



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Dosimetría y riesgo radiológico para neonatos en unidades de cuidados intensivos (UCI)

Angelmiro Arrieta Jiménez

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

2012

Dosimetría y riesgo radiológico para neonatos en unidades de cuidados intensivos (UCI)

Angelmiro Arrieta Jiménez

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magíster en Ciencias - Física

Director:

M.Sc. Javier Morales Aramburo

Línea de Investigación:

Dosimetría pediátrica

Grupo de Investigación:

Física radiológica

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

2012

Dedicatoria

Adquirir nuevos conocimientos no me hace superior a los demás, sino cada vez más útil a la sociedad y más preparado para contribuir a la formación de una mejor sociedad.

A mis padres Angelmiro Arrieta Vivero y Marcelina Jiménez Sampayo, quienes han sido el pilar fundamental en toda mi educación y crecimiento personal. Por haberme respaldado y apoyado incondicionalmente.

A todos mis hermanos, quienes siempre me brindaron su respaldo al emprender la búsqueda de éste logro. En especial a Emiro Arrieta Jiménez, a quien le debo gran parte de mi formación profesional y el hacer realidad este sueño.

Agradecimientos

El autor del presente trabajo expresa sus agradecimientos a:

Javier Morales Aramburo, Magister en ciencias física y profesor asociado a la Escuela de Física de la Universidad Nacional de Colombia (sede Medellín), por su enseñanza y orientación en el desarrollo de este trabajo.

Jorge Anselmo Puerta Ortiz, Doctor en física, profesor asociado a la Escuela de Física de la Universidad Nacional de Colombia (sede Medellín) y director del grupo de investigación de Física radiológica, por sus enseñanzas y apoyo incondicional.

A todo el equipo de trabajo de la Escuela de Física de la Universidad Nacional de Colombia (sede Medellín), quienes siempre estuvieron prestos a colaborarnos en todo aquello que se requería y brindarnos el mejor de los acompañamientos durante todo el proceso académico.

En general a todas aquellas personas que compartieron con migo sus conocimientos y de alguna u otra forma contribuyeron en el desarrollo de éste trabajo.

Resumen

Las aplicaciones de niveles de referencia (NDR), juegan un papel fundamental en la evaluación de la dosis suministrada al paciente en un estudio con rayos X. Los niveles de referencia nos permiten decidir, cuando una dosis es inadecuada para un tipo de examen o puede generar efectos estocásticos tardíos en el paciente.

En este trabajo se realizó una investigación de la exposición a las radiaciones durante una radiografía de tórax con rayos X de 198 neonatos que fueron ingresados en el Hospital infantil, adscrito a la Fundación Hospitalaria san Vicente de Paúl de la ciudad de Medellín, para un rango de edades de 0-1mes. Se registró toda la información necesaria de cada paciente, así como la información relacionada con los parámetros de exposición, con el fin de estimar la dosis en los órganos directamente expuestos, medir la dosis de entrada en piel y establecer niveles de referencias en neonatos para este tipo de exámenes. Se estimó el riesgo radiológico para la población neonatal sometida a este tipo de exámenes y se construyó un simulador antropomórfico que representara los tejidos que se encontraban en la zona expuesta.

Palabras clave: Niveles de referencia/ Dosis / Efectos estocásticos / Exposición / Parámetros de exposición / Riesgo radiológico / Simulador antropomórfico

Abstract

The Applications of reference levels play a fundamental role in the evaluation of the dose delivered to the patient in an X-ray study. Reference levels allow us to decide, when a dose is inappropriate for a type of examination or may later generate stochastic effects in the patient.

In this paper was performed an investigation of the radiation exposure during chest radiography X-ray of 198 neonates who were admitted to Children's Hospital, attached to the Foundation - Hospital San Vicente de Paul the Medellin City, for a range of ages 0-1 month. All necessary information for each patient was recorded, as well as the information related to the exposure parameters, in order to estimate dose in organs directly exposed, measure entrance skin dose and set reference levels in neonates for these kinds of tests. We estimated the radiological risk to the neonatal population subjected to these tests and we built an anthropomorphic phantom representing the tissues in the exposed zone.

Keywords: Reference levels / Dose / Stochastic effects / Exposure / Exposure Parameters / Radiological risk / Anthropomorphic phantom

Contenido

	Pág.
Resumen	IX
Lista de figuras.....	XIII
Lista de tablas	XV
Introducción	1
1. Interacción de la radiación con la materia.....	5
1.1 Efecto fotoeléctrico	5
1.2 Efecto Compton.....	6
1.3 Interacción de partículas cargadas con la materia	7
1.4 Secciones Eficaces y coeficientes de interacción	8
2. Magnitudes dosimétricas	15
2.1 Fluencia de partículas.....	15
2.2 Fluencia de energía	16
2.3 Energía Impartida	16
2.4 Dosis absorbida.....	17
2.5 Kerma.....	18
2.6 Exposición	18
2.7 Relación ente exposición y kerma	18
2.8 Relación entre la dosis absorbida y el kerma.....	18
2.9 Equilibrio de Partículas Cargadas	19
2.10 Dosis equivalente	21
2.11 Dosis efectiva	21
2.12 Factor de ponderación de los tejidos u órganos.....	22
3. Estimación de la dosis de entrada en superficie (DES).....	25
4. Estimación del riesgo radiológico	29
4.1 Modelos para todos los cánceres sólidos del BEIR VII	29
4.2 Modelo para la leucemia.....	30
4.3 Método de cálculo del riesgo atribuible de por vida.....	30
5. Resultados experimentales obtenidos	35
5.1 Resultados para el rendimiento, factor de retrodispersión y dosis de entrada en superficie	35
5.2 Dosis en órganos y dosis efectiva para el neonato	36
5.3 Resultados para el riesgo radiológico	38

6. Conclusiones y recomendaciones	41
6.1 Conclusiones.....	41
Bibliografía.....	43

Lista de figuras

	Pág.
Figura 1–1: Representación esquemática del efecto fotoeléctrico.	6
Figura 1–2: Representación esquemática del efecto compton.....	6
Figura 1–3: Importancia relativa de los tres tipos principales de interacción de la radiación con la materia.	7
Figura 2–1: Representación esquemática de energía impartida.	17
Figura 2–2: Equilibrio de partículas cargadas.....	19
Figura 3–1: Phantom del neonato.....	26
Figura 5–1: Archivo de entrada con las condiciones de examen en el programa PCXMC 2.0.	36
Figura 5–2: Riesgo radiológico estimado para un neonato de genero masculiuno, sometido a un examen AP de torax con rayos X.	39
Figura 5–3: Riesgo radiológico estimado para un neonato de genero femenino, sometido a un examen AP de torax con rayos X.	40

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 2-1: Valores específicos de los factores de ponderación w_T para el cálculo de la dosis efectiva en órganos y tejidos dados por el ICRP en sus publicaciones 60 y 103.....	22
Tabla 3-1: Valore promedio de los parámetros radiológicos para AP y LAI de tórax y abdomen en exámenes de rayos X.....	25
Tabla 5-1: Comparación de las mediciones de dosis de entrada en superficie (DES) de este estudio con los datos disponibles en la literatura.....	35
Tabla 5-2: Estimación de la dosis absorbida por órganos y dosis efectiva.	37
Tabla 5-3: Calculo del riesgo radiológico para la incidencia del cáncer en neonato. ..	38

Introducción

Las radiaciones son sin duda alguna, una de las aplicaciones más empleadas en procesos médicos, ya que con sus métodos diagnósticos y terapéuticos contribuyen a mejorar de manera eficaz la calidad de vida de pacientes con diferentes características clínicas. Sin embargo, debido a que durante la exposición del paciente a las radiaciones, éste no está exento de riesgos, el empleo de dichas radiaciones en actividades médicas se da para aquellos casos donde el beneficio esperado es mayor que el riesgo inducido, lo cual depende en gran medida de la calidad del procedimiento utilizado. Es por ellos, que las radiaciones ionizantes en medicina, requieren de un estudio minucioso de los parámetros físicos que involucran cada examen y también de una evaluación de la dosis absorbida en los tejidos del cuerpo humano; lo cual nos permite estimar el riesgo radiológico en los pacientes y también del personal ocupacionalmente expuesto.

Los niños son más vulnerables y presentan un mayor riesgo radiológico que los adultos cuando se someten a exposiciones con radiaciones ionizantes, debido a la mayor expectativa de vida que estos presentan. Por esta razón, en los últimos años se han realizado estudios que han llevado a tomar medidas necesarias para racionalizar el uso de radiaciones ionizantes y evitar procedimientos o métodos que aporten una alta tasa de dosis. Sin embargo, en algunas ocasiones un paciente suele ser sometido a múltiples exámenes de diagnóstico radiológico como es el caso de los recién nacidos y lactantes con infecciones como el síndrome de dificultad respiratoria (SDR) y la enfermedad cardíaca congénita. Este hecho puede aumentar el riesgo de desarrollar posteriormente cáncer en los órganos expuestos por cada examen o cáncer radiogénico como la leucemia [1-3]. Debido al pequeño volumen del cuerpo de un recién nacido, durante un examen con rayos X por lo general, un mayor número de órganos sensibles en comparación con los adultos se ven expuestos. Por ejemplo, en la mayoría de los casos en un examen AP de tórax para un neonato, toda la región abdominal y por supuesto los órganos que hacen parte de esta región se van a encontrar dentro de la gama del haz de rayos X y por ende directamente expuestos a la radiación.

El estudio de la región torácica por medio de rayos X, es un examen de diagnóstico común en los hospitales pediátricos [1]. La imagen radiológica se produce por la interacción de los rayos X al atravesar los tejidos del organismo produciéndose así una inevitable irradiación del sujeto. La responsabilidad clínica del radiólogo es llegar a adquirir los datos útiles para el diagnóstico, pero la responsabilidad técnica más importante es la de reducir la radiación al mínimo indispensable, sin detrimento en la calidad de la imagen.

Los principios de la reducción de la dosis radiológica se basan en dos elementos básicos: dosis y volumen de tejido irradiado, por tanto la primera norma para reducir la radiación es la colimación del área a estudiar (volumen de tejido irradiado) y en segundo lugar la dosis; la cual se logra mejorando la sensibilidad en la detección de imagen a través del uso de chasis y películas especiales, el manejo adecuado de la cantidad y calidad de la radiación y la técnica utilizada, la cual está estrictamente relacionada con la elección del kilovoltaje y el miliamperaje segundos. Además de la supresión de radiografías inútiles (obteniendo el menor número de radiografías necesarias para el diagnóstico).

Los métodos de reducción de la dosis de radiación para los niños como consecuencia de las radiografías de diagnóstico son de gran importancia. Estos requieren de una evaluación más cuidadosa en cuanto a la necesidad de examen, y la técnica radiográfica debe ser más exigente. Los organismos internacionales de protección radiológica han reconocido la necesidad de un trato especial para los niños en el departamento de rayos X. Dichos organismos recomiendan que se debe dar una atención especial a los procedimientos de diagnóstico en niños.

La realización del presente trabajo tiene como objetivo general, medir la dosis de entrada en piel, con el fin de establecer niveles de referencias en neonatos para la buena práctica con rayos X, más precisamente en lo que tiene que ver con exámenes de la región torácica, ya que en protección radiológica, es importante y fundamental establecer niveles orientativos de dosis.

Dentro de los objetivos específicos se tiene, el estimar el riesgo radiológico en los neonatos de la institución que se tuvo en cuenta en éste trabajo y la construcción de un simulador antropomórfico que represente los tejidos que se encuentran en la zona expuesta.

Organizaciones internacionales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) entre otras, han establecido como un requisito fundamental, en las aplicaciones médicas

relacionadas con prácticas radiológicas, la optimización de la protección radiológica de los pacientes. Por tal razón, es de vital importancia estimar los niveles orientativos de dosis, los cuales no solo son una herramienta utilizada para los procesos de optimización en la exposición de los pacientes, sino que además pueden ser utilizados como referencias por otras instituciones de salud, con el fin de comparar las dosis que reciben sus pacientes, con las de otras entidades en las cuales se han realizado previamente este tipo de estudios, permitiéndoles así, una mejor optimización en lo que tiene que ver con las técnicas en radiodiagnóstico, buscar las causas y aplicar las medidas de corrección para aquellas dosis que se encuentren por encima o muy por debajo de esos niveles [4].

1. Interacción de la radiación con la materia

Los capítulos son las principales divisiones del documento. En estos, se desarrolla el tema del documento. Cada capítulo debe corresponder a uno de los temas o aspectos tratados en el documento y por tanto debe llevar un título que indique el contenido del capítulo.

Los títulos de los capítulos deben ser concertados entre el alumno y el director de la tesis o trabajo de investigación, teniendo en cuenta los lineamientos que cada unidad académica brinda. Así por ejemplo, en algunas facultades se especifica que cada capítulo debe corresponder a un artículo científico, de tal manera que se pueda publicar posteriormente en una revista.

1.1 Efecto fotoeléctrico

Este proceso se puede considerar como la interacción del rayo incidente con la nube electrónica del átomo en el que es totalmente absorbido emergiendo un electrón, denominado fotoelectrón. El electrón arrancado producirá a continuación ionizaciones y excitaciones.

La energía cinética de este fotoelectrón corresponde a la diferencia entre la energía del rayo incidente y la energía de unión del electrón en la capa electrónica desde donde fue removido: Esto es, el electrón resulta expulsado de la capa con una energía cinética igual a [6].

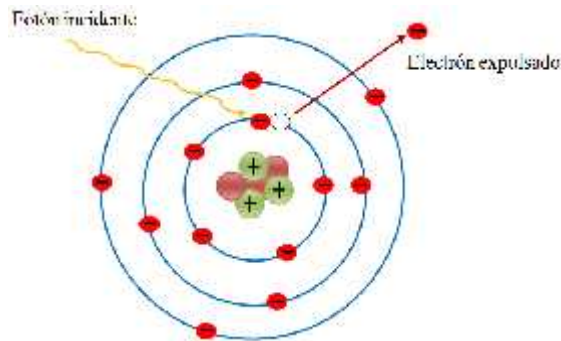
$$T = h\nu - W \quad (1.1)$$

donde W es el potencial de ionización del electrón. Este puede así salir del absorbente o, más probablemente, ser reabsorbido casi de inmediato debido al corto alcance de los electrones en un sólido.

Ese efecto de interacción de fotones con la materia es el dominante cuando la energía de los rayos es baja, (inferior a los 50 keV para el aluminio y a los 500 keV para el plomo). El grado de interacción fotoeléctrica depende de la energía E de la radiación incidente y del número atómico Z del material absorbente. En primera aproximación la sección eficaz de absorción fotoeléctrica resulta ser proporcional a Z^n donde n varía de 3 a 5, según se

trate de radiación de baja o de alta energía. Para fotones de una energía dada, este tipo de absorción es mucho mayor en materiales pesados como el plomo, que en materiales livianos como el aluminio.

Figura 1–12: 3 Representación esquemática del efecto fotoeléctrico.



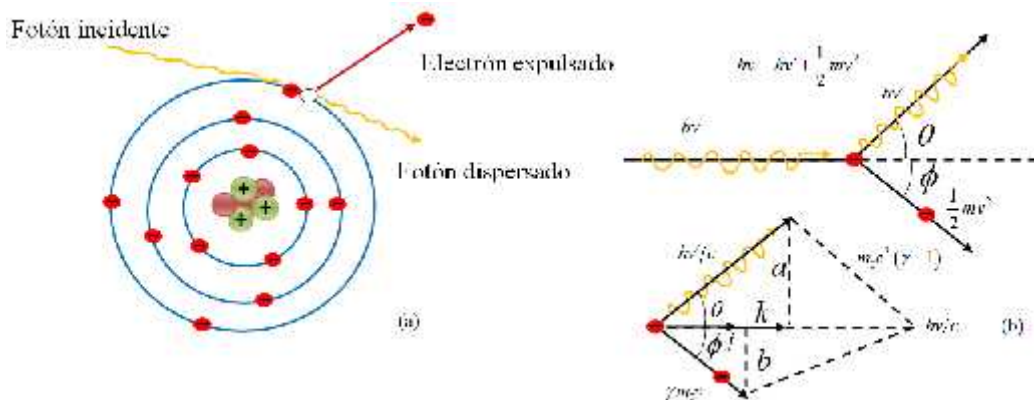
1.2 Efecto Compton

Se considera a la dispersión Compton como una colisión elástica entre el fotón incidente de energía $h\nu$ y un electrón atómico. El resultado es la emisión de un fotón de energía $h\nu'$ menor a la del fotón incidente y en otra dirección, acompañado de un electrón cuya energía cinética es aproximadamente igual a:

$$E = h\nu - h\nu' \tag{1.2}$$

Este fenómeno de interacción prevalece, en general, para fotones cuyas energías están comprendidas entre 0.5 y 10 MeV. Cada electrón en el medio absorbente actúa como un centro dispersor por lo que las características macroscópicas del medio dependen principalmente de la densidad electrónica por unidad de masa.

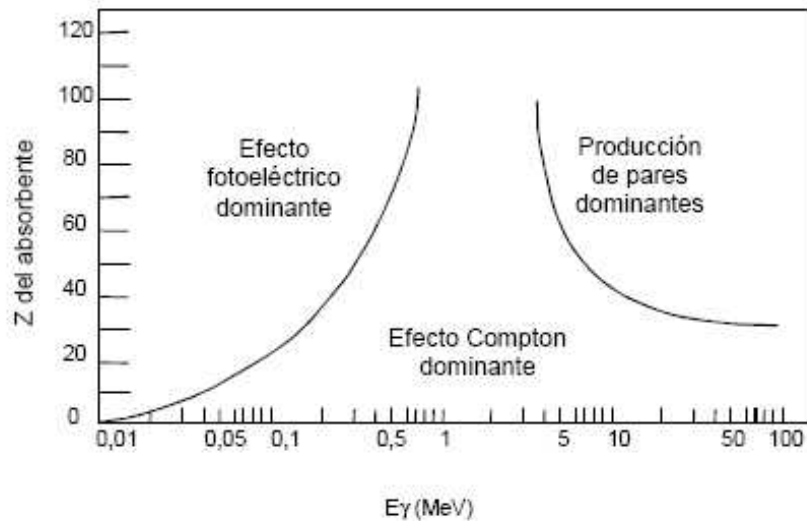
Figura 1–4123: Representación esquemática del efecto compton.



De acuerdo al tipo de energías que se manejan en un examen de tórax con rayos X para neonatos, los procesos de mayor interés para nosotros en este caso, son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

1.3 Interacción de partículas cargadas con la materia

Figura 1-5: Importancia relativa de los tres tipos principales de interacción de la radiación con la materia.



Como a partir de la primera interacción del fotón con la materia mediante efecto fotoeléctrico o Compton se producen partículas directamente ionizantes (electrones secundarios) que son las que producen los efectos globales de la interacción de la radiación con la materia, es muy importante conocer, como las partículas cargadas depositan su energía en el tejido vivo o materia y mediante que mecanismo lo hacen. Cuando los electrones inciden contra un medio material pierden progresivamente su energía cinética a lo largo de la trayectoria debido a las interacciones sucesivas que van sufriendo con las partículas cargadas del medio (electrones y núcleos).

La interacción de partículas cargadas con la materia tiene lugar a través de colisiones elásticas o inelásticas con núcleos atómicos, con electrones orbitales o con cargas libres. Se dice que se tiene una colisión elástica cuando la energía cinética total del sistema, o sea del conjunto de partículas que intervienen, se mantiene constante y se considera que la interacción es inelástica cuando esa energía no se conserva; o sea cuando parte de la misma se transforma en algún otro tipo de energía.

En términos generales, las partículas cargadas interactúan con la materia por una de las cuatro alternativas siguientes:

Colisiones elásticas con electrones atómicos: la partícula incidente es desviada por electrones atómicos del absorbente, siendo en este caso la energía impartida menor que el potencial de excitación más bajo de los electrones, de donde se supone que la

interacción se lleva a cabo con el átomo como un todo. Este tipo de interacción es importante sólo en el caso de electrones de baja energía (por debajo de los 100 eV).

Colisiones inelásticas con electrones atómicos: la partícula incidente pierde energía ionizando y excitando electrones atómicos. En el primer caso se produce un par iónico, mientras que en el segundo caso, el electrón excitado vuelve al estado fundamental emitiendo un fotón de energía equivalente a la de excitación.

Colisiones elásticas con núcleos: la partícula es desviada de su trayectoria por efecto de la interacción electrostática con las cargas del núcleo, perdiendo en éste sólo una fracción de su energía cinética inicial.

Ocurre fundamentalmente con partículas beta.

Colisiones inelásticas con núcleos: la partícula pierde una cantidad significativa de energía al ser acelerada o frenada por interacción electrostática con el núcleo, esta energía se manifiesta como radiación electromagnética, y se le denomina radiación de frenado, siendo su espectro continuo.

Estos son los mecanismos básicos que determinan la forma en que interactúa una partícula cargada cuando se desplaza en un medio material. La probabilidad de que interactúe mediante uno u otro mecanismo es determinada por la energía de la partícula incidente y las características del medio absorbente. Cuando una partícula cargada atraviesa un medio se dan, con distintas probabilidades, algunos de los cuatro procesos indicados. En todos ellos la partícula pierde energía cinética ya sea cediéndola como tal a los electrones o al núcleo con el que interactúa y transformándola en energía de excitación, o convirtiéndola en radiación electromagnética (radiación de frenado).

1.4 Secciones Eficaces y coeficientes de interacción

En los estudios de la atenuación de haces en la materia, se observa que los coeficientes de atenuación expresan en unidades macroscópicas las secciones eficaces microscópicas de todos los procesos elementales de interacción de la radiación con la materia.

En lo que tiene que ver con el efecto Compton, la ecuación de la sección eficaz diferencial de la dispersión para este proceso, fue obtenida por Klein y Nishina mediante la aplicación de la teoría relativista para el electrón, la cual predice los valores obtenidos experimentalmente con una muy buena aproximación. En 1928 Klein y Nishina aplicaron la ecuación de Dirac a la resolución del efecto Compton y determinaron que la sección eficaz diferencial de dispersión del fotón en un ángulo θ , por unidad de ángulo sólido y por electrón, está dada por:

$$\frac{d\tau}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu} \right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2 \theta \right) \quad (1.3)$$

Donde la energía del fotón dispersado es [7].

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (1.4)$$

Para bajas energías, $h\epsilon = h\epsilon'$, la ecuación (1.3) se reduce a:

$$\frac{d\ddagger}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2}(2 - \sin^2 \theta) = \frac{r_0^2}{2}(1 + \cos^2 \theta), \quad (1.5)$$

la cual no es más que la sección eficaz diferencial para bajas energías obtenida por Thomson, siendo en este caso la sección eficaz total igual a:

$$\ddagger = \int_0^f d\ddagger = f r_0^2 \int_0^f (1 + \cos^2 \theta) \sin \theta d\theta = \frac{8f r_0^2}{3} \quad (1.6)$$

Donde r_0 se denomina radio clásico del electrón con un valor igual a:

$$r_0 = \frac{e^2}{4f\nu_0 mc^2} = 2.818 \times 10^{-13} \text{ cm.}$$

Así tenemos que:

$$\ddagger = \frac{8f r_0^2}{3} = 6.65 \times 10^{-25} \text{ cm}^2 / e^- = 0.665 \text{ barn} / e^- \quad (1.7)$$

Lo cual es válido para energías menores a 0.01MeV.

La forma general de la sección eficaz total en $\text{cm}^2/\text{electrón}$ para efecto Compton puede obtenerse mediante la integral de la ecuación (1.90). Esto es:

$$\begin{aligned} \ddagger &= 2 \int_0^f \frac{d\ddagger}{d\Omega} \sin \theta d\theta \\ &= f r_0^2 \int_0^f \left(\frac{h\epsilon'}{h\epsilon} \right)^2 \left(\frac{h\epsilon}{h\epsilon'} + \frac{h\epsilon'}{h\epsilon} - \sin^2 \theta \right) \sin \theta d\theta \\ &= 2f r_0^2 \left\{ \frac{1+r}{r^2} \left[\frac{2(1+r)}{1+2r} - \frac{\ln(1+2r)}{r} \right] + \frac{\ln(1+2r)}{2r} - \frac{1+3r}{(1+2r)^2} \right\} \end{aligned} \quad (1.8)$$

En donde $r = \frac{h\epsilon}{m_0 c^2}$.

Claramente se puede observar que σ es independiente del número atómico Z del material. La ecuación (1.8) es la ecuación de Klein y Nishina de la sección eficaz por electrón.

La sección eficaz Compton por átomo vendrá dada por Z veces la sección eficaz de Klein y Nishina. Esto es:

$$\dagger_a = Z \dagger_{cm^2 / a'tomos} \quad (1.9)$$

Si queremos calcular la probabilidad de interacción por unidad de longitud o el coeficiente másico de atenuación Compton, σ/ρ , tendremos que tener en cuenta el número de átomos por unidad de volumen. Éste último se expresa de la siguiente manera:

$$\frac{\dagger}{\dots} = \frac{N_A Z}{A} \dagger_{Comp} (cm^2 / g). \quad (1.10)$$

Donde N_A es el número de Avogadro, Z el número de electrones por átomo o por molécula de un compuesto, A es la masa en gramos de un mol de átomos o número de gramos por mol y ρ la densidad del material.

Para el efecto fotoeléctrico, la obtención de una sección eficaz se torna un poco más compleja que para el efecto Compton, en primer lugar por el hecho intrínseco de que el cálculo debe tener en cuenta el estado ligado del electrón, produciendo diferentes contribuciones según el nivel atómico. Sumado a esto, existe una dependencia energética marcada en el comportamiento del proceso. Los primeros cálculos a baja energía fueron desarrollados por Kramers en 1923, mediante un formalismo no-relativista para electrones de la capa K. La expresión obtenida por Kramers esa dada por:

$$\dagger_a = \left[G \frac{32f^2}{3\sqrt{3}} r_0^2 \right] r^3 Z^4 \left(\frac{m_0 c^2}{h\nu} \right)^3, \quad (1.11)$$

con

$$r = \frac{e^2}{4f\nu_0 \hbar c} \text{ y } r_0 = \frac{e^2}{4f\nu_0 m_0 c^2}$$

Donde r es la constante de estructura fina, r_0 es el radio clásico del electrón y G una constante del orden de la unidad. El subíndice a indica sección eficaz atómica.

Como se puede apreciar en la ecuación (1.11), $\dagger_a \propto 1/(h\nu)^3$ por lo que uno de los aspectos más relevante en esta sección eficaz, es su rápido crecimiento para baja energía del fotón.

Se ha encontrado que para el efecto fotoeléctrico, el comportamiento de la sección eficaz con la energía es claramente diferente para energías por encima y por debajo de 0.5 MeV. En primera aproximación, las expresiones que representan dichas secciones eficaces están dadas por:

$$hv < 0.5 \text{ MeV} \quad \dagger_a \approx 4\sqrt{2}r^4 Z^5 \left(\frac{8f^2 r_0^2}{3} \right) \left(\frac{m_0 c^2}{hv} \right)^{7/2} = 1.02 \times 10^{-9} \times \frac{Z^5}{(hv)^{3.5}} (\text{barn}) \quad (1.12)$$

y

$$hv > 0.5 \text{ MeV} \quad \dagger_a \approx \frac{3}{2} r^4 Z^5 \left(\frac{8f^2 r_0^2}{3} \right) \left(\frac{m_0 c^2}{hv} \right) = 1.45 \times 10^{-9} \times \frac{Z^5}{hv} (\text{barn}) \quad (1.13)$$

Para energías del fotón mayores a 0.5 MeV, el comportamiento del electrón es relativista.

Se puede observar de la ecuación (1.13), que en la situación relativista la sección eficaz decrece inversamente proporcional con la energía hv del fotón. El primer término entre paréntesis corresponde a la sección eficaz de Thomson, cuyo valor se mostró anteriormente en la ecuación (1.7).

Dentro de los primeros cálculos para la absorción de fotones por electrones en la capa K está el de H.Hall [8].

Es muy difícil dar una parametrización exacta y exhaustiva de la sección eficaz del efecto fotoeléctrico que reproduzca de modo eficiente las dependencias en lo que tiene que ver con el número atómico Z del material y la energía hv de los fotones incidentes, por lo que es habitual dar y asumir una descripción global proporcional a Z^n / hv^m .

En la región de baja energía ($hv < 0.1$ MeV) donde es dominante la interacción a través del efecto fotoeléctrico, se tiene que una buena aproximación para la sección eficaz es:

$$\dagger_a \propto K \frac{Z^4}{(hv)^3}$$

Mientras que para el coeficiente másico de atenuación, una expresión en primera aproximación, estaría dada por:

$$\frac{\dagger}{\rho} = K \frac{Z^3}{(hv)^3} \quad (1.14)$$

Si tenemos en cuenta que en nuestro caso, los efectos en los que el haz de fotones puede ir perdiendo energía son básicamente dos (efecto fotoeléctrico y Compton), entonces el coeficiente másico de atenuación total, μ/ρ , está dado por:

$$\frac{\sim}{\dots} = \frac{\dagger}{\dots} + \frac{\dagger}{\dots} \quad (1.15)$$

En el efecto Compton, el que entrega la energía al medio es el electrón emitido, mientras que el fotón dispersado, no necesariamente entrega su energía al medio, por lo que se hace necesario separar el coeficiente másico de atenuación Compton en dos, uno de absorción y otro de dispersión. Así tenemos que el coeficiente másico de atenuación Compton, σ/ρ , es la suma del coeficiente másico de absorción Compton y el coeficiente másico de dispersión Compton. Esto es:

$$\frac{\dagger}{\dots} = \left(\frac{\dagger}{\dots}\right)_a + \left(\frac{\dagger}{\dots}\right)_s \quad (1.16)$$

El coeficiente másico de atenuación total definido en la ecuación (1,15), es la magnitud dosimétrica que nos permite caracterizar el grado de *atenuación* de la radiación incidente por el *medio*. Pero en lo que tiene que ver con la absorción de energía por el medio, es el coeficiente másico de absorción total $(\mu/\rho)_{en}$, el que nos brinda esa información.

$$\left(\frac{\sim}{\dots}\right)_{en} = \frac{\dagger}{\dots} + \left(\frac{\dagger}{\dots}\right)_a + \frac{1}{\dots} \left(1 - \frac{2m_0c^2}{h\epsilon}\right) \quad (1.17)$$

Debido a que en nuestro caso, los efectos que más prevalecen en la pérdida de energía del haz de fotones incidente con el medio son el Compton y el fotoeléctrico, entonces el coeficiente másico de absorción total, dado por la ecuación (1,17) se reduce a:

$$\left(\frac{\sim}{\dots}\right)_{en} = \frac{\dagger}{\dots} + \left(\frac{\dagger}{\dots}\right)_a \quad (1.18)$$

Como al interactuar con la materia, la radiación electromagnética transfiere energía a las partículas cargadas en forma de energía cinética, se define entonces el coeficiente lineal de transferencia de energía, μ_{tr} , y si este coeficiente se divide por la densidad del medio, se obtiene entonces el llamado coeficiente másico de transferencia de energía, $(\mu/\rho)_{tr}$, el cual nos indica la fracción de energía de las partículas incidentes que se transfiere a las partículas cargadas en forma de energía cinética por unidad de masa superficial.

Por otro lado se tiene que, el coeficiente másico de absorción y el coeficiente másico de transferencia de energía, están relacionados a través del factor (1-g), en donde g es la fracción de energía de las partículas secundarias que se disipa en el material por radiación de frenado.

$$\begin{pmatrix} \sim \\ \dots \end{pmatrix}_{en} = \begin{pmatrix} \sim \\ \dots \end{pmatrix}_{tr} (1 - g) \quad (1.19)$$

El coeficiente másico de absorción y el coeficiente másico de transferencia de energía, pueden diferir apreciablemente si la energía de las partículas secundarias cargadas son comparables o mayores que su energía en reposo y si el material es de número atómico elevado.

Para el coeficiente másico de atenuación, el coeficiente másico de transferencia y el coeficiente másico de absorción, asociados un campo de radiación que tenga un espectro complejo de energías, pueden ser empleados los valores medios ponderados que se muestran a continuación.

$$\begin{pmatrix} - \\ \sim \\ \dots \end{pmatrix} = \frac{\int_0^{\infty} \begin{pmatrix} \sim \\ \dots \end{pmatrix} \Psi dE}{\int_0^{\infty} \Psi dE} \quad (1.20)$$

$$\begin{pmatrix} - \\ \sim_{tr} \\ \dots \end{pmatrix} = \frac{\int_0^{\infty} \begin{pmatrix} \sim_{tr} \\ \dots \end{pmatrix} \Psi dE}{\int_0^{\infty} \Psi dE} \quad (1.21)$$

$$\begin{pmatrix} - \\ \sim_{en} \\ \dots \end{pmatrix} = \frac{\int_0^{\infty} \begin{pmatrix} \sim_{en} \\ \dots \end{pmatrix} \Psi dE}{\int_0^{\infty} \Psi dE} \quad (1.22)$$

2. Magnitudes dosimétricas

Durante o después de la exposición del paciente a las radiaciones ionizantes, se pueden presentar algunos efectos biológicos de diversos tipos nocivos para la salud. Por lo que se hace necesario y fundamental, disponer de una serie de magnitudes capaces de evaluar los efectos producidos por una determinada exposición. En estas magnitudes, no solo se tiene en cuenta las características de la radiación y su capacidad para inducir efectos nocivos para la salud, sino también la distinta "radiosensibilidad" de los diversos tejidos biológicos de los pacientes, la cual está en gran medida asociada a las edades de estos.

Las diferentes magnitudes físicas y dosimétricas que fueron definidas con el fin de resolver de forma satisfactoria el problema, nos permiten medir aspectos como la cantidad de radiación transportada por un haz de radiación ionizante, los efectos producidos por dicho haz al interactuar con la materia o la cantidad de energía depositada en un tejido o región del paciente (Dosis) entre otros. Algunas de estas cantidades fueron definidas con el fin de conocer aspectos como el número de sucesos de ionización producidos o la cantidad de energía transferida, por unidad de masa, del haz de radiación a la materia en el proceso de su ionización. Dentro de estas cantidades que describen la interacción de la radiación con la materia tenemos:

2.1 Fluencia de partículas

La fluencia de partículas, w , es el cociente dN por da , donde dN es el número de partículas incidentes sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental da y su unidad en el sistema internacional es m^{-2} .

$$w = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

2.2 Fluencia de energía

La fluencia de energía, Ψ , es el cociente de dE por da , donde dE es la energía radiante incidente sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental da y su unidad en el sistema internacional es Julio / Metro cuadrado (J / m^2).

$$\Psi = \frac{dE}{da} \quad (2.2)$$

La fluencia de energía puede ser calculada a partir de la fluencia de partículas usando la siguiente relación:

$$\Psi = \frac{dN}{da} E = wE \quad (2.3)$$

Donde E es la energía de la partícula y dN representa el número de partículas con una energía E .

2.3 Energía Impartida

La energía impartida, ϵ , por la radiación ionizante a la materia contenida en un cierto volumen, es la suma de todos los depósitos de energía en este volumen que provienen de la energía radiante tanto de partículas cargadas como no cargadas y de la variación de la energía en reposo de la materia.

$$V = \Sigma V_{en} - \Sigma V_{sal} + \Sigma Q \quad (2.4)$$

Dónde:

$\Sigma \epsilon_{en}$ es la suma de las energías de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado, excluyendo la energía en reposo.

$\Sigma \epsilon_{sal}$ es la suma de todas energías de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado, excluyendo la energía en reposo.

ΣQ es la suma de todas las energías liberadas, menos las energías gastadas en todas las transformaciones de los núcleos y partículas elementales que hayan tenido lugar dentro del volumen, es decir:

$$V = \Sigma V_{en} - \Sigma V_{sal} + \Sigma Q \quad (2.5)$$

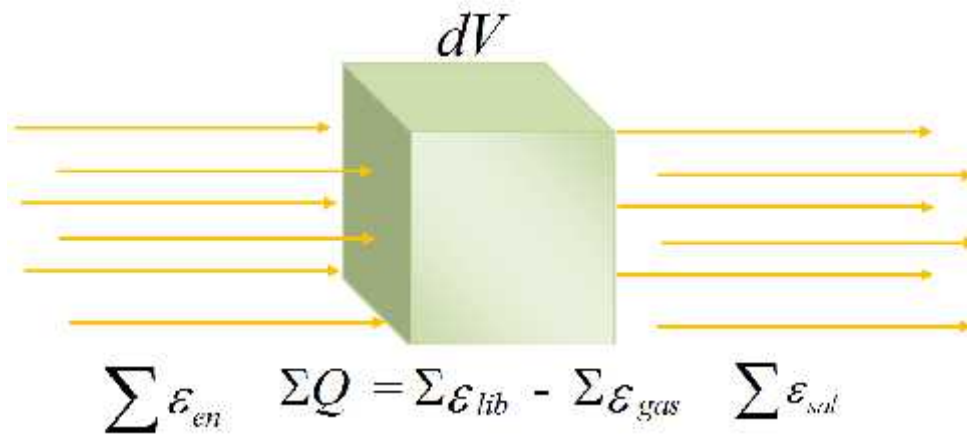
Por otro lado se tiene que el signo de ΣQ está relacionado con los posibles tres valores que este puede tomar.

$\Sigma Q = 0$, significa que no se produjo cambios en la masa en reposo total de núcleos y partículas elementales en las interacciones.

$\Sigma Q < 0$, es decir, $\Sigma \epsilon_{lib} < \Sigma \epsilon_{gas}$, implica que el proceso ha incrementado la masa en reposo total de núcleos y partículas elementales. Esto implica que parte de la energía de la radiación incidente es transformada en masa en reposo y que dicha energía ya no estará disponible para ser impartida.

$\Sigma Q > 0$, es decir, $\Sigma \epsilon_{lib} > \Sigma \epsilon_{gas}$ implica que en el proceso hubo disminución de la masa en reposo total de núcleos y partículas elementales liberando energía. Esto implica que la energía de la radiación incidente se incrementado y que por tanto habrá más energía radiante disponible para ser impartida [9].

Figura 2-1: Representación esquemática de energía impartida.



2.4 Dosis absorbida

La dosis absorbida se define como la energía depositada en la materia por unidad de masa y su unidad en el sistema internacional es el Julio/ kilogramo, que recibe el nombre de Gray (Gy).

$$D = \frac{d\bar{V}}{dm} \quad (2.6)$$

Donde 1 Gy = J/kg. La unidad antigua era el "rad": 1 Gy = 100 rad.

2.5 Kerma

El Kerma en aire se define como la energía cinética transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto y su unidad en el sistema internacional es Julio/ Kilogramo.

$$K = \frac{d(V)_{tr}}{dm} \quad (2.7)$$

Para fotones monoenergéticos, el kerma para un punto P es relacionado con la fluencia de energía por el coeficiente másico de transferencia de energía.

$$K = \Psi \times \left(\frac{\tilde{\tau}}{\dots} \right)_{E,Z} \quad (2.8)$$

2.6 Exposición

Es una medida de la ionización producida en aire por los fotones y se define como el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones, en un volumen elemental de aire cuya masa es dm, son completamente frenados en aire y su unidad en el sistema internacional es Culombio / Kilogramo (C / Kg).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.9)$$

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

2.7 Relación ente exposición y kerma

La relación entre exposición y kerma en aire viene dada por:

$$X = K \times \left(\frac{e}{W} \right)_{air} = \frac{K}{33.97} \quad (2.10)$$

Donde W es la energía media requerida para producir un par iónico en aire seco.

2.8 Relación entre la dosis absorbida y el kerma

En radiodiagnóstico, la producción de radiación de frenado en materiales de bajo número atómico es insignificante. Esto implica que la fracción de pérdida de energía por radiación

de frenado, g , se puede considera despreciable para energías de fotones e incluso hasta del orden de algunos MeV, bajo condición de equilibrio electrónico. Se cumple entonces, bajo estas circunstancias, que el coeficiente de absorción másico de energía iguala al coeficiente de transferencia másico de energía, y en consecuencia la dosis absorbida es numéricamente igual al kerma. Habrá diferencias numéricas importantes entre las dos cantidades siempre que el equilibrio de electrones secundarios no se establezca, lo cual por lo general ocurre cerca de una interfaz entre los diferentes materiales [10].

2.9 Equilibrio de Partículas Cargadas

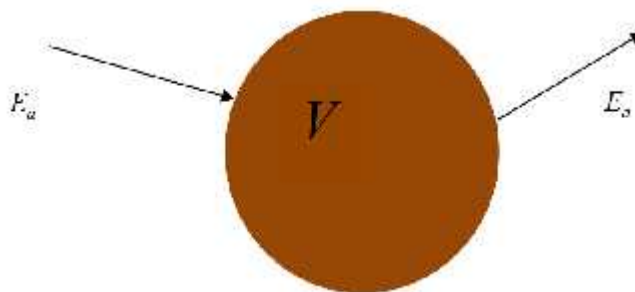
Cuando un haz de radiación indirectamente ionizante incide en un medio, se generan partículas secundarias que son las que en gran medida entregan energía al medio, mediante una sucesión de eventos de ionización y excitación; fenómenos que en forma colectiva serán los causantes del efecto observado.

Pero también puede ocurrir, que algunas de las partículas secundarias cargadas que se han generado salgan de la masa expuesta, y que la energía que ellas transportan no sea entregada al medio, por lo que no hay una contribución de esas partículas que emerger sin depositar su energía, a la dosis absorbida. Esta energía se repone creando un campo de electrones secundarios que acompañen al campo de radiación incidente, con lo cual se establece la condición de equilibrio electrónico. Bajo esta condición se logra la máxima dosis absorbida correspondiente con la fluencia de energía del campo de radiación incidente.

La condición de equilibrio de partículas cargadas se puede ver como si por cada partícula cargada con una energía E_a que entra al medio de volumen V , hay una que sale de éste con la misma energía (ver figura 1.5).

La condición de equilibrio electrónico se logra dejando en torno al volumen de referencia, un volumen de aire, cuyo espesor sea mayor que el alcance de los electrones más energéticos producidos en éste por el campo de radiación.

Figura 2-2: Equilibrio de partículas cargadas.



La expresión (2.4) para la energía impartida, se puede expresar como la suma de dos componentes, en donde una de ellas expresa la contribución a la energía impartida por

radiación indirectamente ionizante denotada con subíndice k y la otra componente es la contribución de partículas cargadas liberadas, la cual se denota con subíndice c, como sigue:

$$V = \sum V_{enc} - \sum V_{salc} + \sum Q_c + \sum V_{enk} - \sum V_{sal_k} + \sum Q_k - \sum V_{sal_{frenado}} \quad (2.11)$$

Si asumimos despreciable el cambio de masa en reposo de partículas cargadas y consideramos despreciable la radiación de frenado, es decir si el tercero y último términos del segundo miembro son cero, entonces la ecuación anterior quedaría como se muestra a continuación:

$$V = \sum V_{enc} - \sum V_{salc} + \sum V_{enk} - \sum V_{sal_k} + \sum Q_k \quad (2.12)$$

En donde $\sum V_{enk} - \sum V_{sal_k} + \sum Q_k$ es la contribución de la radiación indirectamente ionizante y por tanto representa la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas liberadas por la radiación indirectamente ionizante en el elemento de volumen, es decir:

$$V_{tr} = \sum V_{enk} - \sum V_{sal_k} + \sum Q_k \quad (2.13)$$

Por lo que la energía impartida se reduce a:

$$V = \sum V_{enc} - \sum V_{salc} + V_{tr} \quad (2.14)$$

Si existe equilibrio de partículas cargadas $V = V_{tr}$ y por tanto:

$$\frac{dV}{dm} = \frac{dV_{tr}}{dm}$$

Con lo que se tiene que la dosis es igual al KERMA. Esto es:

$$D = K$$

El kerma también puede ser obtenido mediante el empleo de la fluencia de energía y el coeficiente másico de transferencia, en tanto que la dosis absorbida se puede calcular mediante el empleo de la fluencia de energía y el coeficiente másico de absorción.

$$K = \Psi \begin{matrix} \sim_{ir} \\ \dots \end{matrix} = E W \begin{matrix} \sim_{ir} \\ \dots \end{matrix} \quad (2.15)$$

$$D = \Psi \begin{matrix} \sim_{en} \\ \dots \end{matrix} = E W \begin{matrix} \sim_{en} \\ \dots \end{matrix} \quad (2.16)$$

2.10 Dosis equivalente

Los efectos producidos por las radiaciones no dependen sólo de la dosis absorbida. La misma cantidad de radiación provoca diferentes efectos biológicos en función del tipo y energía de radiación. Para contemplar este hecho se multiplica la dosis absorbida por un factor relacionado con la calidad de la radiación, obteniéndose la magnitud dosis equivalente en un órgano o tejido “ H_T ” que evalúa los efectos biológicos derivados de la exposición de un determinado tejido u órgano.

La dosis equivalente en un órgano o tejido, se define matemáticamente con la expresión siguiente:

$$H_T = \sum_R W_R \times D_{R,T} \quad (2.17)$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promediada para todo el tejido u órgano como consecuencia de la radiación R y W_R , es el factor de ponderación de la radiación.

La unidad de dosis equivalente en el sistema internacional es Julio/ Kilogramo y recibe el nombre de Sievert (Sv).

2.11 Dosis efectiva

La exposición a la radiación de los diferentes órganos y tejidos corporales causa daños con distintas probabilidades y diferente gravedad. La combinación de probabilidad y gravedad recibe el nombre de “detrimento”. Para reflejar el detrimento combinado de efectos estocásticos debidos a las dosis equivalentes en todos los órganos y tejidos del cuerpo, se multiplica la dosis equivalente en cada órgano y tejido por un “factor de ponderación del tejido”, w_T y luego se suman todos los resultados para todo el cuerpo, para obtener así la dosis efectiva E:

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad (2.18)$$

2.12 Factor de ponderación de los tejidos u órganos

El riesgo de la ocurrencia de efectos de carácter estocásticos, no sólo depende del tipo de radiación considerado por medio del factor w_R , sino también del órgano o del tejido irradiado. Más precisamente se ha encontrado, que distintos órganos y tejidos muestran diferentes radiosensibilidades para determinados efectos. La consideración de este comportamiento se introduce con otro factor de ponderación por órgano o tejido, w_T , modificante de la dosis equivalente en un tejido u órgano dado.

Tabla 2-1: Valores específicos de los factores de ponderación w_T , para el cálculo de la dosis efectiva en órganos y tejidos dados por el ICRP en sus publicaciones 60 y 103.

Tejido u órgano	Factor de ponderación del tejido w_T (ICRP 103)	Factor de ponderación del tejido w_T (ICRP 60)
Médula ósea activa	0.12	0.12
Mamas	0.12	0.05
Colon	0.12	0.12
Pulmón	0.12	0.12
Estomago	0.12	0.12
Ovarios	0.08/2	0.20/2
Testículos	0.08/2	0.20/2
Hígado	0.04	0.05
Esófago	0.04	0.05
Tiroides	0.04	0.05
Vejiga Urinaria	0.04	0.05
Cerebro	0.01	R
Superficie del hueso	0.01	0.01
Glándulas salivales	0.01	-
Piel	0.01	0.01
Glándulas suprarrenales	0.12/13	R
Vías respiratorias extratorácicas	0.12/13	R
Vesícula biliar	0.12/13	-
Corazón	0.12/13	-
Riñones	0.12/13	R
Nodos linfáticos	0.12/13	-
Musculo	0.12/13	R
Mucosa oral	0.12/13	-
Páncreas	0.12/13	R
Próstata	0.12/26	-
Intestino delgado	0.12/13	R
Bazo	0.12/13	R
Timo	0.12/13	R
Úteros	0.12/26	R

En cuanto a la información que se muestra en la tabla se tiene que:

La dosis en el colon se calcula como el promedio de la masa de la parte superior del intestino grueso y la parte inferior del mismo.

La dosis en las gónadas, se define como la dosis promedio entre los ovarios y los testículos.

En lo que tiene que ver con la superficie del hueso, el factor de ponderación del tejido, se refiere a la superficie del hueso.

Los factores de ponderación que se muestran en la tabla 2.1 de la forma $0.12/2$ o $0.12/26$ representan los órganos del resto del cuerpo, de acuerdo con el ICRP 103. El nuevo factor de ponderación en este caso, para la media aritmética de todos los órganos que conforman el resto se le ha asignado un valor de 0.12. Los órganos específicos del sexo tienen efectivamente, un factor de menos peso que el resto de los órganos.

Los factores de ponderación a los cuales se le asignó la etiquetas “-” se refieren a aquellos órganos que no están incluido en el cálculo de la dosis efectiva de acuerdo con el ICRP 60. En tanto que los factores de ponderación etiquetados con “R” pertenecen a los tejidos que conforman el resto de la publicación ICRP 60. El factor de ponderación para el resto en el ICRO 60 es 0.05 y se aplica al promedio de dosis en los órganos y tejidos del resto [11].

Para establecer niveles de referencia de dosis en estudios de radiodiagnóstico se hace necesaria la utilización de simuladores físicos que representen con buena exactitud los niveles de atenuación a los rayos X. Desde el punto de vista físico, el parámetro capaz de determinar el tipo de interacción, la energía absorbida en cada uno de los proceso ocurridos y la energía transferida a los iones liberados es la sección eficaz, con la cual se pueden calcular los coeficientes de interacción, y si adicionalmente a esto, se conoce la fluencia de energía en el lugar de interacción, es posible calcular entonces las magnitudes dosimétricas [12].

3. Estimación de la dosis de entrada en superficie (DES)

Para poder prevenir los riesgos mencionados anteriormente, debemos conocer las dosis límite por debajo de las cuales la probabilidad de ocurrencia de un daño sea mínima.

En este estudio, se tomó la información o los registros radiológicos de los neonatos que fueron ingresados en el Hospital infantil adscrito a la Fundación Hospitalaria san Vicente de Paúl de la ciudad de Medellín, para un rango de edades de 0-1mes. Los parámetros de exposición promedio que se muestran en la tabla 3-1, se obtuvieron de una muestra de 198 neonatos, dentro de los cuales 102 eran de sexo masculino y 96 de sexo femenino y a los cuales se les realizaron exámenes AP y LAI de tórax y abdomen con una unida de rayos X convencional (PROTEUS GE). Los parámetros de exposición se muestran en la tabla 3-1.

Tabla 3-1: Valore promedio de los parámetros radiológicos para AP y LAI de tórax y abdomen en exámenes de rayos X.

Examen radiológico		
	AP de tórax y abdomen	LAI de tórax y abdomen
Parámetros radiológicos		
Voltaje del tubo (kV)	59	60
Corriente del tubo×tiempo de exposición (más)	1	1
Distancia del foco a la piel (cm)	92	86.9
Tamaño del campo (cm ²)	22 × 16	22 × 15

Para la dosimetría en radiología convencional, se realizan medidas de magnitudes físicas como la Exposición y el Kerma en aire, ya sea mediante dosimetría termoluminiscente (TLDs) o mediante el empleo de cámaras de ionización especiales. Estas magnitudes sirven para caracterizar la intensidad de un haz a cierta distancia del tubo de rayos X.

Es importante resaltar, la relación directa que existe entre el Kerma en aire y la Exposición bajo condiciones de equilibrio, asumiendo despreciable la pérdida de energía por la producción de electrones, debido a la acción de los fotones incidentes.

En este estudio, la salida o rendimiento (R) del tubo del equipo de rayos X convencional y la DES fueron medidas utilizando una cámara de ionización y una calidad de haz de rayos X similar a la experimental. Dada la falta de disponibilidad de un phantom parecido a un neonato, se eligió el modelo disponible más cercano [13]. Un phantom de $13 \times 21.8 \text{ cm}^2$ y 8cm de espesor simulando el cuerpo del paciente, el cual se construyó de polimetil metacrilato (PMMA) y de tal forma que el contenido en sus pulmones fuese aire. Una vez construido, dicho simulador se utilizó para producir radiación retrodispersora (ver figura 3.1). Para el rendimiento se empleó un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, en tanto que para la DES se emplearon los campos que se muestran en la tabla 3.1 para cada proyección.

También se midieron la temperatura y presión en la sala, cuyos valores fueron de 21.3C° y 640mmHg respectivamente.

Figura 3–1: Phantom del neonato.



Una vez que el potencial del tubo, la corriente del tubo, el tiempo de exposición y la distancia del foco a la piel (DFP) se han establecido, la DES se puede expresar como.

$$DES = (100 / DFP)^2 \times R \times I \times (T) \times f \quad (3.1)$$

donde R es la salida o rendimiento del tubo, DFP es la distancia del foco a la piel en cm, I la corriente en mA, T el tiempo de exposición en segundos y f el factor de retrodispersión.

Después que se obtiene la distribución de DES, se calcula la media de dichos datos y el tercer cuartil, con el fin de establecer niveles de referencia de dosis (NRD).

Un nivel de referencia diagnóstico (NRD) es un referente de vital importancia. Si su valor es superado con frecuencia en algún tipo de práctica, entonces dicha práctica debe ser investigada. El hecho de que en un tipo de práctica se superen los niveles de referencia establecidos, no quiere decir que la práctica es inaceptable, sino que esta requiere de una revisión, explicación o un nuevo enfoque.

Los niveles de referencias les permiten a los radiólogos y tecnólogos consolidar las técnicas utilizadas en los diferentes tipos de examen que a diario se llevan a cabo en diferentes centros hospitalarios, para así evitar la variabilidad de dosis que se han encontrado para un mismo estudio debido a las diferentes prácticas utilizadas en radiodiagnóstico [14].

Los niveles de referencia diagnósticos son establecidos de acuerdo con el número de proyecciones y exámenes más comunes en una serie de instituciones hospitalarias o de salud. Se inicia entonces con un muestreo o toma de datos, de la información más relevante que se requiere de los distintos tipos de exámenes que se realizan con mayor frecuencia como, para así posteriormente establecer dichos niveles.

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

Los pacientes pediátricos presentan un mayor riesgo a la radiación durante una exposición. Esto se debe a factores como la mayor expectativa de vida para este tipo de pacientes, la no cooperación de estos pacientes en los exámenes de rutina lo cual conlleva muchas veces a repetir dicho examen. Este hecho somete al paciente a una mayor exposición y provoca un incremento en la dosis. Su pequeño tamaño también es un factor a tener en cuenta, ya que durante un examen de rutina, pueden ser más los órganos expuestos a la radiación en comparación con un adulto.

El riesgo asociado a desarrollar cáncer en neonatos debido a exposiciones a bajos niveles de dosis no ha sido suficientemente cuantificado, por lo que es de gran importancia establecer niveles de referencia diagnósticos en estos tipos de examen como parte de la optimización de la protección radiológica en pediatría.

4. Estimación del riesgo radiológico

Los efectos de las radiaciones ionizantes sobre los niños se han estudiado durante las actividades de la guerra, más precisamente a partir del bombardeo de las ciudades japonesas de Hiroshima y Nagasaki. Las proyecciones se realizan a partir de dichos datos para así de esa manera ayudar a los pediatras a evaluar el riesgo de la radiación al ordenar radiografías.

4.1 Modelos para todos los cánceres sólidos del BEIR VII

Las tasas de mortalidad depende de la edad utilizada para la evaluación posterior del riesgo de cáncer de por vida. Los modelos de riesgo se presentan para los cánceres de leucemia, cáncer en algunos órganos sólidos y para todos los cánceres sólidos combinados. Para todos estos tipos de cáncer el comité del BEIR VII deriva los modelos de riesgo tanto absoluto como relativo.

El modelo de exceso riesgo absoluto (EAR) es independiente del riesgo de cáncer de fondo (es decir, de los cánceres debido a otras causas distintas a la radiación), en tanto que el modelo de exceso de riesgo relativo (ERR), el riesgo de radiación es proporcional al riesgo de cáncer de fondo. El Comité BEIR VII combina estos modelos en su resultado final.

Las estimaciones de riesgo de todos los cánceres sólidos se obtienen sumando las estimaciones para los canceres de sitios específicos.

Para los cánceres sólidos, los modelos del exceso de riesgo relativo y absoluto (ERR y EAR) a la edad alcanzada a son de la forma:

$$ERR(e, a) \text{ o } EAR(e, a) = S_s D \exp(\chi e^*) (a / 60)^y \quad (4.1)$$

Donde e es la edad a la exposición en años, $e^* = e - 30$ cuando $e < 30$ e igual a cero para cuando $e \geq 30$, a es la edad alcanzada en años y D es la dosis en órgano o tejido

equivalente. s , x y y son parámetros de ajuste del modelo, los cuales cuantifican la dependencia de ERR o EAR con e y a .

Los valores de los parámetros del ERR y EAR para los cánceres sólidos, se muestran en la Tablas 12-1 y 12-2 del BEIR VII [15].

4.2 Modelo para la leucemia

Para la leucemia, los modelos de ERR y EAR preferidos por el comité del BEIR VII, son de la forma:

$$ERR(D, s, e, t) \text{ ó } EAR(D, s, e, t) = s_s D(1 + {}_s D) \exp[xe^* + u \log(t/25) + we^* \log(t/25)], \quad (4.2)$$

donde D es la dosis (Sv), s es el sexo, y $e^* = (e - 30) / 10$ para $e < 30$ y 0 para $e = 30$ (e es la edad en la exposición en años). x , u , w son parámetros de ajuste. Los valores de estos parámetros se encuentran en la tabla 12-3 del BEIR VII.

4.3 Método de cálculo del riesgo atribuible de por vida

Varias medidas de riesgo de por vida se han utilizado para expresar los riesgos de radiación. El Comité del BEIR VII ha optado por el riesgo atribuible a la vida (LAR), el cual era llamado antes el riesgo de muerte prematura. El LAR es una aproximación a la estimación del riesgo de muerte inducida por la exposición (REID), que es la medida utilizada por el UNSCEAR (2000b), y que estima la probabilidad de que una persona va a morir de cáncer (o de desarrollo) de cáncer asociado con la exposición.

Tanto el LAR como el REID difieren del exceso de riesgo de por vida (ELR) utilizado por el Comité del BEIR V en que el primero incluyen las muertes o casos de incidencia de cáncer que se habrían producido sin la exposición pero que se produjo a una edad más temprana debido a esta.

La proporción de ELR al REID es de aproximadamente $1 - Q_c$, donde Q_c es el riesgo de por vida de morir por la causa de su interés. Por ejemplo, el ELR para todas la mortalidad por cáncer sería de alrededor de un 20% inferior al REID. El LAR se diferencia del REID, en que la función de supervivencia para el cálculo del LAR no tiene en cuenta a las personas que mueren de la enfermedad inducida por la radiación. Esta diferencia puede ser importante para la estimación de los riesgos en dosis más altas, pero no para lo que tiene que ver con dosis bajas. El LARA y el REID son casi idénticos en dosis bajas, por lo tanto, cualquiera de los dos puede ser empleado para presentar el exceso de riesgo de cáncer inducido por la radiación. Es decir, la cercanía entre sus valores numéricos permite hacer una interpretación similar o idéntica de dichos parámetros, teniendo en cuenta las incertidumbres relacionadas con los modelos.

El LAR para una persona expuesta a dosis D se calcula de la siguiente forma:

$$LAR(D, e) = \int_{e+L}^{100} M(D, e, a) S(a) / S(e) da, \quad (4.3)$$

donde a denota la edad alcanzada (en años) y L es un período de latencia libre de riesgo ($L=5$ para los cánceres sólidos, $L=2$ para la leucemia). El $M(D, e, a)$ es el EAR, $S(a)$ es la probabilidad de sobrevivir hasta la edad a , y $S(a)/S(e)$ es la probabilidad de sobrevivir hasta la edad a condicionada a la supervivencia a la edad e . Las cantidades $S(a)$ se obtuvieron a partir de una tabla de vida abreviada para la población de 1999 de los EE.UU. [16]. Estimaciones del riesgo usando el riesgo relativo de transporte se basaron en modelos de ERR. Para estos cálculos,

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a) \}^c_I(a) \quad (4.4)$$

para la incidencia de cáncer, y

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a) \}^c_M(a) \quad (4.5)$$

para la mortalidad por cáncer. El $ERR(D, e, a)$ se obtuvo a partir de modelos que se muestran en las Tablas 12-1, 12-2 y 12-3 que se encuentran en el BEIR VII. El término $\}^c_I(a)$ es específico del sexo y la edad en las tasas de incidencia de cáncer de Vigilancia Epidemiológica de Estados Unidos 1995-1999, y los resultados finales de registros, (SEER), mientras que los términos $\}^c_M(a)$ es específicos de la edad y el sexo las tasas de mortalidad por cáncer de Estados Unidos 1995-1999 [17], donde c designa el lugar del cáncer o la categoría.

Los Modelos para la leucemia difieren de los de los cánceres sólidos en que el riesgo es expresado como una función de la edad de exposición (e) y el tiempo desde la exposición (t) en lugar de la edad de la exposición y la edad alcanzada (a).

De acuerdo con (Thomas et al. 1992), el riesgo de muerte inducido por la exposición (REID) para una persona expuesta a una dosis D se define de la siguiente manera [18]:

$$REID(e, D) = \int_{\dagger}^{\infty} [\tilde{\sim}_c(t|e, D) - \tilde{\sim}_c(t)] S(t|e, D) dt \quad (4.6)$$

En tanto que la pérdida de vida promedio LLE, viene dada por:

$$LLE(e, D) = \int_{\dagger}^{\infty} S(t|e) dt - \int_{\dagger}^{\infty} S(t|e, D) dt. \quad (4.7)$$

Donde, $\tilde{\mu}_c(t|e, D)$ es la tasa de mortalidad a la edad t debido a la causa de muerte c , dado que el sujeto estaba vivo a la edad de la exposición e y la dosis correspondiente a esa edad era D . En el modelo de exceso de riesgo relativo

$$\tilde{\mu}_c(t|e, D) = [1 + ERR_c(t, e, D)] \tilde{\mu}_c(t), \quad (4.8)$$

donde $\tilde{\mu}_c(t)$ es la tasa de mortalidad de fondo relacionado con la causa de muerte c . En el modelo de exceso de riesgo absoluto

$$\tilde{\mu}_c(t|e, D) = ERR_c(t, e, D) + \tilde{\mu}_c(t). \quad (4.9)$$

$S(t|e, D)$ es la probabilidad condicional de que el sujeto esté vivo a la edad t , debido a una dosis D en la edad e . Para un sujeto no expuesto la probabilidad de sobrevivir a la edad t es $S(t|e)$. Estas funciones de supervivencia condicionales se calculan a partir de las estadísticas de mortalidad, las tasas de mortalidad por cáncer y para los modelos de riesgo. $S(t|e, D)$ es específicamente,

$$S(t|e, D) = \exp\left[-e z \int_e^t \tilde{\mu}(x|e, D) dx\right], \quad (4.10)$$

Donde $\tilde{\mu}(t|e, D)$ es la tasa de mortalidad para todas las causas combinadas. El límite inferior de las integrales (4.6) y (4.7) es $= e + L$, donde L es el período de latencia en años. En PCXMC, el límite superior de la integración se ha establecido en 120 años, en lugar del infinito en estas ecuaciones.

En el modelo de evaluación de riesgos del BEIR los valores del REID de los modelos de riesgo relativo y absoluto se combinan y se dan los pesos de 0.7 y 0.3, respectivamente [la ponderación se realiza en una escala logarítmica según lo sugerido por BEIR (2006)]. Para el cáncer de pulmón estos pesos se invierten. Para el cáncer de mama sólo el modelo absoluto se utiliza y para el cáncer de tiroides sólo el modelo de riesgo relativo se usa. La división DDREF se realiza después de la ponderación.

La pérdida de la esperanza de vida (LLE) es la diferencia entre la expectativa de vida de una persona expuesta a la edad e y la de una persona no expuesta que estaba vivo a esa edad. LLE / REID describe la pérdida media de vida por exceso de mortalidad por cáncer. Estas cantidades no han sido consideradas en BEIR (2006). Por lo tanto, el PCXMC estima la LLE utilizando el modelo de riesgo relativo y no se utiliza el concepto DDREF en el cálculo de la misma.

El Comité del BEIR VII simplificó la definición del REID mediante la sustitución de $S(t|e, D)S(t|e)$. La estimación de riesgos resultante se llama el riesgo de por vida atribuible (LAR).

5. Resultados experimentales obtenidos

5.1 Resultados para el rendimiento, factor de retrodispersión y dosis de entrada en superficie

De las medidas se encontró que el valor del rendimiento del equipo de rayos X convencional es igual 0.028mGy /mAs para AP y 0.0294 mGy /mAs para LAI de tórax y abdomen. Un factor de retrodispersión de 1.16 se obtuvo para la proyección AP combinada de tórax y abdomen y de 1.04 para la proyección LAI.

El valor promedio de DES que se obtuvo para AP y LAI de tórax y abdomen fueron de 40.3 μ Gy y 40.5 μ Gy, respectivamente. Ambos valores promedios están por debajo del establecido como nivel de referencia de diagnóstico (DRL) de 80 μ Gy para radiografía de tórax neonatal por la Comisión Europea [19] y de la dosis de referencia del NRPB de 50 μ Gy para cada exploración de tórax [20].

La región torácica y abdominal de los neonatos para la proyección AP ha sido estudiada anteriormente por otros autores cuyos resultados se detallan en los artículos que se encuentran en las Refs[20-24]. En cuanto a la ESD, los números promedios correspondientes que se indicaron en informes anteriores se muestran en la tabla 5-1.

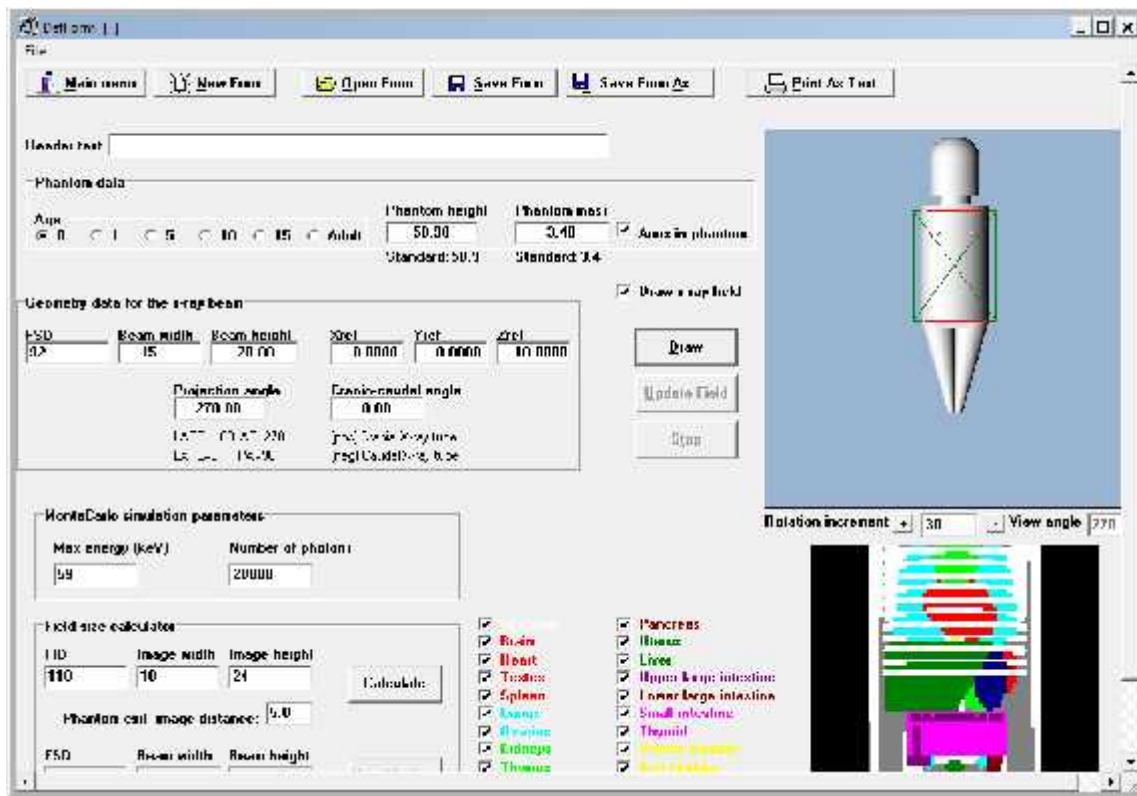
Tabla 5-1: Comparación de las mediciones de dosis de entrada en superficie (DES) de este estudio con los datos disponibles en la literatura.

DES (μ Gy) para cada proyección			
Referencias	AP de Tórax	AP de Tórax y abdomen	LAI de Tórax y abdomen
Este estudio		40.3	40.5
[20]	44	43	
[21]	30-50		
[22]	48.7/44.0	46.4/41.8	
[23]	92/58/39		
[24]	50		

5.2 Dosis en órganos y dosis efectiva para el neonato

Estas se calcularon con la ayuda del programa PCXMC 2.0, el cual es un programa computacional que se emplea para el cálculo de dosis. Para el cálculo de la dosis efectiva se emplean los factores de peso para órganos y tejidos que se muestran en la tabla 2.1, tanto para la publicación 60 como la 103 de la Comisión Internacional de protección Radiológica (ICRP). En primera instancia, el programa pide definir los parámetros de simulación como la edad, la distancia foco superficie (DFS), el tamaño del campo, el kilo voltaje, la longitud del simulador y su masa, entre otros.

Figura 5-1: Archivo de entrada con las condiciones de examen en el programa PCXMC 2.0.



Una vez definidas las condiciones de la simulación, se procedió a la ejecución de la simulación. Los resultados de dosis en órganos y dosis efectiva se muestran a continuación.

Tabla 5-2: Estimación de la dosis absorbida por órganos y dosis efectiva.

Órganos	Masculino	Femenino
	D(mGy)	D(mGy)
Medula ósea	0,006407	0,006407
Glándulas suprarrenales	0,0068	0,0068
Cerebro	0,00007	0,00007
Tetas	0,028719	0,028719
Colon	0,061029	0,061029
Vías respiratorias extratorácicas	0,000312	0,000312
Vesícula biliar	0,02117	0,02117
Corazón	0,026041	0,026041
Riñones	0,007572	0,007572
Hígado	0,024129	0,024129
Pulmón	0,019969	0,019969
Nodos linfáticos	0,013625	0,013625
Musculo	0,013174	0,013174
Esófago	0,01019	0,01019
Mucosa oral	0,000247	0,000247
Ovarios	0	0,024079
Páncreas	0,014739	0,014739
Próstata	0,024958	0
Glándulas salivales	0,00079	0,00079
Esqueleto	0,024768	0,024768
Cráneo	0,000345	0,000345
Espina	0,034895	0,034895
Escapula	0,018213	0,018213
Clavícula	0,007542	0,007542
Costillas	0,063389	0,063389
Huso del brazo	0,156645	0,156645
Pelvis	0,027552	0,027552
Hueso de la pierna	0,01357	0,01357
Piel	0,012898	0,012898
Intestino delgado	0,018725	0,018725
Bazo	0,011985	0,011985
Estomago	0,027394	0,027394
Testículos	0,008981	0
Timo	0,025771	0,025771
Tiroides	0,001641	0,001641
Vejiga urinaria	0,027551	0,027551
Útero	0	0,019882
Dosis efectiva según ICRP60 (mSv)	0,017789	0,017789
Dosis efectiva según ICRP103 (mSv)	0,018296	0,018296

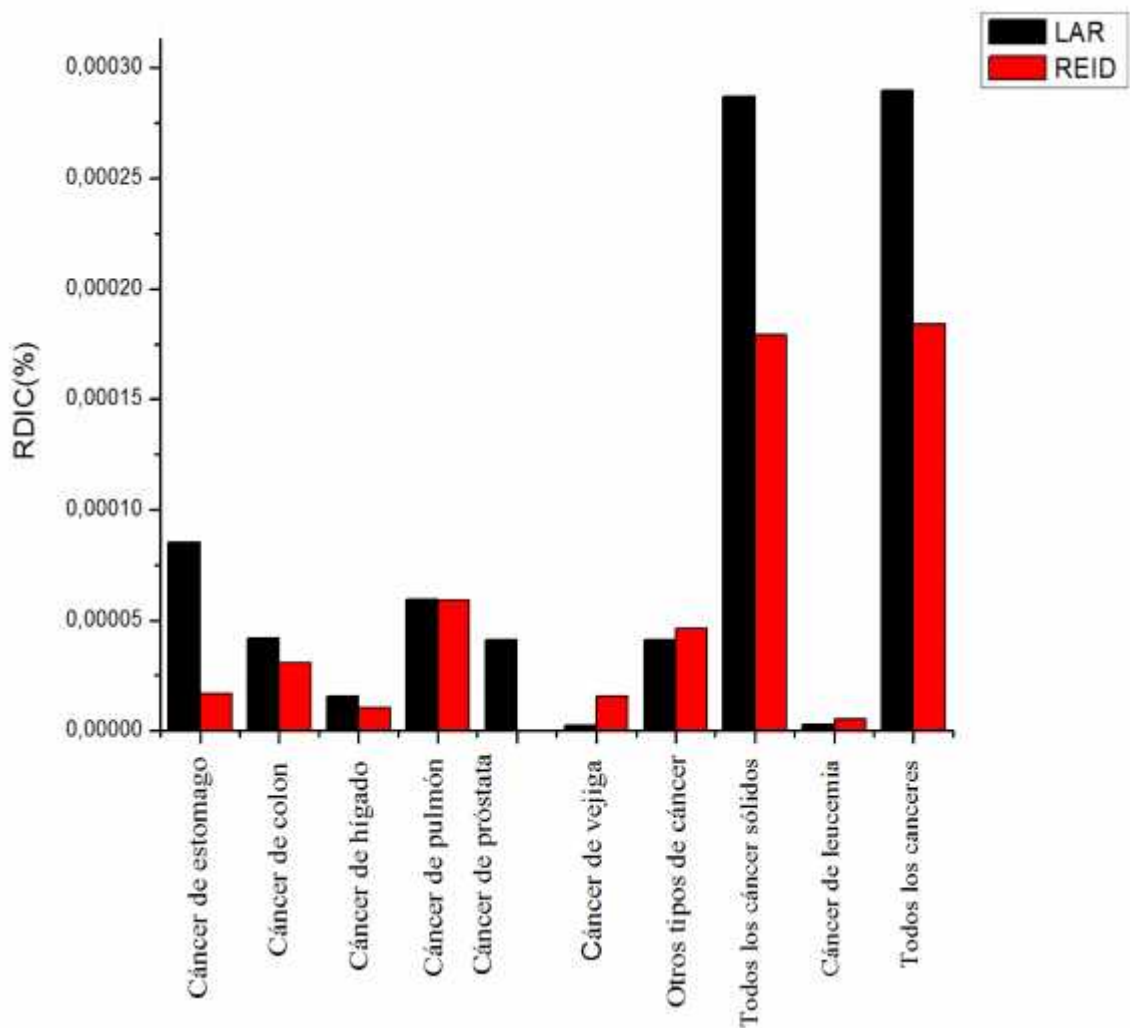
5.3 Resultados para el riesgo radiológico

El riesgo radiológico que se puede presentar durante un examen AP de tórax en un neonato fue calculado con ayuda de los valores de dosis equivalente en órganos y los modelos para cáncer sólido y de leucemia, explicados anteriormente. A continuación se presenta una tabla con el cálculo del riesgo según el LAR y El REID, tanto para hombres como para mujeres, los gráficos y la información detallada del riesgo radiológico para un neonato.

Tabla 5-3: Cálculo del riesgo radiológico para la incidencia del cáncer en neonato.

Sitio del cáncer	Hombres		Mujeres	
	Calculo del LAR	Calculo del REID	Calculo del LAR	Calculo del REID
Estomago	<u>8,54E-05</u>	1,67E-05	6,78E-05	2,28E-05
Colon	4,18E-05	3,08E-05	1,66E-05	2,00E-05
Hígado	1,55E-05	<u>1,04E-05</u>	<u>5,01E-06</u>	<u>7,08E-06</u>
Pulmón	<u>5,93E-05</u>	<u>5,88E-05</u>	<u>1,23E-04</u>	<u>1,26E-04</u>
Mamas	-	-	1,11E-04	1,05E-04
Útero	-	-	1,21E-05	-
Ovarios	-	-	8,51E-06	1,43E-05
Próstata	4,12E-05		-	-
Vejiga urinaria	<u>2,36E-06</u>	1,57E-05	1,17E-06	2,05E-05
Otros tipos de cáncer	4,12E-05	<u>4,62E-05</u>	2,53E-05	5,62E-05
Todos los cáncer sólidos	2,87E-04	1,79E-04	3,02E-04	3,72E-04
Cáncer de leucemia	<u>3,04E-06</u>	<u>5,30E-06</u>	<u>1,94E-06</u>	<u>4,05E-06</u>
Todos los canceres	2,90E-04	1,84E-04	3,04E-04	3,76E-04

Figura 5–2: Riesgo radiológico estimado para un neonato de genero masculino, sometido a un examen AP de torax con rayos X.

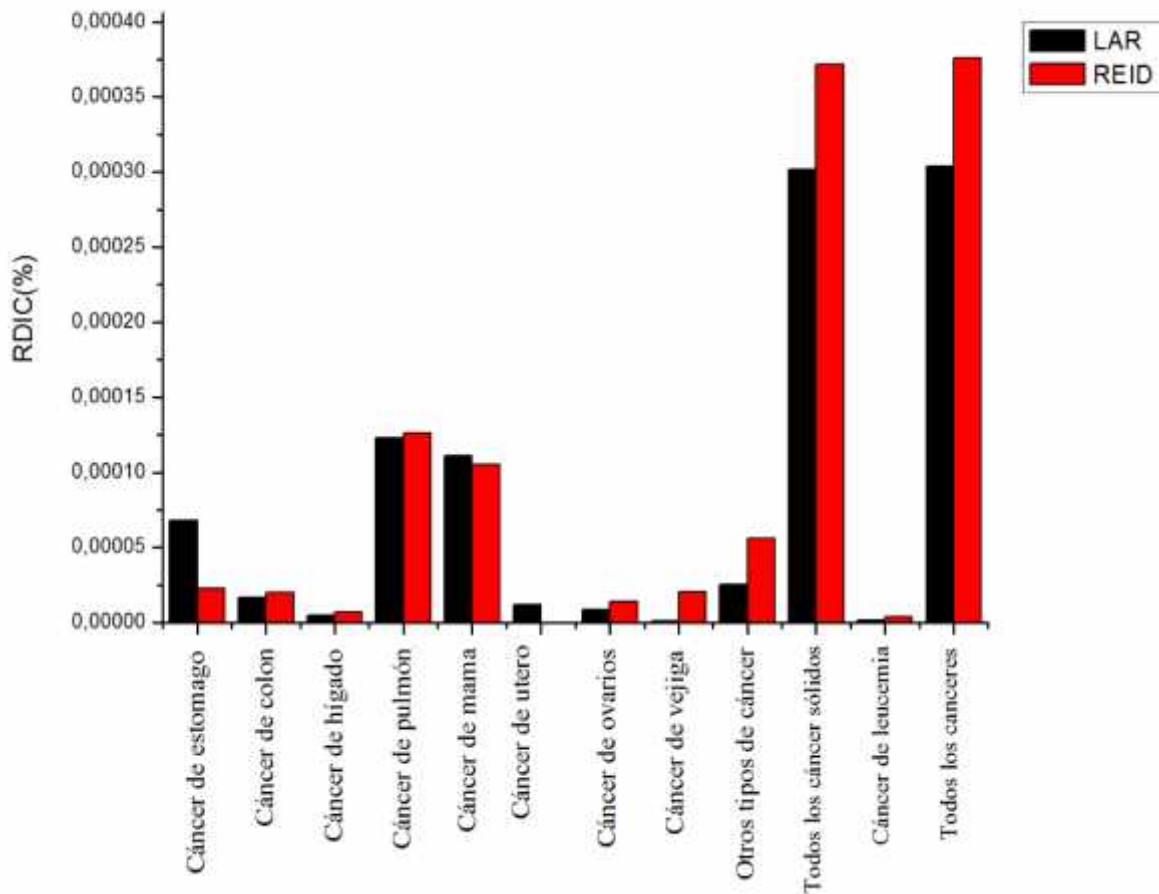


En este caso se tiene que la mortalidad por cáncer debido a otras causas no relativas a la exposición es de 22.2%.

Para un neonato masculino, sometido a un examen AP de rayos X con los parámetros antes mencionados, la expectativa de vida es en este caso de 74 años y la pérdida de la esperanza de vida atribuible a la exposición es de 0.5 horas.

La perdida media de vida (LLE/REID), en caso de que el cáncer inducido por la radiación se presente es de 32.9 años.

Figura 5-3: Riesgo radiológico estimado para un neonato de género femenino, sometido a un examen AP de torax con rayos X.



Para el caso de un neonato de género femenino se tiene la mortalidad por cáncer debido a otras causas no relativas a la exposición es de 18.5%.

La expectativa de vida es en este caso de 79.5 años y la pérdida de la esperanza de vida atribuible a la exposición es de 0.1 horas.

La pérdida media de vida (LLE/REID), en caso de que el cáncer inducido por la radiación se presente es de 30.3 años.

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1 Conclusiones

Las diferencias observadas en los resultados resumidos en la tabla 5-1 de la DES se deben principalmente a los diferentes equipos radiológicos y protocolo utilizado, así como las diferencias en la masa corporal y la metodología de medición neonatal. Otro aspecto por resaltarla en esta parte tiene que ver con que los equipos utilizado en los estudios que se muestran es la tabla 5-1, son equipos de rayos X de Chasis-película, en tanto que el utilizado en la Fundación Hospitalaria san Vicente de Paúl es uno digital. La tabla 5-1 muestra además que la DES más baja es la que se obtiene de nuestro estudio.

El factor de retrodispersión obtenido para la proyección AP combinada de tórax y abdomen 1.16 en este estudio, es del orden del obtenido en la referencia [26], el cual es de 1.1 y del dado por la ICRU de valor 1.29 para condiciones similares. Para la proyección LAI de tórax y abdomen el factor de retrodispersión es un poco menor (1.04) que el de la proyección AP, lo cual indica que en la proyección LAI se presenta en menor grado el fenómeno de retrodispersión de la energía incidente en la superficie, ya que para este caso el área de ésta es menor que la de la proyección AP. Este aspecto contribuye sin duda alguna a la diferencia entre las DES para dichas proyecciones.

A pesar de que se realizó un buen muestreo, no se pudieron tomar el peso y la talla de los neonatos, lo cual es sin duda alguna un factor muy importante en estudios dosimétricos y principalmente para la población neonatal; ya que estos parámetros nos permiten discriminar en mayor medida dicha población (dividirla en grupos), realizar un mejor estudio y tener como resultado unos NDR más acertados para cada tipo de examen.

En lo que tiene que ver con el riesgo radiológico, se puede observar de las figuras 5-2 y 5-3, que uno de los órganos que presentan mayor riesgo en ambos casos es el pulmón, reafirmando con esto que a nivel mundial es uno de los cánceres de mayor incidencia.

En cuanto a las mujeres, se puede observar que el cáncer de mama también presenta un alto índice de incidencia, lo que de alguna manera disminuye la expectativa de vida de las mujeres en relación con los hombres.

Los resultados del cálculo del riesgo radiológico, dados en la tabla 5-3 para la incidencia del cáncer, muestran que el LARA y el REID, presentan el mismo orden de magnitud, lo cual confirma que para dosis bajas son casi idénticos y que por lo tanto, cualquiera de los dos puede ser empleado para presentar el exceso de riesgo de cáncer inducido por la radiación.

Bibliografía

[1] Stather J W, Muirhead C R, Edwards A A, Harrison J D, Lloyd D C and Wood N R., Health effects developed from the 1988 UNSCEAR Report National Radiological Protection Board Report NRPB-R226 (London: HMSO), (1988).

[2] National Radiological Protection Board., Occupational, public and medical exposure National Radiological Protection Board Report, Documents of the NRPB 4 No 2 (Chilton: NRPB), (1993).

[3] Infante-Rivard C, Mathonnet G and Sinnott D., Risk of childhood leukemia associated with diagnostic irradiation and polymorphisms in DNA repair genes Environ. Health Perspective, 108: 495–498 (2000).

[4] International Atomic Energy Agency, IAEA, Establecimiento de niveles orientativos en radiografía general y mamografía. OIEA, Viena (2010).

[5] X. Ortega, J. Jorba. .Radiaciones ionizantes. Utilización y riesgos I. Ed. UPC, (1994).

[6] J. E. Turner. Atoms, Radiation, and Radiation Protection.Ed. Wiley, (2007).

[7] R. González. .Interacción de la radiación con la materia, (2004).

[8] H.Hall, Rev. Mod. Phys. 8, 358 (1936)

[9] Protección radiológica, Instituto Balseiro. Magnitudes radiométricas y dosimétricas.

[10] International Atomic Energy Agency, IAEA, Technical reports series No. 457. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice: 1-372, Viena (2007).

[11] M Tapiovaara, T Siiskonen. PCXMC 2.0, A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2ndEd.). Helsinki: STUK-A139, 2008. ISBN 978-952-478-396-5.

[12] Evans, R.D. " The Atomic Nucleus", McGraw – Hill, 1955.

[13] N F Jones, T W Palar and I S Negus., Neonatal chest and abdominal radiation dosimetry: a comparison of two radiographic techniques. The British Journal of Radiology. 74: 920–925 (2001).

[14] 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.

[15] National Research Council., Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2. Washington, D.C.: National Academy Press: 1-423 (2005).

[16] http://www.cdc.gov/nchs/data/nvsr/nvsr50/nvsr50_06.pdf

[17] http://seer.cancer.gov/csr/1975_2000/

[18] Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Pediatrics, (Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg), Report EUR 16261 (1996).

[19] Hart D, Wall B F, Schrimpton P C, Bungay D R and Dance D R. Reference doses and patient size in paediatric radiology. NRPB R318; Chilton: HMSO (2000).

[20] T Makri, E Yakoumakis, D Papadopoulou, G Gialousis, V Theodoropoulos, P Sandilosand E Georgiou., Radiation risk assessment in neonatal radiographic examinations of the chest and abdomen: a clinical and Monte Carlo dosimetry study., Phys. Med. Biol. 51: 5023–5033 (2006).

[21] Ono K, Akahane K, Aota T, Hada M, Takano Y, Kai M and Kusama T., Neonatal doses from X-ray examinations by birth weight in a Neonatal Intensive Care Unit Radiat. Prot. Dosim. 103:155-162: (2003).

[22] Wilson-Costello D, Rao P S, Morrison S and Hack M., Radiation exposure from diagnostic radiographs in extremely low birth weight infants Pediatrics 97: 369–374 (1996).

[23] Faulkner K, Barry J and Smalley P., Radiation dose to neonates on a Special Care Baby Unit. Br. J. Radiol. 62:230–233 (1989).

[24] Robinson A and Dellagrammaticas H., Radiation doses to neonates requiring intensive care. Br. J. Radiol. 56: 397–400 (1983).

[25] Chapple C L, Faulkner K, Hunter E W. Energy imparted to neonates during X-ray examinations in a special care baby unit. Br J Radiol. 67: 366-370 (1994).