rayos X médico, es conveniente tomar  $F$  como el área del receptor de imagen y  $d_F$  la distancia entre la fuente- receptor de imagen (SID), así el Kerma en aire debido a radiación dispersa  $K_S(\theta, kVp)$  a una distancia  $d_S$  del paciente está dado por:

$$K_S(\theta, kVp) = \frac{K_P^1(kVp)a_1(\theta, kVp) \times 10^{-6} F}{d_S^2 d_F^2} \quad (4.5)$$

Para calcular la dosis recibida en entrada utilizamos la ecuación (4.1) y la ecuación (4.5) considerando los siguientes parámetros en las ecuaciones.

Dónde:

$K_P^1$  : Kerma en aire del haz primario

$K_S$  : Kerma en aire del haz dispersado

$K_W^1$  : Kerma en aire por unidad de carga de trabajo del haz primario

$a_1$  : Fracción de dispersión del haz primario

$F$  : Tamaño ( $\text{cm}^2$ )

$\theta$  : Angulo de dispersión

$d_S$  : Distancia al dosímetro

$d_F$  : Distancia al foco

#### **4.1.3. Estimación de dosis aplicando simulación Monte Carlo**

Para el trabajo se utilizó el código MCNP5 el cual está basado en el método de Monte Carlo. La elección de este código responde a la confiabilidad que brinda y por qué está orientado a estudiar el transporte de partículas subatómicas (electrones, protones y neutrones) así como también sus interacciones con la materia.

##### **4.1.3.a. MCNP5 y el método Monte Carlo**

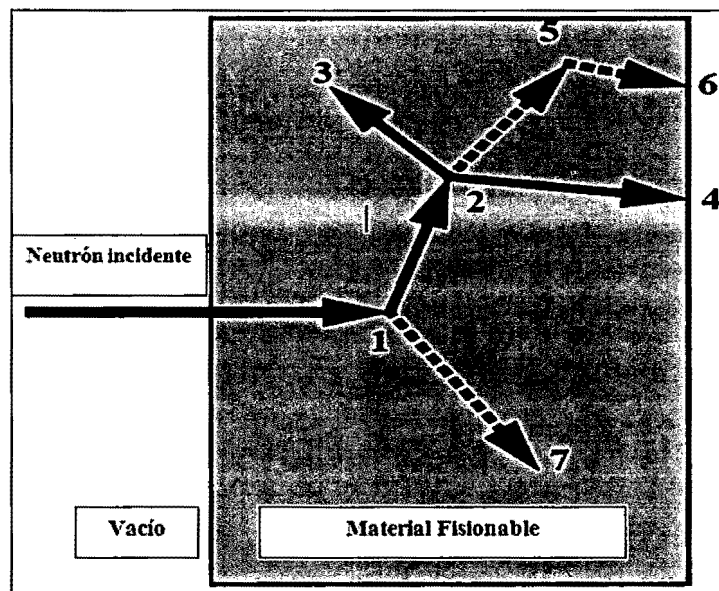
Los acontecimientos estudiados son estadísticamente probados para describir el fenómeno total. En general la simulación es realizada en una computadora porque el número de pruebas necesario para describir adecuadamente el fenómeno es usualmente muy grande. El proceso estadístico de muestreo se basa en la selección de los números aleatorios, análogo a tirar dados en un casino de juego, (el nombre de Monte Carlo se debe precisamente al de una población del principado de Mónaco, célebre por su casa de juegos), la técnica de Monte Carlo es preeminentemente realista (un experimento numérico). Se puede decir, en resumen que el método consiste en seguir a cada una de las muchas partículas de una fuente durante toda su trayectoria. Las distribuciones de probabilidad son obtenidas utilizando datos probados de transporte para determinar el resultado en cada paso de su trayectoria.

Se representa la historia aleatoria de un neutrón incidente en un material que puede representar la fisión (figura N° 4.5). Los números entre 0 y 1 son

seleccionados al azar y donde la interacción tiene lugar, basada en las reglas de las probabilidades de transporte.

**FIGURA N° 4.5.**

Representación del proceso de dispersión según el Método Monte Carlo.



Gobernando los procesos y materiales involucrados en este ejemplo particular, una colisión del neutrón ocurre de la siguiente manera:

En 1, el neutrón se dispersa en la dirección señalada, lo cual es seleccionado al azar de la distribución física de dispersión, para posterior análisis. En el acontecimiento 2, la fisión ocurre, dando como resultado la terminación del neutrón entrante y el nacimiento de dos neutrones y un fotón. El primer neutrón de fisión es capturado en el acontecimiento 3 y termina la relación. El neutrón puesto en el banco es ahora recuperado y por el muestreo aleatorio, las fugas fuera de la

tabla acaban en el acontecimiento 4. El fotón producido tiene una colisión en el acontecimiento 5 y se filtra fuera en el acontecimiento 6. El fotón restante generado en el acontecimiento 1 es ahora seguido con una captura en el acontecimiento 7. La historia del neutrón está ahora completa a medida que más y más historias son seguidas, el neutrón y las distribuciones del fotón se entienden mejor.

El registro de eventos

1. La dispersión del neutrón y la producción del fotón.
2. La fisión, el fotón y la producción de neutrones.
3. La captura del neutrón.
4. La fuga del neutrón.
5. La dispersión del fotón.
6. La fuga del fotón.
7. La captura del fotón.

#### **4.1.3.b. Método para el transporte de las radiaciones**

Para simular el transporte de la radiación en la materia con el método Monte Carlo [15] es necesaria la combinación básica de dos componentes:

- Las leyes físicas que describen el libre camino de la radiación y las interacciones de la radiación con la materia.
- Los números aleatorios uniformes sorteados en el intervalo de 0 a 1.

Una serie de eventos son generados consecutivamente, la partícula primaria es simulada a través de parámetros como el tipo de la partícula, su posición, energía y dirección de propagación. El tipo de interacción es escogido aleatoriamente considerando las probabilidades de ocurrencia estimadas por sus secciones de choque. Para el transporte de un fotón, por ejemplo, la relación del camino libre de la radiación X, entre dos interacciones seguidas es derivada de la ley de la atenuación:

$$X = -\frac{\text{Ln}(r)}{\mu_T(E)} \quad (4.6)$$

Donde  $\mu_T(E)$  es el coeficiente lineal de la atenuación en el tejido T, que depende de la composición atómica del material y de la energía E del fotón y r es un número aleatorio uniforme entre 0 y 1. La selección de un único número aleatorio r no tiene significancia física, mas al seleccionar con la ecuación anterior los caminos libres de la radiación para un gran número de fotones, se puede obtener aproximadamente los caminos libres de la radiación hecha por los fotones de un foco de rayos X atravesando la materia.

Considerando sólo los efectos fotoeléctricos y Compton la selección del tipo de interacción entre fotones y los átomos de la materia puede ser simulada de la siguiente manera:

Sean,  $\tau(E)$  y  $\sigma(E)$  los coeficientes de atenuación para los efectos Fotoeléctrico y Compton respectivamente, donde  $\tau(E) + \sigma(E) = \mu(E)$ . Las probabilidades que un efecto Fotoeléctrico ocurra es  $\tau(E)/\mu(E)$  y en el caso del efecto Compton  $\sigma(E)/\mu(E)$ . De tal manera que  $\tau(E)/\mu(E) + \sigma(E)/\mu(E) = 1$ . Por ejemplo, si  $\tau(E)/\mu$

$(E) = 0.3$  y  $\sigma(E)/\mu(E) = 0.7$ , y un número aleatorio el cual define la interacción, es menor que 0.3 el fotón realizará un efecto fotoeléctrico y si es mayor que 0.3 el fotón realizará un efecto Compton. Como resultado de aplicar muchos números aleatorios, en promedio 70% de los fotones realizará efecto Compton y 30% de los fotones realizará efecto fotoeléctrico para una energía E dada. De esta manera, la simulación de los fotones transportados en la materia es realizada entre los números aleatorios 0 y 1, aplicando alternativamente las fórmulas que describen el camino libre de la radiación que dependen del tipo de interacción. En este caso la dosis absorbida es igual al Kerma (K), debido a que en el transporte de los electrones secundarios, toda la energía transferida es depositada en el lugar de la interacción.

El ejemplo simplificado muestra el funcionamiento básico del método Monte Carlo, evidentemente en la práctica existen otros tipos de interacciones como la producción de pares o también la dispersión Rayleigh. Además, de esas interacciones los electrones secundarios liberados por los fotones en esas interacciones pueden crear nuevamente otros fotones (Bremsstrahlung). Y dependiendo de la energía inicial de los fotones, puede ser necesario considerar otras partículas como neutrones y protones. Por eso esta representación cuantitativa no cambia cualitativamente el principio del método Monte Carlo.

El cálculo Monte Carlo por partícula termina cuando esta sale de la región de interés o cuando su energía es menor que la energía de corte pre definida. Además, todas las partículas primarias serán procesadas y el código calcula las



dosis absorbidas en los volúmenes definidos y determina un coeficiente de variación, que puede ser considerado el error estadístico del resultado. Una de las características del método Monte Carlo es que ese error estadístico (R) es proporcional al inverso de la raíz cuadrada del número de historias (N), es decir:

$$R \propto \left( \frac{1}{\sqrt{N}} \right) \quad (4.7)$$

#### **4.1.3.c. Archivos de datos de entrada al código MCNP5**

Un archivo INPUT se caracteriza por presentar la siguiente estructura:

- Bloque de mensaje (opcional).
- Línea en blanco delimitante.
- Título del problema en la tarjeta.
- Tarjeta de celdas.
- Línea en blanco delimitante.
- Tarjeta de superficies.
- Línea en blanco delimitante.
- Tarjeta de datos.
- Línea en blanco delimitante.

Las líneas de entrada del archivo INPUT están limitadas a 80 columnas, teniendo en consideración que los caracteres alfabéticos pueden ser mayúsculas, minúsculas o una combinación de ambas. Con la entrada del \$ indicamos la culminación del ingreso de datos, el programa tomará como un comentario todo lo

que precede al signo \$. Las líneas en blanco en el programa son usadas como delimitadoras y como un terminador opcional. Las entradas usadas para ingresar los datos deberán estar separadas por espacios en blanco. Las tarjetas de comentarios se pueden usar en cualquier parte del archivo de INPUT entre el título del programa y antes de la línea opcional en blanco final. Las líneas de comentario deberán tener una letra C ubicado en algún lugar de las columnas, seguidas por al menos de un espacio en blanco y pueden ser de un total de 80 columnas de largo.

Los datos, así como las tarjetas de celdas, superficies deben comenzar en las cinco primeras columnas. El código MCNP5, realiza verificaciones del archivo INPUT para buscar posibles errores que el usuario hubiera cometido. De ser así y encontrar algún error en el archivo INPUT, debido a la omisión o especificación incorrecta de parámetros, el código MCNP5 terminará antes de transportar cualquier partícula.

#### **4.1.3.d. Tarjetas de celdas**

El primer valor ingresado es el número de celda y debe comenzar en las cinco primeras columnas. A continuación se ingresa el número de material de la celda, el cuál es arbitrariamente escogido por el usuario. Este material estará descrito por la especificación de los materiales a usarse dentro del programa. En caso que la celda estuviera vacía se colocará un cero para el número del material. La celda y el número de material no pueden exceder de cinco dígitos.

Seguidamente se debe ingresar la densidad del material en una celda. Una entrada con valor positivo es interpretada por el programa como una densidad atómica en unidades de  $1024 \text{ átomos/ cm}^3$ . Una entrada negativa es interpretada por el programa como una densidad de masa en unidades de  $\text{g/cm}^3$ . Si una celda estuviese vacía no se coloca ninguna densidad. Luego se deben ingresar los datos de la geometría dando una especificación completa en cada celda. Esto incluye una lista de superficies limitadoras de las celdas donde el signo indica el sentido de las regiones definidas por las superficies. Las regiones a definir en el programa pueden ser combinadas con la intersección Booleanas y operadores de unión. Un espacio en blanco indica una intersección y dos puntos indican una unión.

#### **4.1.3.e. Tarjetas de superficie**

El primer valor ingresado es el número de superficies [27]. La cual debe comenzar entre columnas de 1 a 5 y no debe exceder de 5 dígitos. Según el tipo de superficie a trabajar, se ingresará el tipo de ecuación que la describe.

En el presente trabajo utilizamos algunos de los siguientes tipos de superficies según el orden de las entradas de la tarjeta (tabla N°4.1)

**TABLA N° 4.1.**

Tipos de superficies usadas en la simulación.

<i>Clave</i>	<i>Tipo</i>	<i>Caso</i>	<i>Ecuación F(x,y,z)</i>	<i>Lista</i>
<i>P</i>	<i>Plano</i>	<i>General</i>	$Ax + By + Cz - D = 0$	<i>A B C</i> <i>D</i>
<i>PX</i>		<i>Normal a X</i>	$x - D = 0$	<i>D</i>
<i>PY</i>		<i>Normal a Y</i>	$y - D = 0$	<i>D</i>
<i>PZ</i>		<i>Normal a Z</i>	$z - D = 0$	<i>D</i>
<i>SO</i>	<i>Esfera</i>	<i>Centro en Origen</i>	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	<i>R</i>
<i>S</i>		<i>General</i>	$(x-a)^2 + (y-b)^2 + (z-c)^2 - R^2 = 0$	<i>a b c</i> <i>R</i>
<i>SX</i>		<i>Centro en X</i>	$(x-a)^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	<i>a R</i>
<i>SY</i>		<i>Centro en Y</i>	$x^2 + (y-b)^2 + z^2 - R^2 = 0$	<i>b R</i>
<i>SZ</i>		<i>Centro en Z</i>	$x^2 + y^2 + (z-c)^2 - R^2 = 0$	<i>c R</i>
<i>C/X</i>	<i>Cilindro</i>	<i>Paralelo a X</i>	$(y-b)^2 + (z-c)^2 - R^2 = 0$	<i>b c R</i>
<i>C/Y</i>		<i>Paralelo a Y</i>	$(x-a)^2 + (z-c)^2 - R^2 = 0$	<i>a c R</i>
<i>C/Z</i>		<i>Paralelo a Z</i>	$(x-a)^2 + (y-b)^2 - R^2 = 0$	<i>a b R</i>
<i>CX</i>		<i>Eje en X</i>	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	<i>R</i>
<i>CY</i>		<i>Eje en Y</i>	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	<i>R</i>
<i>CZ</i>		<i>Eje en Z</i>	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	<i>R</i>
<i>RPP</i>	<i>Paralelepípedo</i>		<i>Xmin Xmax Ymin Y max Zmin</i> <i>Zmax</i>	
<i>RCC</i>	<i>Cilindro</i>		<i>Vx Vy Vz Hx Hy Hz R</i>	

**TABLA N° 4.2.**

Tipos de celdas usadas en la simulación

<i>Operación</i>	<i>Conjunto</i>	<i># Celda</i>	<i># Superficie</i>	
<i>Intersección</i>	$A \cap B$	1	-1 -2	
<i>Unión</i>	$A \cup B$	2	-1:-2	
<i>Mixto</i>	$(A \cup B) \cap C$	3	(-1:-2)-3	
<i>Complemento</i>	$(A \cap B)^c$	4	#1	<i>Se refiere a la Celda 1</i>
		4	1:2	
<i>Complemento</i>	$(A \cup B)^c$	5	#2	<i>Se refiere a la Celda 2</i>
		5	1. 2	

#### 4.1.3.f. Tarjeta de datos

La definición de datos para MCNP5 sigue a la segunda línea en blanco delimitadora o tercera línea en blanco si hay bloque de mensaje. El nombre de la tarjeta es la primera entrada y debe comenzar en las cinco primeras columnas. La siguiente entrada requerida, está separada por uno o más espacios en blanco.

Categoría de entrada de los datos:

#### Nombres en la tarjeta MCNP5

<b>Modo (Identificación)</b>	<b>Modo (codificación)</b>
Parámetros de celda y superficie	IMP: P
Especificación de la fuente	SDEF
Especificación de salida	Fn, En
Especificación del material	Mn
Corte del problema	NP

#### 4.1.3.g. Tarjeta de modo

El usuario puede ejecutar el código MCNP5 para modos diferentes:

<b>Modo</b>	<b>Transporte</b>
N	Sólo neutrones
N P	Neutrones y fotones inducidos por neutrones
P	Sólo fotones
E	Sólo electrones
P E	Fotones y electrones inducidos por los fotones
N P E	Neutrones, fotones y electrones inducidos por neutrones.

#### 4.1.3.h. Tarjeta de parámetros de celdas y superficies

En la mayoría de casos estas tarjetas definen valores de los parámetros de celdas. Las entradas corresponden para las tarjetas celdas o superficies que aparecen en el archivo de INP. En esta entrada se introduce la tarjeta con el símbolo IMP seguido de dos puntos (:) y posteriormente la letra N, P o E, para neutrones, fotones o electrones, respectivamente. Es decir, IMP: N o IMP: P o IMP: E.

#### 4.1.3.i. Tarjeta de especificación de la fuente

La entrada para definir la tarjeta fuente SDEF es uno de los cuatros métodos disponibles para definir la salida de partículas.

La tarjeta SDEF permite definir los parámetros básicos de la fuente, algunos de estos parámetros son:

P O S = XYZ.

C E L = Número de la celda de salida de las partículas.

E R G = Energía de salida.

W G T = Peso de salida.

T M E = Tiempo.

P A R = Tipo de partícula de la fuente.

El código MCNP5 determinará el número de celdas de partidas para una fuente puntual isotrópica, así la entrada CEL no será necesaria. La dirección de salida de las partículas es isotrópica por defecto.

#### 4.1.3.j. Tarjeta de especificación de salida

El código MCNP5, utiliza la tarjeta de salida para especificar el tipo de información que se requiere, por ejemplo, la corriente a través de una superficie, el flujo en un punto dado, etc. El usuario puede solicitar esa información con una o más entradas. Así tendremos:

<b>Comando de salida</b>	<b>Descripción</b>
F1: N o F1: P o F1: E	Corriente a través de la superficie.
F2: N o F2: P o F2: E	Flujo a través de la superficie.
F4: N o F4: P o F4: E	Longitud de traza del flujo en una celda.

F5: N o F5: P	Flujo en un punto.
F6: N o F6: N, P o F6: P	Longitud de traza de la energía depositada.
F7: N	Longitud de traza de la energía de fisión depositada.
F8: P o F8: P, E o F8: E	Distribución de energía de los pulsos creados en un detector.

El usuario podrá identificar las salidas por los tipos de partículas y salidas de información propiamente dichas. Las salidas de información están dadas por números 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, o incrementos de 10 en adelante, éstas celdas son dadas por designadores de partículas: N, P, E (N, P sólo en el caso de las salidas de información tipo F6 y P, E sólo para el tipo F8).

#### **4.1.3.k. Especificaciones de los materiales**

En esta sección del programa, el usuario puede especificar tanto la composición isotrópica de los materiales, así como también las evaluaciones de la sección eficaz que serán usados en las celdas. Por ejemplo, la tarjeta material Mn se usa para especificar todas las celdas que contienen “m” material, teniendo en cuenta que “m” no puede exceder de cinco dígitos.

La tarjeta material Mn corresponde al número del material en la tarjeta celda. Los pares consecutivos de entradas en la tarjeta material consisten en el número de identificación (ZAID) del elemento constituyente o isótopo seguido por la fracción atómica (o fracción en peso si la entrada es un número negativo) del



elemento o nucleído. Se requiere definir todos los elementos y nucleídos de las celdas.

Los números de identificación del nucleído son utilizados para identificar al elemento o nucleído deseado. Una forma del número es, por ejemplo:

ZZZAAAnnX, donde:

ZZZ es el número atómico del elemento,

AAA es el número de masa del nucleído,

nn es el identificador de evaluación de la sección eficaz, si hay un blanco o un cero se usará una evaluación de la sección eficaz por defecto,

X es el tipo de dato, que puede ser: C si es la energía continua; D si es una reacción discreta; T si es térmica, Y si es dosimétrica; P si es un fotón, E si es un electrón y M si es un multigrupo.

En esta sección la fracción de nucleído puede ser normalizada o dejarse sin normalizar. Por ejemplo, si el material fuera H<sub>2</sub>O las fracciones deberían ingresarse como 0.6667 y 0.333 o como 2 y 1 para H y O, respectivamente. Si las fracciones son ingresadas con signo negativo, entonces serán fracciones en peso, de otra manera serán fracciones atómicas.

#### **4.1.3. 1. Ejecución y el ploteo en el código MCNP5**

El usuario deberá tener un claro conocimiento del uso de la línea de ejecución, para ello se tendrá en cuenta lo siguiente:

El código MCNP5 utiliza varios archivos para la entrada y salida. Los nombres de los archivos no pueden tener más de ocho caracteres. El archivo INP debe estar presente como un archivo local. El código MCNP5, creará los archivos OUTP y RUNTPE. A continuación mostraremos algunos de los archivos [27].

<b>Nombre del archivo predefinido</b>	<b>Descripción</b>
<b>INP</b>	Archivo de entrada.
<b>OUTP</b>	Archivo de salida binario.
<b>RUNTPE</b>	Archivo binario de reinicio.
<b>XSDIR</b>	Directorio sección eficaz.

#### **4.1.3.m. Editor VISED del código MCNP5**

El editor visual permite al usuario configurar fácilmente y modificar el punto de vista de la geometría de MCNP y determinar la información del modelo directamente desde la ventana de dibujo. El editor visual también permite al usuario crear un archivo de entrada interactiva con la ayuda de dos o más secciones transversales dinámicas del modelo. Una amplia selección de opciones de menú permite la entrada rápida de la información y la visualización inmediata de la geometría y otro tipo de información se está creando. La versión actual del

Editor de Visual sólo se ejecuta en plataformas Windows. Las versiones más antiguas de la ejecución de código en los sistemas Linux y UNIX, sin embargo, el código actual no ha sido actualizado en estos sistemas

#### **4.2. Diseño de la Investigación**

Es un diseño experimental donde la información obtenida fue en base de registros completados por los tecnólogos y registros entregados por el departamento de estadística del Hospital, que corresponden a la unidad de cuidados intensivos.

#### **4.3. Población y Muestra.**

##### **4.3.1. Población**

La población está constituida por neonatos del departamento de pediatría del Hospital Nacional Dos de Mayo.

##### **4.3.2. Muestra**

El departamento de estadística del Hospital brindó un registro de 4 meses donde se muestra la cantidad de exámenes radiográficos realizados en cada mes (tabla N° 5.3), se consideró a cinco neonatos de referencia debido a la frecuencia de exámenes realizados del recién nacido en UCI (tabla.N°.5.4).

#### **4.4. Técnicas e instrumentación de recolección de datos.**

La recolección de la información se realizó a través de registros entregados a los profesionales (tecnólogos y técnicos) asignados a la unidad de pediatría que se encuentran trabajando en el Departamento de Radiología del Hospital Nacional Dos de Mayo, lo que permitió exponer el objetivo del estudio; también se analizó un registro entregado por el departamento de estadística del Hospital , donde se muestra la cantidad de exámenes realizados en la unidad de cuidados intensivos en cuatro meses y las técnicas aplicadas en cada examen radiográfico a los recién nacidos.

#### **4.5. Procedimientos de recolección de datos**

La recolección de datos se realizó de la siguiente manera , el trabajo de investigación se presentó previamente al departamento de Seguridad Radiológica y Física Medica, donde se expuso el propósito de la investigación y como se llevaría a cabo, esto con el objetivo de tener el visto bueno y la autorización para recopilar los datos, una vez obtenido el permiso, nos presentamos al departamento de pediatría, donde se conversó con la jefa de la unidad para las facilidades de ingreso a la unidad de cuidados intensivos de neonatos del hospital, para la recopilación de datos en días factibles por recomendación de ella.

Posteriormente se presentó con los tecnólogos y técnicos asignados al departamento de pediatría un registro, donde se completarían los parámetros utilizados en los exámenes radiográficos aplicados en los recién nacidos, este registro se asignó a la unidad de cuidados intensivos y estuvo a disposición del personal encargado de los exámenes un mes. También se solicitó información del departamento de estadística y nos presentó un registro de datos de exámenes realizados en cuatro meses y las técnicas utilizadas en cada examen. Dado que la recolección de datos fue por registro, se cercioró que los datos fueran representativos del universo.

#### **4.6. Procesamiento estadístico y análisis de datos.**

Después de obtenida la información, hacer el vaciado de datos (pues ello permitió revisar el diseño de investigación, esencialmente las variables y su nivel de medición y los instrumentos.), quienes indicaron como fue el comportamiento de las variables a estudiar y dieron los resultados de la investigación.

No se realizó procesamiento estadístico, la información recolectada es presentada en tablas simples por medio de la utilización de los programas como Microsoft Excel para que así pudieran mostrar los parámetros de estudio e ilustrar de forma clara los resultados obtenidos a través de la investigación realizada para su correspondiente análisis final, con el propósito de conocer las condiciones de protección radiológica en la unidad de cuidados intensivos del Hospital Nacional Dos de Mayo y poder emitir juicios de valor acerca de los resultados encontrados.

# CAPITULO V

## RESULTADOS

### 5.1. Tablas de datos informativos

El equipo que fue utilizado para las pruebas fue un equipo tipo rodante (tabla 5.1.). Para los parámetros de kV, mAs y el tamaño de campo, se considera lo declarado por el personal operador del equipo, completando un formato diseñado para registrar los parámetros de operación del equipo, específicamente el kV, mAs y tamaño de campo. La distancia entre paciente - paciente, se considera a la separación entre los centros de las incubadoras (tabla 5.2.)

TABLA N°5.1.

Descripción del equipo utilizado en UCI para las pruebas.

<i>Descripción</i>	<i>Generador</i>	<i>Tubo RX</i>
<i>Marca</i>	PHILIPS	TECHNIX
<i>Modelo</i>	PRACTIX 160	X220.8
<i>N° Serie</i>	P3-796	13H160
<i>kV Máximo</i>	125	125
<i>mA Máximo</i>	200	200
<i>Filtración</i>	-----	0.7 mmAl-80kV
<i>Punto Focal</i>	-----	0.8 mm
<i>Antigüedad</i>	Marzo 2008	-----
<i>Exactitud (%)</i>	-----	3.97
<i>Tiempo de exposición (%)</i>	-----	-5.71

**TABLA N° 5.2.**

Parámetros de operación en UCI

<i>Parámetros</i>	<i>Valor min.</i>	<i>Valor máx.</i>	<i>Valor medio</i>
<i>kV</i>	50	54	52
<i>mAs</i>	2	4	2.93
<i>Distancia (cm)</i>	150	390	199.85
<i>Paciente –Paciente</i>			
<i>Tamaño de campo (F)</i>	18x24	24x24	21x24

Al área de estadística del hospital, se solicitó datos referente a la cantidad de exámenes radiográficos, realizados a lo largo de 4 meses en neonatología, analizando los datos se seleccionó a 5 pacientes (neonatos) como referencia teniendo en cuenta la cantidad de exámenes realizados durante su estancia en UCI, y se asigna a cada paciente un código: P1, P2, P3, P4, P5, esto se realiza con el objetivo de calcular la dosis acumulada del paciente durante su estancia en UCI. Además considerando los 4 meses evaluados, se asigna a cada mes un código: M1, M2, M3, M4.

Se observaron los exámenes realizados mensualmente y en promedio cuantos exámenes se realizaban a diario en la sala de UCI (tabla N° 5.3.)

Se consideraron los días de estancia en neonatología y los días de estancia en UCI (tabla N° 5.4.), además los exámenes radiográficos de los pacientes durante su estancia en UCI.

**TABLA N° 5.3.**

Numero de exámenes realizados a neonatos

<i>Mes</i>	<i>Exámenes/mes</i>	$\bar{X}$ ( <i>exámenes/día</i> )
M1	40	2
M2	60	2
M3	84	3
M4	63	2

**TABLA N°5.4.**

Estancia de Neonatos en el hospital, UCI

<i>Pacientes</i>	<i>Estancia en Neonatología (días)</i>	<i>Estancia en UCI (días)</i>	<i>Exámenes en UCI</i>
P1	52	13	20
P2	37	8	13
P3	34	10	7
P4	25	10	6
P5	8	6	2

**5.2. Resultados de métodos desarrollados**

A continuación se presentan los resultados obtenidos de aplicar los tres métodos para estimar las dosis de entrada en superficie de la piel para radiación directa y radiación dispersa y dosis absorbida, que será la tipo Hp(10), que fue medida utilizando dosimetría TLD, para nuestra experiencia en examen de tórax a neonatos



### **5.2.1. Resultados aplicando dosimetría TLD**

El primer diseño experimental (figura N° 4.1.), se planteó de acuerdo a la disposición geométrica de la sala de UCI, y respecto a la ubicación de las incubadoras se colocaron los dosímetros, para la primera lectura permanecieron los dosímetros durante 18 días y para la segunda lectura se trata de acrecentar los resultados optando por 21 días de permanencia en UCI.

Los resultados obtenidos para la primera lectura y segunda lectura (tabla N° 5.5), no presentan dosis relevantes y significativas al nivel de registro (0.1 mSv/mes), asimismo la dificultad que implica el acceso constante a la sala de UCI por ser de acceso restringido y el apoyo por parte del personal operador debido a la carga de trabajo, son las razones principales porque se planteó el segundo diseño experimental, para los cálculos de dosis referencia, siendo indispensable resaltar que la incertidumbre de las lecturas entregadas por los dosímetros TLD se encuentran dentro del 10% del valor medido.

**TABLA N° 5.5.**

Dosis en la sala de UCI, según el primer diseño experimental

<i>Lecturas (mSv)</i>	<i>1°</i>		<i>2°</i>		
	<b>TLD</b>	<b>Hp(10)</b>	<b>Hp(0.07)</b>	<b>Hp(10)</b>	<b>Hp(0.07)</b>
1		0	0	0.02	0.02
2		0	0	0.01	0.01
3		0	0	0.02	0.02
4		0	0	0.01	0.01
5		0	0	0.03	0.03
6		0	0	0	0
7		0	0	0.02	0.02
8		0	0	0	0
9		0	0	0	0
10		0	0	0	0
11		0	0	0	0
12		0	0	0.01	0.01
13		0	0	0	0
14		0.02	0.02	0.03	0.03
15		0	0	0.03	0.03
16		0.01	0.04	0.02	0.02
17		0	0	0	0
18		0	0	0	0

Para las siguientes pruebas se aplicó el segundo diseño experimental (figura N° 4.2.) donde se mide dosis directa utilizando un dosímetro en el centro del fantoma y para la dosis dispersa se colocaron dosímetros a los lados laterales 1m de la incubadora, utilizando un tamaño de campo de 24x24 cm<sup>2</sup>.

Para las primeras lecturas, los disparos realizados con el equipo utilizando  $kV = 50$ ,  $mAs = 4$ , fueron cinco, que dividiendo el resultado obtenido entre la cantidad de disparos, resulta el valor de la dosis por examen realizado.

En los parámetros de  $kV = 52$ ,  $mAs = 2.8$  y  $kV = 54$ ,  $mAs = 2$ , los disparos realizados fueron 10, debido a la baja carga administrada y para mejorar la lectura de dosis, luego se divide el resultado entre la cantidad de disparos obteniendo el valor de la dosis por examen realizado.

Todos los disparos se realizaron utilizando la misma técnica y el mismo equipo rodante asignado al área de UCI, pero en diferentes fechas debido a la carga de trabajo del equipo; las disposiciones de tiempo del personal operador y el ambiente donde se pueda realizar las exposiciones.

Según reporta la empresa proveedora del servicio de dosimetría, la incertidumbre de lectura es del 10 %. Se reportan las lecturas de dosis directa por examen (tabla N°5.6; tabla N°5.7; tabla N°5.8) obtenidas de acuerdo al segundo diseño experimental y aplicando los diferentes parámetros de operación especificados en el título de cada tabla. Se reportan las dosis dispersa (Tabla N° 5.9) evaluadas también a 1m del centro del fantoma, reportándose el promedio por examen de cada parámetro

**TABLA N° 5.6.**

Dosis directa determinada para  $kV = 50$ ,  $mAs = 4$

	<i>Dosis/examen (mSv)</i>	
	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>
	0.094	0.16
	0.088	0.124
	0.084	0.12
	0.087	0.11
	0.080	0.10
Promedio	<b>0.087 ± 10%</b>	<b>0.12 ± 10%</b>
<i>Desviación estándar</i>	0.0046	0.0204

**TABLA N° 5.7.**  
Dosis directa determinada para kV = 52, mAs = 2.8

<i>Dosis/examen (mSv)</i>		
	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>
	0.040	0.064
	0.035	0.057
	0.032	0.054
	0.031	0.052
	0.030	0.050
<i>Promedio</i>	<b>0.034 ± 10%</b>	<b>0.06 ± 10%</b>
<i>Desviación estándar</i>	<b>0.0036</b>	<b>0.0049</b>

**TABLA N° 5.8.**  
Dosis directa determinada para kV = 54, mAs = 2

<i>Dosis/examen (mSv)</i>		
	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>
	0.032	0.046
	0.035	0.050
	0.030	0.040
	0.038	0.059
	0.040	0.061
<i>Promedio</i>	<b>0.035 ± 10%</b>	<b>0.05 ± 10%</b>
<i>Desviación Estándar</i>	<b>0.0037</b>	<b>0.0079</b>

**TABLA N° 5.9.**  
Dosis dispersa promedio por examen aplicando el segundo diseño experimental a 1m de la incubadora, con una incertidumbre del 10 %

<i>Factores</i>	<i>Dosis /examen(μSv)</i>	
	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>
<i>kV = 50 ; mAs = 4</i>	3.3	3.5
<i>kV = 52 ; mAs = 2.8</i>	0.4	0.5
<i>kV = 54 ; mAs = 2</i>	0.38	0.37

Si consideramos los resultados obtenidos (tabla N° 5.4), se puede calcular cuanta dosis recibiría cada paciente, si para todos los exámenes realizados se aplicarían los parámetros indicados en la Tabla N°5.10, es decir la misma técnica radiográfica

**Tabla N° 5.10.**

Dosis total en los pacientes seleccionados de acuerdo a la tabla N° 5.4

<b>DISTRIBUCIÓN DE DOSIS TOTAL EN LOS PACIENTES (mSv)</b>						
<b>Pacientes</b>	<i>kV= 50, mAs= 4</i>		<i>kV = 52, mAs = 2.8</i>		<i>kV = 54, mAs = 2</i>	
	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>	<i>Hp(10)</i>	<i>Hp(0.07)</i>
<b>P1</b>	1.73	2.46	0.70	1.11	0.68	1.02
<b>P2</b>	1.13	1.60	0.45	0.72	0.44	0.67
<b>P3</b>	0.61	0.86	0.24	0.39	0.24	0.36
<b>P4</b>	0.52	0.74	0.21	0.33	0.20	0.31
<b>P5</b>	0.17	0.25	0.07	0.11	0.07	0.10

### 5.2.2. Resultados aplicando la guía técnica NCRP 147

Los datos de dosis obtenidos resultan de aplicar las ecuaciones, según la recomendaciones indicadas en la guía técnica NCRP 147, considerando los parámetros de la técnica aplicada para tórax y además los siguientes valores que son variables de las ecuaciones que propone la guía técnica.

Datos a considerar para el cálculo de dosis:

$K_p^1$  : Kerma en aire del haz primario

$K_s$  : Kerma en aire del haz dispersado

$F$  : 24x24 (cm<sup>2</sup>)

$\theta$  : 90°

$d_s$  : 0.9 m para dosis directa

$d_s$  : 1m para dosis dispersa

$d_F$  : 1m

Aplicando la condición de equilibrio electrónico se cumple que bajo esta hipótesis, la dosis absorbida es numéricamente igual al kerma (tabla N°5.11; tabla N° 5.12) por lo tanto los resultados se muestran como dosis, considerando la equivalencia de que 1Gy es numéricamente igual a 1Sv (solo rayos X , gamma y electrones) pero tienen diferente interpretación, se utilizan unidades en mSv y  $\mu$ Sv.

**TABLA N° 5.11.**

Calculo de dosis directa a 0.9 m del fantoma

<i>Factores</i>	<i>Dosis/examen(<math>\mu</math>Gv)</i>
	<i>Directa (<math>K_p^1</math>)</i>
kV = 50 ; mAs = 4	87.7
kV = 52 ; mAs = 2.8	66.5
kV = 54 ; mAs = 2	51.3

**TABLA N° 5.12.**

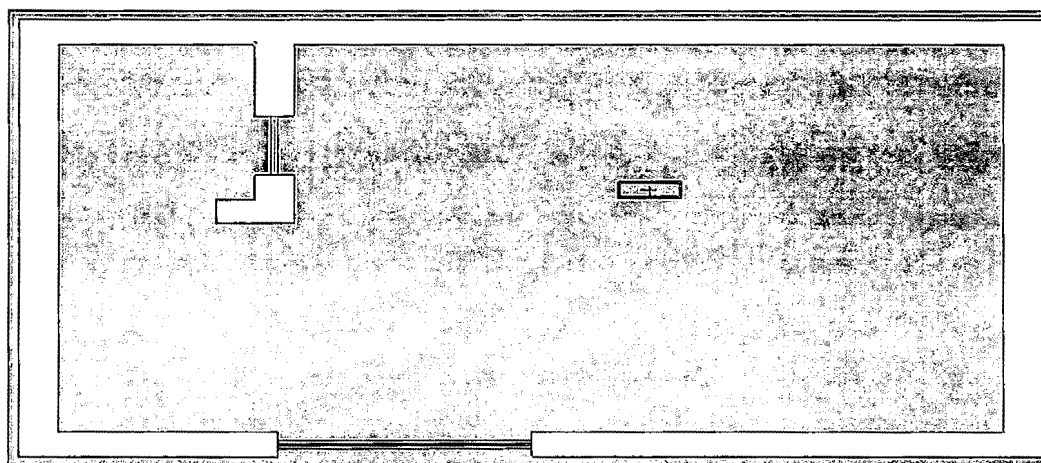
Calculo de dosis dispersa a 1 m del fantoma

<i>Factores</i>	<i>Dosis/examen(<math>\mu</math>Gv)</i>
	<i>Dispersa (Ks)</i>
kV = 50 ; mAs = 4	0.2
kV = 52 ; mAs = 2.8	0.15
kV = 54 ; mAs = 2	0.1

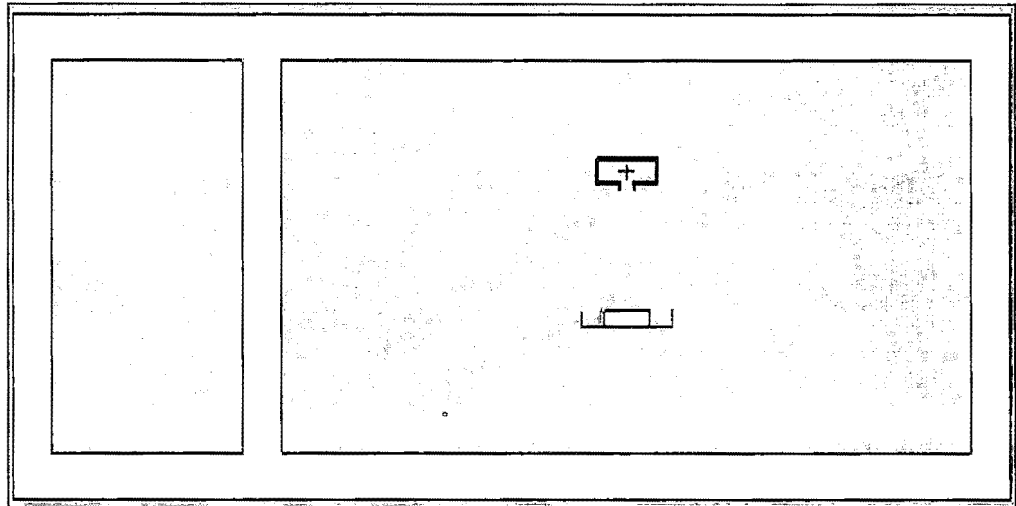
### 5.2.3. Resultados aplicando el método de simulación Monte Carlo

Esta tesis de investigación trabajó el método de simulación utilizando el código MCNP5, basado en el método Monte Carlo, presentamos las diferentes vistas de cortes en los planos indicados (figura N°5.1; figura N°5.2; figura N°5.3) de la sala de rayos X en UCI diseñada para la simulación.

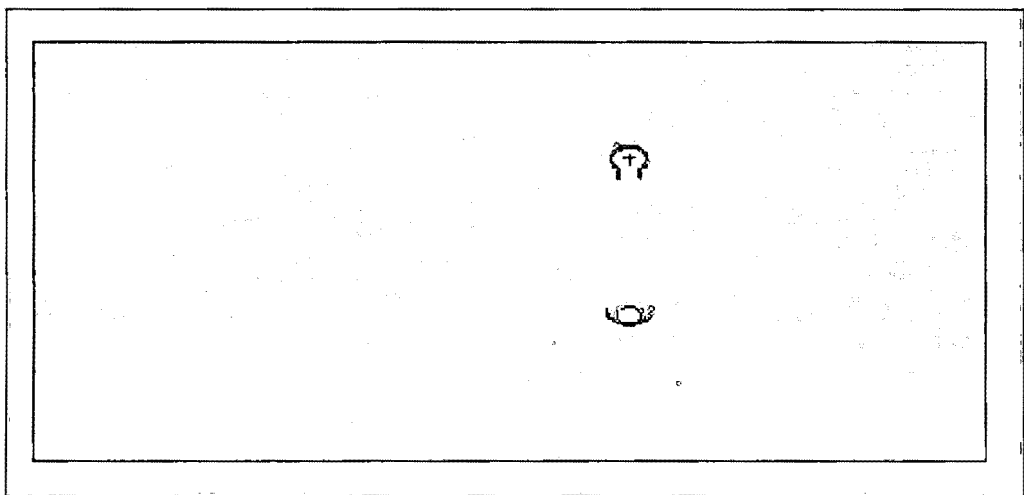
**FIGURA N° 5.1.**  
Ambiente en el plano XY



**FIGURA N° 5.2.**  
Ambiente en el plano XZ



**FIGURA N° 5.3.**  
Ambiente en el plano YZ





Se muestra los valores considerados para el cálculo (tabla N°5.13), donde se utilizó solo un espectro de energía para 50 kVp, y se varió la carga de operación, además la fluencia según la guía del espectro de energía está calculada a 0.75 m, en esas condiciones aplicamos la ley de la inversa de los cuadrados de las distancias para obtener la dosis absorbida a 0.9 m que es la ubicación del dosímetro en la superficie del fantoma y para el caso de los dosímetros que median dosis dispersa se ubicaron a 1 m del centro del fantoma

**TABLA N° 5.13.**

Datos del espectro de energía y tamaño de campo

<i>Flujo a 0.75m</i>	$9.03 \times 10^5$ (fotones/mAs.mm <sup>2</sup> )
<i>Tensión</i>	50 kV
<i>Filtración</i>	2.5 mmAl
<i>Tamaño de campo (F)</i>	57600 mm <sup>2</sup>

Los resultados obtenidos (tabla N° 5.14, tabla N°5.15) se calcularon aplicando el tally F5 y FM5, para un dosímetro de radio 0.1cm, además se consideró la dosis que recibe por examen evaluada a 90 cm del tubo de rayos X. Para la tabla N° 5.16, se evaluó a 91 cm del tubo de rayos X para medir dosis en profundidad.

**TABLA N° 5.14.**

Resultados de dosis directa en la superficie entrada de la piel

<i>FACTORES</i>	<i>Dosis/examen(μGy)</i>	
	<i>Directa(Kp)</i>	<i>Incertidumbre</i>
<i>kV = 50 ; mAs = 4</i>	107.19	±0.57
<i>kV = 50 ; mAs = 2.8</i>	75.03	±0.40
<i>kV = 50 ; mAs = 2</i>	53.60	±0.28

**TABLA N° 5.15.**

Resultados de dosis dispersa en la superficie entrada de la piel

<i>Factores</i>	<i>Dosis/examen(μGy)</i>	
	<i>Dispersa (Ks)</i>	<i>Incertidumbre</i>
<i>kV = 50 ; mAs = 4</i>	0.46	±1.42E-03
<i>kV = 50 ; mAs = 2.8</i>	0.32	±9.91E-04
<i>kV = 50 ; mAs = 2</i>	0.23	±7.08E-04

**TABLA N° 5.16.**

Resultados de dosis directa en profundidad

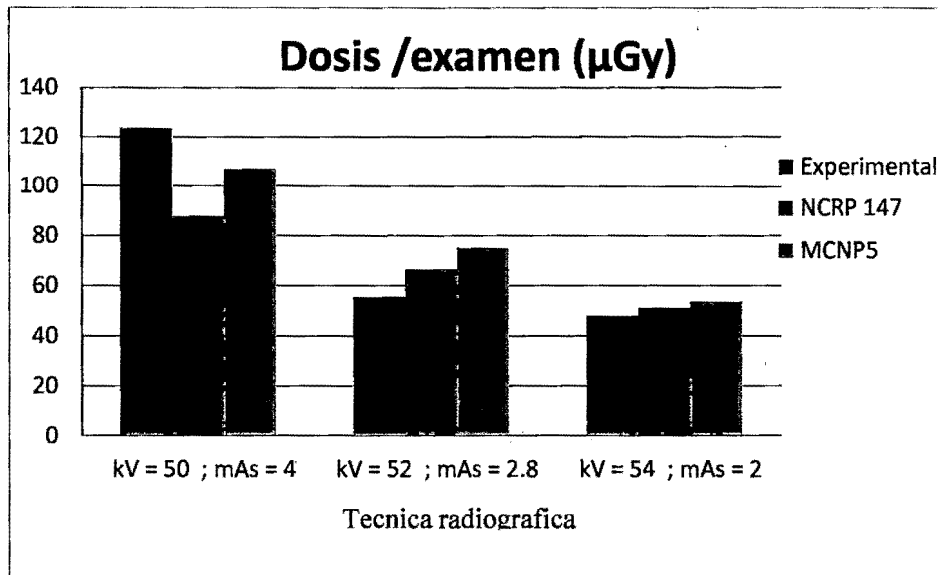
<i>Factores</i>	<i>Dosis/examen(μGy)</i>	
	<i>Directa (Kp)</i>	<i>Incertidumbre</i>
<i>kV = 50 ; mAs = 4</i>	73.15	±0.68
<i>kV = 50 ; mAs = 2.8</i>	51.2	±0.48
<i>kV = 50 ; mAs = 2</i>	36.57	±0.34

Para realizar el cuadro comparativo (grafico N°5.1) se consideró en los resultados del método experimental donde se utilizó dosimetría TLD la dosis medida a 0.07 mm de profundidad [ $H_p(0.07)$ ], porque la dosis estimada aplicando simulación Monte Carlo con el código MCNP5 y la dosis calculada con guía técnica NCRP 147 son dosis en superficie de entrada es decir dosis en la superficie de la piel

El grafico N° 5.1 está basado en las dosis de la superficie de entrada de la piel para una prueba radiográfica; muestra el comportamiento de las dosis evaluadas en los diferentes métodos trabajados, es importante resaltar que para el método de simulación solo se utilizó un espectro de energía (tabla N° 5.13) y la estimación de la dosis en superficie de entrada fue respecto a la variación de la carga aplicada en cada examen radiográfico de la misma forma (grafico N° 5.2) muestra el comportamiento de la dosis en profundidad para método dosimetría TLD sería  $H_p(10)$  y para MCNP5 sería a 1cm de profundidad del fantoma

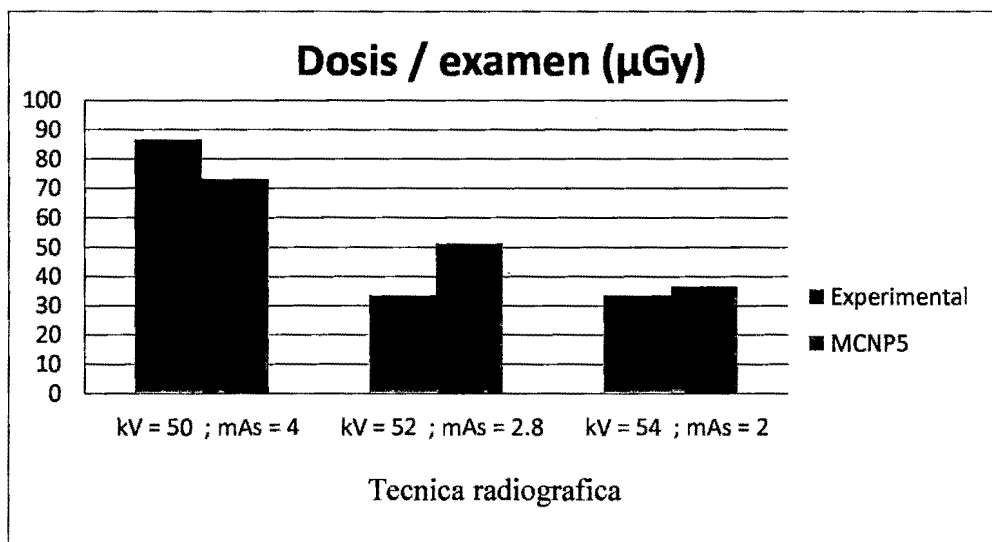
**GRAFICO N°5.1.**

Cuadro comparativo de dosis /examen en superficie de entrada de la piel para los tres métodos desarrollados



**GRAFICO N°5.2.**

Cuadro comparativo de dosis /examen en profundidad para dos métodos aplicados



## CAPITULO VI

### DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La dosimetría en radiodiagnóstico de recién nacidos presenta dificultades importantes, debido a las condiciones en las que se practican las exploraciones. Estas condiciones se refieren a los siguientes aspectos:

- Su situación clínica suele ser crítica.
- Requieren cuidados por personal experto de forma permanente
- Se encuentran en áreas especiales de hospitalización (UCI)
- Dependen de equipos técnicos sofisticados, incubadora, bombas de infusión, electrocardiógrafos, respiradores, etc.
- Las actualizaciones radiográficas no son programadas. Es habitual que se soliciten con carácter urgente para decidir o confirmar la actitud terapéutica.
- La distancia entre incubadoras suele ser pequeña, en nuestro caso se encontraron distancias mínimas de 150 cm, razón a considerar la radiación dispersa que reciben los niños que se encuentran cercanos.
- Las exploraciones radiológicas se realizan con equipos portátiles, que con frecuencia son diferentes de una ocasión a otra en función de la disponibilidad.

## 6.1. Contrastación de hipótesis con los resultados

Los exámenes radiográficos en recién nacido (neonatos) no son programados y un estudio claro de la frecuencia de estos exámenes la muestra Japón [14] donde se muestra hasta un máximo de 80 exámenes radiográficos a un solo neonato durante su estancia en UCI, nosotros encontramos en cuatro meses (tabla N° 5.3) un máximo de 84 exámenes/mes realizados en UCI, pero a un mismo paciente con una estancia de 13 días (tabla N° 5.4), se encontraron 20 exámenes realizados.

De los resultados obtenidos en la tabla N° 5.4 se puede evaluar cuanta dosis recibiría cada neonato observado por la tabla N° 5.10 donde se muestra un máximo de 2.46 mGy de dosis la entrada de superficie de la piel y 1.73 mGy de dosis en profundidad, que recibiría el recién nacido con 20 exámenes realizados aplicando siempre la misma técnica radiográfica; además si consideramos que permaneció 13 días en UCI, también habría recibido dosis dispersa debido a exámenes realizados de neonatos contiguos, lo que incrementaría la probabilidad de ocurrencia de un efecto estocástico.

De acuerdo a la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) reporte 60 [18], el riesgo de cáncer infantil debido a exposición pre-natal se ha estimado que varía desde  $2.8 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$  a  $13.0 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ . De esta manera el riesgo de contraer cáncer infantil a partir de una sola radiografía será del orden de  $(0.1 \text{ a } 0.5)10^{-6}$  para peso 1.5 a 2 Kg, del orden de  $(0.16 \text{ a } 0.7)10^{-6}$  para peso de 2.5 Kg y para

mayores de 2.5 Kg será del orden de  $(0.16 \text{ a } 1.05)10^{-6}$  para cada peso de neonato respectivamente.

No obstante, asumir que los recién nacidos y fetos son igualmente susceptibles a los efectos carcinogénicos de la radiación, implica una sobreestimación del riesgo. Primero porque la irradiación en útero implica exposición de cuerpo completo del feto, mientras que una radiografía neonatal implica solo una exposición parcial. Segundo, no se conoce si neonatos con una tensión de oxígeno más alta que los fetos tienen un mayor riesgo de carcinogénesis a partir de la radiación.

Los resultados muestran que el riesgo debido a irradiación neonatal sea bastante bajo, y se considera que es sustancialmente sobrepasado por el beneficio clínico de la radiografía en valorar el progreso de un bebe enfermo. No obstante, el riesgo vs. beneficio de cada radiografía es importante y debe ser considerado cuidadosamente, ya que los efectos de la radiación son acumulativos.

En general los niveles de dosis (absorbida) en la parte experimental utilizando dosimetría TLD, dosis en superficie de entrada de la piel para el método de simulación utilizando el código MCNP5 y el calculado utilizando la guía NCRP 147, muestra que los recién nacidos no reciben una radiación que pueda ser considerada excesiva para este tipo de examinación; venos que están por debajo de los niveles de referencia [17] en un adulto muestreo por el Colegio Americano de Radiología con una dosis tórax PA de  $220\mu\text{Gy}$ , también se encontró que en algunos por debajo o muy próximo a los valores de dosis de referencia de la

comisión Europa[19] de  $80\mu\text{Gy}$  para radiografías móviles de tórax y de la dosis de referencia del NRPB[20] de  $50\mu\text{Gy}$  para exámenes de tórax.

Los valores de kV, mAs y distancia foco-película obtenidos coinciden con los publicados por otros autores [17]. Sin embargo, hay discrepancias en cuanto al tamaño de campo. Según el análisis efectuado sostiene que para la imagen de un estudio de tórax deben ser de  $10 \times 10\text{ cm}^2$ , y las correspondientes a un estudio conjunto de tórax y abdomen de  $10 \times 20\text{ cm}^2$ . Estos parámetros repercuten tanto en la dosis integral de radiación que recibe el neonato directamente expuesto, como en la radiación dispersa generada.

## **6.2. Contratación de resultados con otros estudios similares**

La tabla N° 6.1, muestra un contraste entre técnicas radiográficas publicadas previamente para exploraciones radiográficas a recién nacidos.

Esto muestra un rango de dosis en la superficie de entrada de la piel, cuando se varían las técnicas radiográficas. Nuestros datos obtenidos aplicando los tres métodos se comparan con datos publicados para intentar delinear protocolos para reducir las dosis y optimizar el procedimiento radiología en los recién nacidos.



**TABLA N° 6.1**

Comparación de dosis en la superficie de entrada (DSE) con datos publicados previamente para exploraciones de tórax en neonatos

<i>Referencia</i>	<i>kVp</i>	<i>mAs</i>	<i>DSE por examen [μGy]</i>
<i>Experimental</i>	50	4	123.5
	52	2.8	55.5
	54	2	48
<i>Guía Técnica NCRP 147</i>	50	4	87.7
	52	2.8	66.5
	54	2	51.3
<i>Simulación MCNP5</i>	50	4	107.19
	52	2.8	75.03
	54	2	53.6
<i>Armpilia et al</i> [38]	53	2.0	36
<i>Mc Perland et al</i> [39]	52 – 60	0.8	20
<i>Mc Perland et al</i> [39]	62 -70	-	16
<i>Smith et al</i> [40]	60 -70	1.0	44
<i>Robinson and Dellagrammaticas</i> [41]	60	1.0	53
<i>Fletcher et al</i> [42]	50	0.4	70
<i>Faulkner et al</i> [43]	52	2.0	58
<i>Chapple et al</i> [44]	No especificado	No especificado	55
<i>Wraith et al</i> [45]	60	1 – 2.0	36

## CAPITULO VII

### CONCLUSIONES

- Se establece la dosis en exámenes de rayos X para neonatos en cada técnica radiográfica de tórax en la proyección AP, que varían entre 50  $\mu$ Gy a 120 $\mu$ Gy; la dosis estimada permite establecer niveles de referencia pediátrica que servirán para garantizar una buena práctica de estos estudios radiográficos en acuerdo con la optimización de la protección radiológica, particularmente en la unidad de cuidados intensivos del Hospital Nacional Dos de Mayo.
- Se observó la variación en los parámetros técnicos aplicados en cada estudio por parte de los tecnólogos y aun así no se sobrepasa los niveles de dosis establecidos internacionalmente para las respectivas proyecciones, no obstante se debe considerar optimizar las dosis al neonato considerando niveles de referencia determinados y tener presente la justificación de la exploración radiográfica.
- Los resultados obtenidos producto de los diferentes métodos indican que es factible realizar un estudio para medir dosis debido a bajas energía y aplicarlas como referencia, según [21] para el código MCNP5 el espectro es modificado de manera considerable con el número de historias, por tal razón la relación

Dosis- Kerma es la mejor opción para evaluar una dosis real en un órgano con una simulación de tan solo algunos de cientos de millones de historias.

- La reducción de dosis estimada al sustituir técnicas de bajo voltaje con las de alto voltaje puede ser una forma de optimizar estos procedimientos según se observa (tabla N° 6.1) donde se muestra que la dosis disminuye con estas técnicas. De acuerdo al IAEA [22] se debe introducir esta técnica en forma rutinaria a sabiendas que en la mayoría de los centros se persiste en la utilización del bajo potencial del tubo de rayos X.
- La frecuencia de los exámenes radiográficos deben ser correctamente justificados por el médico radiólogo, el trabajo multidisciplinario es esencial en la evaluación y corrección de estos procedimientos, no obstante dosis sin justificar a un neonato, puede ser debido a la inmovilización durante los exámenes, ya que no suele disponerse de elementos adecuados. Puede ser necesario que una persona inmovilice al neonato, permaneciendo junto a él durante el disparo, en cuyo caso deberá colocarse un delantal plomado.
- El comportamiento obtenido de la respuesta en los dosímetros TLD fue el esperado lo cual confirma la relativamente baja dependencia energética de estos detectores y la viabilidad de su empleo en la medición de dosis de entrada en el radiodiagnóstico.

## **CAPITULO VIII**

### **RECOMENDACIONES**

La dosimetría en radiodiagnóstico de neonatos, presenta dificultades importantes y es tema de discusión en simposium y congresos de Física Medica y Protección Radiológica. En particular, esta tesis abre las siguientes recomendaciones importantes para trabajos futuros.

- El tamaño de la muestra de exámenes radiográficos para este trabajo no es significativo para establecer niveles orientativos a nivel nacional, sin embargo se recomienda aplicarlo como valores preliminares que sirven de guía para trabajar nacionalmente niveles de dosis.
  
- La evaluación de las frecuencias de los exámenes radiográficos es un tema fundamental para establecer un programa de garantía de calidad a nivel nacional en la prescripción de exámenes radiográficos a neonatales, se recomienda realizar un muestreo a nivel nacional de los centros con unidades de cuidados intensivos para neonatos y realizar una mejor clasificación, de acuerdo a la patología, a la edad y al peso de los neonatos, etc.

- La masiva aplicación de los exámenes radiográficos justifica la preocupación por evaluarlas y tratar de disminuir. Existen muchas posibilidades de reducción de la dosis en los exámenes radiológicos, varios de ellos no representan costo alguno, especialmente las que resulta de la revisión de los parámetros de tomas radiográficas. Un análisis de la reducción de la dosis como consecuencia del aumento de la potencia en el tubo de rayos X, optimizaría de la dosis por examen; establecer estos parámetros es una proyección de esta tesis, además de trabajar con métodos de simulación y guías de recomendación para validar los resultados o verificar si pueden ser aplicadas para en caso de nuestro trabajo

## CAPITULO IX

### REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

[1] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Fundamental quantities and units for ionizing radiation. ICRU Report 60**, Bethesda, Maryland.1998b.

[2] RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21(1-3)**. Pergamon Press 1991.

[3] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU Report 51**. Bethesda, Maryland, 1993.

[4] INSTITUTO PERUANO DE ENERGÍA NUCLEAR. **Requisitos de seguridad física de fuentes radiactivas, Norma de seguridad radiológica PR.002.2011**. Lima, Perú, 2011.

[5] REPORT N° 147, **Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities**. EE.UU. Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. 2004.

[6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiological protection in pediatric diagnostic and interventional radiology**. ICRP ref 4839-3982-4649, 2011.

[7] EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in peditrics**, Report EUR 16261 EN. Brussels CEC, 1996

[8] 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.

[9] BERMÚDEZ LUNA, R., ESPAÑA LÓPEZ, M.L., GARCÍA CASTAÑÓN, P., RODRÍGUEZ MARTÍN, G., FERNÁNDEZ BEDOYA, V. **Dosis en la superficie de entrada en exploraciones pediátricas de tórax con distintos sistemas de imagen**. España, Madrid. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de la Princesa.2011.

[10] DG HAHN MENDOZA. **Evaluación mediante dosimetría TLD de las dosis de radiación en los exámenes radiológicos de tórax**. Venezuela. Escuela de Bioanálisis, Facultad de Medicina, UCV.2000.

[11] IVÁN NOGUERA RAMOS. **Guía didáctica para elaborar tesis**. Lima, Perú, 2013.

[12] M. JESÚS RUIZ PÉREZ DE VILLAR. **Análisis comparativo de las dosis de radiación y los protocolos de estudio en radiodiagnóstico pediátrico y no pediátrico**. España, Madrid. Universidad Complutense de Madrid.1992.

[13] J. MORALES, J. C. BEDOYA, W. JARAMILLO, J. A. PUERTA. **Simulador antropomórfico de tórax para niño de cinco años**. Colombia. Universidad Nacional de Colombia, sede Medellín, 2011.

[14] K.ONO, M.HADA, T.MITARAI, Y.KATO. **Frequency of x-ray examinations of neonates classified according to their birth weight in NICU**. Department of Radiology. Japan. Oita Prefectural Hospital.1999.

[15] ALEXIS D. LAZARINE, **Medical Physics calculations with MCNP<sup>tm</sup>**. EE. UU, Texas. Theses Master of Science. 2006.

[16] C. GUILLERMINA AZORÍN VEGA. **Simulación de la interacción de fotones en la materia usando el método Monte Carlo**. México. Instituto Politécnico Nacional. 2009.

[17] Dr. ENRIQUE GAONA y Otros. **Radiation dosimetry in a neonatal intensive care unit in computed radiography**. México. Universidad Autónoma Metropolitana Xochimilco. 2011.

[18] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recomendations of the ICRP, Publication 60**. Oxford, UK: Pergamon, 1991.

[19] K. E. M. MOHAMADAIN, A. C. P. AZEVEDO. **Radiation dose survey in conventional pediatric radiology**. Sudan. University of Science and Technology. 2009.

[20] HART D, WALL BF, SCHRIMPTON PC, BUNGAY DR, Dance DR. **Reference doses and patient size in paediatric radiology**. NRPB R318; Chilton: HMSO, 2000.

[21] J. MORALES, O. MARÍN, J.A. PUERTA. **Comparación de simulación de Monte Carlo para espectro de rayos x en pediatría usando MCNP y PENELOPE**. Colombia. VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear, 2010.

[22] IAEA-TECDOC-796 **Radiation Dose in Diagnostic Radiology and Method for Dose Reduction**. Vienna, 1995.

[23] A. DIMITRIADIS, G. GIALOUSIS, T. MAKRI, M. KARLATIRA1, P. KARAIKOS. **Monte Carlo estimation of radiation doses during pediatric barium meal and micturating cystourethrography examinations**. Greece. Medical Physics Department Medical School University of Athens. 2011.



[24] NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD. **Doses to patients from medical x-ray examinations in the UK– 2000 review.** United Kingdom. Chilton. NRPB-W14, 2002.

[25] 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.

[26] BIRCH R, MARSHALL M AND ARDAN GM. **Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays.** 1979.

[27] X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Versión 5. Volume I: Overview and Theory. Volume II: User's Guide. Volume III: Developer's Guide.** EE.UU. The Alamos national laboratory 2005.

[28] REPORT TO THE GENERAL VOL I. **Sources and effects of ionizing radiation.** EE.UU. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2008.

[29] INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection. ICRP publication 103.** Oxford: Pergamon, 2007.

[30] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation.** Safety Standards Series No. RS-G-1.5. IAEA, Vienna 2002.

[31] 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.

[32] RJ MCCONN JR., CJ GESH, RT PAGH, RA RUCKER, RG WILLIAMS III. **Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling.** 2011

[33] A. AZEVEDO, O OSIBOTE, M BOECHAT. **Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro.** Phys. Med. Biol. 51 (2006) 3723–3732.

[34] 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.

[35] ARABIA S.M., OLGUIN O.R. **Determinación de la Dosis Absorbida en Recién Nacidos de una (UCIN). A partir de Exploraciones Radiológicas de Tórax.** Argentina. Complejo Sanitario San Luis. IMASL Instituto de Matemática Aplicada San Luis. Departamento de Física. Universidad Nacional de San Luis.

[36] RUÍZ MJ, LLORCA AL, GONZÁLEZ L, VAÑO E, MARTÍNEZ. A. **Radiodiagnóstico pediátrico: Reducción de Dosis de Radiación a Pacientes.** Radiología. 1993; 35(3): 169-172.

[37] Dr. ROBERTO MONDACA A. **Por qué reducir las dosis de radiacion en pediatria.** Chile. Servicio de Radiología Hospital Roberto del Río. Servicio de Radiología Clínica Dávila. 2006.

[38] ARMPILIA CI, FIFE IAJ, CROASDALE PL. **Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit.** Br J Radiol 2002; 75: 590-595.

[39] MC PERLAND BJ, GORKA W, LEE R, LEWALL DB, OMOJOLA MF. **Radiology in the neonatal intensive care unit dose reduction and image quality.** Br J Radiol 1996; 69: 929-937.

[40] SMITH WL, GRESHAM E, BERG R, HOBSON L, FRANKEN EA, SMITH JA. **A practical method for monitoring diagnostic radiation dosage in the newborn nursery,** Radiology 1979; 132: 189 – 191.

[41] ROBINSON A, DELLAGRAMMICAS HD. **Radiation Doses to neonates requiring intensive care.** Br J Radiol 1983; 56: 397-400.

[42] FLETCHER EWL, BUM JD, DRAPER G. **The risk of diagnostic radiation of the newborn.** Br J Radiol 1986; 59: 165-170.

[43] FAULKNER K, BARRY JL, SMALLEY P. **Radiation dose to neonates on a special care baby unit.** Br J Radiol 1989; 62: 230-233.

[44] CHAPPLE CL, FAULKNER K, HUNTER EW. **Energy imparted to neonates during X-ray examinations in a special care baby unit.** Br J Radiol 1994;67: 366-70

[45] WRAITH CM, MARTIN CJ, STOCKDALE JN, MAC DONALD S, FARQUHAR B. **An investigation into techniques for reducing doses from neo-natal radiographic examinations.** Br J Radiol 1995; 68: 1074-82.

[47] J.MORALES, W. JARAMILLO, J.A. PUERTA, M. TAMAYO, A.LLANO, L. MONCADA. **Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia.** Colombia. Universidad Nacional de Colombia 2010.

[48] L.L. CARTER, R.A. SCHWARZ, **MCNP5 visual editor .the manual code computer.** EE.UU. THE ALAMOS NATIONAL LABORATORY .2003

[49] J. MORALES, A. ARRIETA, J. A. PUERTA, M. TAMAYO, A. LLANO, L. MONCADA. **Dosimetría y riesgo radiológico para neonatos**. Colombia. VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear, 2010.

[50] THE ALAMOS NATIONAL LABORATORY. **The Manual MCNP-5. LA-CP-03-0245, VERSIÓN 5**. EE.UU. Abril. 2003.

[51] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA. **Protección radiológica en radiodiagnóstico y en radiología intervencionista. L21: Optimización de la protección en radiología pediátrica**. Viena.

## ANEXO

### MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	METODOLOGIA	POBLACION
<p><b>Problema General</b></p> <p>¿Es posible medir la dosis estimada en exámenes de rayos X, para neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo?</p>	<p><b>Objetivos General</b></p> <p>Determinar la dosis en exámenes de rayos X para neonatos en el Hospital Nacional Dos de Mayo</p>	<p><b>Hipótesis General</b></p> <p>El uso de la dosis estimada es una herramienta para optimizar el procedimiento radiológico en pediatría y permite aplicarlo en exámenes de rayos X a neonatos en el hospital nacional dos de mayo</p>	<p><b>Tipo de investigación</b></p> <p>El tipo de investigación utilizada en la tesis es experimental con características exploratorias y descriptivas con relación a datos en momentos reales en tiempo único.</p>	<p>La población está constituida por neonatos del departamento de pediatría del Hospital Nacional Dos de Mayo.</p>
<p><b>Problema Especifico</b></p> <p>¿En qué medida la dosis estimada permite establecer niveles de referencia pediátrica en exámenes de rayos X a neonatos</p> <p>¿Es posible medir la dosis utilizando dosimetría TLD, y aplicando el código MCNP5, en neonatos</p> <p>¿En qué medida la dosis estimada en exámenes de rayos X a neonatos permite optimizar el procedimiento radiológico?</p>	<p><b>Objetivos Especificos</b></p> <p>-Determinar como la dosis estimada permite establecer niveles de referencia pediátrica en exámenes de rayos X a neonatos del Hospital Nacional Dos de Mayo</p> <p>-Determinar la dosis estimada utilizando dosimetría TLD y aplicando el código MCNP5 para exámenes de rayos X en neonatos del Hospital Nacional Dos de Mayo</p> <p>Determinar como la dosis estimada en exámenes de rayos X a neonatos permite optimizar el procedimiento radiológico</p>	<p><b>Hipótesis específicas</b></p> <p>El uso de la dosis estimada permite establecer niveles de referencia pediatría en exámenes de rayos X a neonatos</p> <p>La dosis estimada es medida utilizando dosimetría TLD, y aplicando el código MCNP5 para exámenes de rayos X en neonatos del Hospital Nacional Dos de Mayo</p> <p>El uso de la dosis estimada en exámenes de rayos X a neonatos permite optimizar el procedimiento de protección radiológica en el Hospital Nacional Dos de Mayo</p>	<p><b>Metodología</b></p> <p>Es un sistema experimental aplicado, en la unidad de cuidados intensivos del Hospital Nacional Dos de Mayo. Utilizaremos tres sistemas para estimar la dosis en neonatos</p> <p><b>Diseño de la investigación</b></p> <p>Es un diseño experimental donde la información obtenida fue en base de registros completados por los tecnólogos del Hospital durante las evaluaciones radiografías a los neonatos</p>	<p><b>Muestra</b></p> <p>De un registro de 4 meses, se consideró a 5 neonatos de referencia por la estancia en UCI y la frecuencia de exámenes del neonato en UCI.</p>