



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

**Simulación con Geant4 de la Radiación Directa Recibida por el
Paciente e Indirecta por el Equipo Médico en un Proceso
Quirúrgico Usando Fluoroscopia.**

Alexandra Peña Rodríguez

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física.
Bogotá, Colombia
2014

**Simulación con Geant4 de la Radiación Directa Recibida por el
Paciente e Indirecta por el Equipo Médico en un Proceso
Quirúrgico Usando Fluoroscopia.**

Alexandra Peña Rodríguez

Tesis de grado presentada como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Física

Directora:
Ph.D., María Cristina Plazas

Línea de Investigación:
Física Médica - Simulación Virtual
Grupo de Investigación:
Grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad, Departamento De Física.
Bogotá, Colombia
2014

A Joel, Aimar y John Jairo

Agradecimientos

A mis hijos Joel y Aimar por marcar mi camino y darme una razón para continuar. A la profesora María Cristina Plazas por darme la oportunidad de trabajar con ella, por sus orientaciones y enseñanzas. A John Jairo por todo el apoyo y amor que día a día comparte conmigo. A la clínica Reina Sofía por prestar las salas de cirugía y el equipo de fluoroscopia para tomar medidas experimentales. A la señorita Andrea Vargas (Asistente Científica del grupo de Física Médica de la Universidad Nacional) por su colaboración en la calibración de los dosímetros termoluminiscentes.

Resumen

La fluoroscopia es la producción y proyección de imágenes con rayos X con el fin de observar el movimiento en tiempo real de las estructuras anatómicas internas. Los diagnósticos con rayos X son la principal fuente de exposición del público en general a las radiaciones ionizantes. Los beneficios y peligros potenciales de las aplicaciones médicas de la fluoroscopia se conocen desde hace muchos años. El principal mecanismo para garantizar el uso seguro de la fluoroscopia es a través de la formación y la educación para su aplicación prudente. Es necesario que el cirujano comprenda las propiedades físicas de la radiación ionizante y los efectos sobre los tejidos biológicos. El objetivo de este estudio fue cuantificar la cantidad de exposición a la radiación para el paciente, y el personal médico que se presenta durante el uso de la fluoroscopia. Se hizo una simulación numérica con el software Geant4 de una intervención médica usando un fluoroscopio y se compararon los resultados con los datos reportados en la literatura científica.

Palabras clave:

Fluoroscopia, Rayos X, Dosis, Dosimetría, Arco-C, Geant4, Simulación

Abstract

Fluoroscopy is the production and display of serial X-ray images for the purpose of observing real time motion of internal anatomic structures. Diagnostic x rays are the principal source of exposure of the general public to ionising radiations. The benefits and potential dangers of medical applications of fluoroscopy have been known very years ago. The primary means of ensuring the safe use of fluoroscopy is through early training and education in its prudent application. It is necessary for the surgeon to understand the physical properties of ionising radiation and effects on living tissue. The aim of this study was to quantify the amount of radiation exposure to the patient, and medical staff that occurs during using of fluoroscopy. We did a numerical simulation with Geant4 software of a medical intervention using a fluoroscopy and compare the results with reported findings in literature scientific.

Keywords:

Fluoroscopy, X Ray , Dose, Dosimetry, C-arm, Geant4, Simulation

Contenido

Agradecimientos	vii
Resumen	ix
1. Introducción	2
2. Marco Teórico	4
2.1. Interacciones de los rayos X con la materia	4
2.1.1. Efecto fotoeléctrico	4
2.1.2. Efecto Compton	5
2.1.3. Efecto Rayleigh	7
2.2. Interacciones de las partículas cargadas con la materia	9
2.2.1. Excitación e ionización	9
2.2.2. Bremsstrahlung	10
2.3. Magnitudes y unidades de la radiación	11
2.3.1. Exposición, Fluencia, flujo y fluencia de energía	11
2.3.2. Kerma	12
2.3.3. Dosis absorbida	12
2.3.4. Relación entre la dosis absorbida y otras magnitudes dosimétricas	12
2.3.5. Dosis equivalente	13
2.3.6. Dosis efectiva	14
2.3.7. Distribución de la dosis en agua para rayos X	14
2.3.8. Desarrollo de las normas de protección radiológica.	16
2.3.9. Efectos biológicos de la radiación X en los seres vivos	20
2.4. Fluoroscopia	22
2.4.1. Partes de un fluoroscopio	22
2.4.2. Uso óptimo de un fluoroscopio	30
2.4.3. Patrón de la radiación dispersada producida por el paciente	32
2.4.4. Características de los dosímetros de radiación	34
2.4.5. Tipos de dosímetros	34
2.4.6. Dosímetros termoluminiscentes	35
2.4.7. Preparación y calibración de los dosímetros termoluminiscentes	36
2.5. Geant4	39

2.6. Implementación de la simulación	39
2.6.1. Geometría	40
2.6.2. Materiales y elementos	41
2.6.3. Partículas	41
2.6.4. Eventos primarios	42
3. La simulación	43
3.1. Simulación del espectro de rayos X	43
3.1.1. Simulación de los filtros y colimadores	43
3.2. Simulación del paciente y equipo médico	45
3.3. Simulación del detector	45
4. Resultados de la simulación	47
4.1. Condiciones especiales para simulación	47
4.2. Perfil de la tasa de dosis	47
4.3. Curva de dosis en profundidad	48
4.4. Simulación del patrón de la radiación dispersada producida por el paciente .	49
4.4.1. Otros resultados obtenidos apartir del patrón de radiación del paciente	51
4.5. Simulación de las dosis equivalente para el paciente y el equipo médico . . .	52
4.5.1. Simulación de las dosis equivalente sin protecciones	52
4.5.2. Simulación de las dosis absorbida con protecciones	53
5. Comparación de simulación con datos experimentales	55
6. Validación de la simulación utilizando medidas hechas con el equipo de dosi-	
 metría del grupo de Física Médica	62
7. Conclusiones y recomendaciones	68
7.1. Conclusiones	68
7.2. Recomendaciones	69
A. Construcción del detector TLD	70
Bibliografía	73

Lista de Tablas

2-1.	Factor de calidad (Q) para varios tipos de radiación.	13
2-2.	Factor de peso (ω_T) para varios órganos y tejidos.	14
2-3.	Principales reglamentaciones establecidas por la legislación colombiana en protección radiológica.	17
2-4.	Valores límites para la dosis efectiva y equivalente, recomendados por la ICRP.	19
2-5.	Valor de las dosis umbrales para algunos efectos biológicos producidos por la radiación ionizante.	20
2-6.	Reacciones de la piel por exposición fluoroscópica prolongada.	21
2-7.	Reacciones en los ojos producidas por exposiciones a la radiación.	21
2-8.	Construcción del volumen tórax del paciente.	41
2-9.	Ejemplo de declaración de elementos y materiales.	42
4-1.	Dosis equivalente para el paciente, el auxiliar y el doctor durante un procedimiento de fluoroscopia sin utilizar protecciones.	52
4-2.	Dosis equivalente para el doctor y el auxiliar en 192 minutos de exposición y sin protecciones.	53
4-3.	Dosis absorbida por el doctor y el auxiliar usando protecciones para 6 minutos de exposición.	54
4-4.	Dosis absorbida por el doctor y el auxiliar usando protecciones para 192 minutos de exposición.	54
5-1.	Medidas de dosis equivalente recibidas por personal ocupacionalmente expuesto de una institución médica de la ciudad de Bogotá.	59
5-2.	Promedios de Medidas de radiometría de tres instituciones de las 4 instituciones estudiadas.	60
6-1.	Parámetros bajo los cuales se realizaron las medidas de dosis con paciente y con phantom.	65
6-2.	Dosis medidas en una sala con fluoroscopia durante un procedimiento médico denominado “Nefrostomía Percutánea”.	65
A-1.	Algunas líneas de código para la construcción del detector	71
A-2.	Script de control de parámetros	72

Lista de Figuras

2-1. Esquemmatización del proceso de interacción fotoeléctrica.	5
2-2. Esquemmatización del proceso de dispersión Compton.	5
2-3. Máxima energía transferida al electrón en función de la energía incidente. . .	6
2-4. Esquemmatización del proceso de interacción Rayleigh	8
2-5. Coeficiente de atenuación másico en función de la energía del fotón incidente.	9
2-6. Curvas de dosis en profundidad, calculadas en agua para fotones, neutrones, electrones y partículas cargadas pesadas.	16
2-7. Fluoroscopio Siremobil Iso-C 3D de Siemens de arco-C	22
2-8. Partes de un fluoscopio.	23
2-9. Esquemmatización de un tubo de rayos X.	24
2-10. Interacciones entre el haz de electrones y los átomos de un ánodo de Tungsteno.	25
2-11. Espectro de rayos X continuo más discreto, en función del voltaje y la corriente del tubo.	26
2-12. Distribución espacial de la radiación emergente del tubo de rayos X.	27
2-13. Ubicación y geometría de la rejilla anti-dispersión utilizada en fluoroscopia. .	29
2-14. Esquemmatización de las fuentes de radiación presentes en una sala de fluoros- copia.	31
2-15. Algunas protecciones utilizadas en una sala de fluoroscopia.	32
2-16. Diferentes posiciones del médico dentro del patrón de dispersión producido por el paciente, en una sala de fluoroscopia.	33
3-1. Comparación de los espectros obtenidos en el detector ubicado en el tórax del paciente, con y sin filtro.	44
3-2. Disposición del personal expuesto a la radiación en la simulación, desde dife- rentes ángulos de vista.	45
4-1. Perfil de la tasa de dosis por el paciente.	48
4-2. Simulación del porcentaje de dosis en profundidad en agua.	49
4-3. Campo de radiación producido por el paciente, reportado en la literatura y simulado.	50
4-4. Tasa de dosis absorbida en (a) genitales, (b) ojos y (c) cuello del doctor en función de la distancia haz fotones-doctor.	51

5-1. Ubicación de los dosímetros en una operación de vertebroplastia percutanea.	56
5-2. Fluoroscopio (Axiom Artis Zeego, Siemens, Erlangen, Germany) utilizado en las pruebas de simulacro con fantasma antropomórfico.	59
6-1. Fotos de la disposición del fluoroscopio para medir dosis en una sala con paciente y con phantom de agua.	64
6-2. Distribución espacial de las medidas de tasa de dosis (en mSv), obtenidas utilizando como paciente un phantom de agua.	67
6-3. Comparación de la distribución espacial de los valores de tasa de dosis para dos campos de radiación dispersa diferentes.	67

1. Introducción

El descubrimiento de los rayos X por Rontgen en 1895 dió a la medicina una nueva perspectiva del cuerpo humano. Por primera vez en la historia de la humanidad fue posible visualizar órganos internos, huesos y tejidos sin la necesidad de intervenir quirúrgicamente al paciente. La novedad para la sociedad fue tan grande que rápidamente se desarrollaron diversos dispositivos que usaban rayos X no solo en el campo de la medicina sino incluso para la diversión de la comunidad. Todo esto sucedió sin que se conociera el peligro potencial que la radiación tiene en los sistemas biológicos, tema que con posterioridad se empezó a trabajar.

Los rayos X han contribuido al diagnóstico y tratamiento de muchas enfermedades ayudando a mejorar la calidad de vida de muchas personas. La evolución tecnológica en el uso de la radiación para la medicina no se ha hecho esperar y es así como se ha logrado además de aquellas familiares imágenes estáticas en placas fotosensibles, imágenes dinámicas que son vistas en equipos como el fluoroscopio.

A diferencia de los primeros días del uso de rayos X, en la actualidad la población en general, y la médica en particular se ha ido conscientizando del peligro potencial que existe en la sobre exposición a la radiación. A pesar de ello en las prácticas médicas de este tipo, por lo menos en Colombia, es común ver que en diferentes centros radiológicos no se cuenta con el equipo de protección necesario, como delantales, guantes y protectores de cuello. Los equipos son operados por personal con poca o ninguna capacitación y no se toma en consideración la historia dosimétrica del paciente, es decir, no se lleva un registro de cuanta radiación recibe una persona en particular, por ejemplo a lo largo de un tratamiento odontológico.

El entendimiento de la interacción de los rayos X con los sistemas biológicos es un punto fundamental para lograr optimizar los equipos tecnológicos actuales. Así mismo este conocimiento permite el mejoramiento no solo de los tratamientos médicos sino de la seguridad tanto del paciente como del personal que trabaja en estas intervenciones. Desarrollar políticas de seguridad hospitalaria debe ser una prioridad para cualquier gobierno o institución clínica, es el deber de la comunidad científica el brindar apoyo, dando sugerencias claras, presentando los riesgos que algunas prácticas pueden tener y ofreciendo alternativas para dar a los legisladores una guía que les permita obrar en beneficio de la comunidad. Estas premisas son aplicables a cualquier campo de la salud y en especial a los tratamientos con radiaciones y específicamente al uso de rayos X.

Este trabajo fue realizado con el ánimo de medir la radiación, en una intervención quirúrgica en la que se usa un fluoroscopio, a la que se expone el personal médico expuesto y el paciente. Para ello se escribió un programa basado en Geant4 que permite simular la radiación directa

a la que está expuesto el paciente y la radiación indirecta a la que está expuesto el equipo de médico en una situación como la que se describió.

Para cumplir con este propósito se siguieron una serie de pasos como fueron: determinar la geometría del fluoroscopio que se deseaba simular, establecer como interactúan los materiales del fluoroscopio con los rayos X, analizar los procesos físicos más importantes para evaluar la distribución espacial de la radiación directa y la dispersa, determinar el tipo de detector más conveniente y las mejores posiciones en la que deberían ser ubicados, relacionar los datos obtenidos de la simulación con cantidades disimétricas y comparar las medidas disimétricas calculadas a partir de la simulación con las cantidades dosimétricas medidas experimentalmente y que están reportadas en la literatura. A lo largo del texto se puede ver como paso a paso se fueron cumpliendo estos objetivos.

Se contó con la colaboración del grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia y se dio continuidad a un trabajo ya empezado hace algún tiempo atrás por este grupo. El trabajo del grupo está enfocado en el estudio de diversos tipos de radiaciones con los sistemas biológicos. Este tema ha sido estudiado por el grupo de manera experimental y teórica, desde el punto de vista físico y en colaboración con la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional desde el punto de vista médico. El presente trabajo es otra aproximación, esta vez desde un punto de vista teórico, mediante el uso de métodos numéricos como lo es la simulación en Monte Carlo, que busca analizar una situación demasiado compleja para ser resuelta analíticamente. Aunque el trabajo es teórico, se utilizaron resultados experimentales tanto para realizar la simulación (Geant4 usa datos experimentales en diversas subrutinas) como para verificar sus resultados.

Los resultados obtenidos muestran la importancia de usar protecciones adecuadas en una intervención quirúrgica donde se utilice un fluoroscopio. Se logró realizar un mapa del campo de radiación en un configuración particular del fluoroscopio, pero con el software escrito es posible recrear otras configuraciones. Este mapa le puede servir al personal médico para buscar las ubicaciones más seguras en el momento de una operación.

2. Marco Teórico

Para construir una imagen médica del cuerpo humano se requiere que alguna forma de energía interactúe con él. El fluoroscopio es un aparato médico que sirve para obtener imágenes internas de un paciente en tiempo real, cuyo componente esencial es un tubo de rayos X. Los rayos X entregan su energía a la materia que atraviesan en un proceso de dos pasos:

1. Primer paso. La energía transportada por el fotón es transformada en energía cinética de las partículas cargadas (como electrones) del medio. La energía se transforma por efecto fotoeléctrico, efecto Rayleigh y efecto Compton.
2. Segundo paso. Las partículas cargadas entregan su energía al medio por excitación y ionización. En algunas ocasiones, el rango de las partículas es suficientemente grande y la energía es depositada a cierta distancia de la interacción inicial.

A continuación se describen las interacciones de la radiación X con la materia y la probabilidad que éstas ocurran. Después se describirán las interacciones de las partículas cargadas con la materia.

2.1. Interacciones de los rayos X con la materia

Cuando un fotón de energía E_X incide sobre un material dado, varias cosas pueden ocurrir, cada una con una probabilidad que depende principalmente de la energía del fotón y del número atómico (Z) del material:

1. El fotón pasa sin ser detectado.
2. El fotón hace efecto fotoeléctrico
3. El fotón hace efecto Compton o dispersión inelástica
4. El fotón hace efecto Rayleigh o dispersión elástica

2.1.1. Efecto fotoeléctrico

Si un fotón incide sobre un átomo con una energía mayor a la energía de ionización del átomo, φ , el fotón puede ser absorbido por un electrón del átomo, el electrón (foto-electrón)

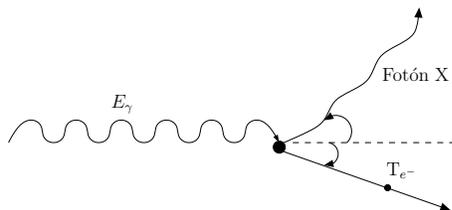


Figura 2-1.: Esquemmatización del proceso de interacción fotoeléctrica.

se desprende del sistema con una energía cinética igual al exceso de energía del fotón incidente sobre la energía de ionización

$$T_{e^-} = E_X - \varphi . \quad (2-1)$$

La vacancia dejada por el foto-electrón es llenada por un electrón de un nivel superior, produciéndose un fotón X característico del material del detector. φ incluye la energía de ligadura promedio y la energía promedio del fotón X característico. La probabilidad de producir un foto-electrón depende fuertemente del número atómico Z y de la energía E_X . Esta probabilidad es grande para materiales con Z grande y fotones de baja energía

$$\sigma_f \simeq C \frac{Z^n}{E_X^{3,5}} , \quad (2-2)$$

n puede tomar el valor de 4 o 5 dependiendo del rango de energía.

2.1.2. Efecto Compton

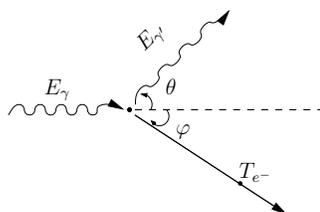


Figura 2-2.: Esquemmatización del proceso de dispersión Compton.

Un fotón puede ser dispersado en cualquier dirección por un electrón libre o débilmente ligado (los electrones más ligados prefirieren hacer efecto fotoeléctrico). ver figura **2-2**. Suponiendo el electrón libre y en reposo, por conservación de la energía

$$E_X + m_e c^2 = E_{X'} + E_{e^-} \quad (2-3)$$

y por conservación del momento:

$$\begin{aligned} p_X &= p_{X'} \cos \theta + p_{e^-} \cos \varphi \\ 0 &= p_{X'} \sin \theta + p_{e^-} \sin \varphi . \end{aligned} \quad (2-4)$$

La energía cinética ganada por el electrón está dada por

$$T_{e^-} = E_X - E_{X'} . \quad (2-5)$$

Usando las ecuaciones del (2-3) al (2-5) se puede obtener la siguiente expresión para la energía transferida al electrón en función del ángulo de dispersión y de la energía del fotón incidente

$$T_{e^-} = E_X \frac{\zeta(1 - \cos \theta)}{1 + \zeta(1 - \cos \theta)} , \quad (2-6)$$

donde $\zeta = E_X/m_e c^2$. Si $\theta = \pi$, el fotón es dispersado hacia atrás y la energía transferida al electrón es la máxima

$$T_{\text{máx}} = E_X \frac{2\zeta}{1 + 2\zeta} . \quad (2-7)$$

Si $E_X \gg m_e c^2$, la energía máxima transferida se aproxima a E_X . La figura 2-3a) muestra el

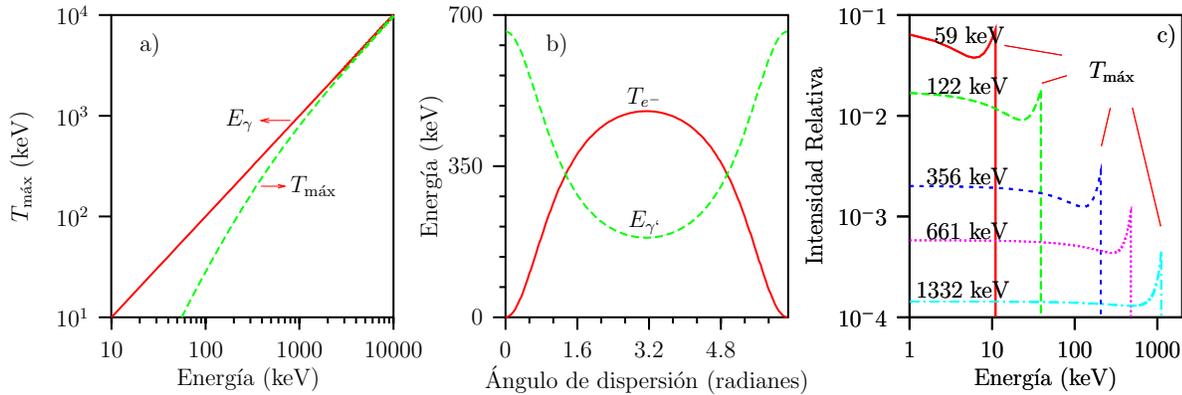


Figura 2-3.: a) Máxima energía transferida al electrón en función de la energía incidente. b) Energía transferida al electrón dispersado, T_{e^-} , y energía retenida por el fotón dispersado en función del ángulo de dispersión, para un fotón incidente de 661 keV. c) Distribución de energías para el electrón dispersado para varias energías incidentes.

comportamiento de $T_{\text{máx}}$ en función de E_X y en la figura 2-3b) se puede observar la energía transferida al electrón y la conservada por el fotón dispersado en función del ángulo de dispersión para fotones incidentes de 661 keV.

La sección eficaz por electrón para la dispersión Compton fue una de las primeras en ser calculadas y es conocida como la fórmula de Klein-Nishina (supone al electrón libre y en reposo):

$$\sigma_c = 2\pi r_e^2 \left\{ \frac{1+\zeta}{\zeta^2} \left[\frac{2(1+\zeta)}{1+2\zeta} - \frac{1}{\zeta} \ln(1+2\zeta) \right] + \frac{1}{2\zeta} \ln(1+2\zeta) - \frac{1+3\zeta}{(1+2\zeta)^2} \right\}, \quad (2-8)$$

r_e es el radio clásico del electrón.

Otra cantidad muy importante es la distribución de energías del electrón dispersado para una energía incidente dada, E_X ,

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{\pi r_e}{m_e c^2 \zeta^2} \left[2 + \frac{s}{\zeta^2 (1-s)^2} + \frac{s}{1-s} \left(s - \frac{2}{\zeta} \right) \right], \quad (2-9)$$

donde $s = T_{e^-}/E_X$. La figura **2-3c)** muestra ésta distribución para varias energías incidentes.

2.1.3. Efecto Rayleigh

Un fotón es dispersado por un átomo pero sin transferir energía al átomo, el fotón incidente solo cambia su dirección de propagación, ver figura **2-4**. Esta interacción ocurre principalmente para fotones de baja energía, entre 15 y 30 keV. En general, el ángulo de dispersión aumenta cuando la energía del fotón decrece. la probabilidad que la dispersión Rayleigh ocurra es muy baja, en tejido suave y para fotones de energías mayores a 70 keV, menos del 5% de los fotones interactuarán así.

Sección eficaz total, coeficientes de atenuación

La probabilidad total de que un fotón X interactúe con la materia por átomo, σ , es la suma de las secciones eficaces de las interacciones individuales (fotoeléctrico, Compton y Rayleigh) que se pueden llevar a cabo:

$$\sigma = \sigma_f + Z \cdot \sigma_C + \sigma_R. \quad (2-10)$$

Si se multiplica la sección eficaz total σ por la densidad de átomos n , se obtiene la probabilidad por unidad de longitud para una interacción:

$$\mu = \sigma n. \quad (2-11)$$

μ es más conocido como el coeficiente de absorción total o coeficiente de atenuación lineal, y es justamente el inverso del camino libre medio del fotón. El coeficiente de absorción

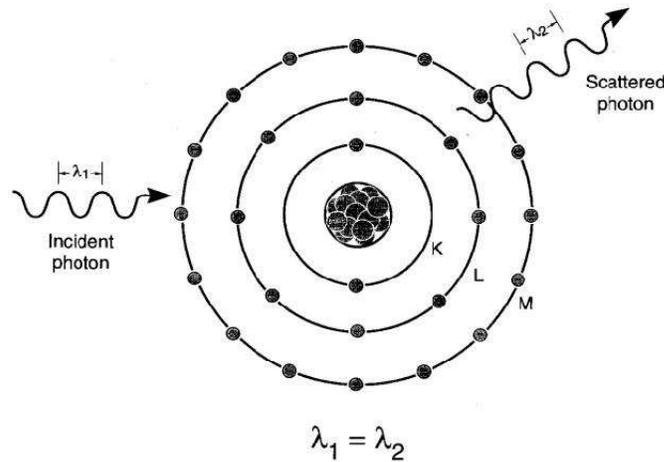


Figura 2-4.: Esquematización del proceso de interacción Rayleigh [4].

total dividido por la densidad material sobre el cual interactúan los fotones X se denomina coeficiente de atenuación másico

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}. \quad (2-12)$$

Muchos de los fotones incidentes atraviesan el material sin interactuar con éste, la sección eficaz de absorción de la radiación X es pequeña comparada con la sección eficaz de absorción de los electrones debido a que la radiación X es eléctricamente neutra. La figura 2-5(Izquierda) muestra el comportamiento del coeficiente de atenuación másico, el total y los individuales (Rayleigh, fotoeléctrico, Compton y creación de pares), en función de la energía del fotón incidente, para un tejido blando ($Z=7$). La estructura de la curva total refleja el proceso físico dominante a bajas, intermedias y altas energías de incidencia. Para fotones de baja energía la interacción dominante es el efecto fotoeléctrico; el coeficiente de atenuación másico decrece cuando la energía del fotón aumenta. Cuando la energía del fotón es grande comparada con la energía de ligadura de los electrones la probabilidad del efecto Compton es comparable a la del efecto fotoeléctrico y para energías del orden de los keV o mayores, el proceso dominante es la dispersión Compton y sigue siendo importante un poco más arriba del límite de energía para la creación de pares (1022 keV). La creación de pares se vuelve el proceso más probable para energías por encima de los 5 MeV, razón por la que este proceso no será tenido en cuenta en este trabajo. La figura 2-5(Derecha) muestra la interacción dominante para un número atómico y una energía incidente dada.

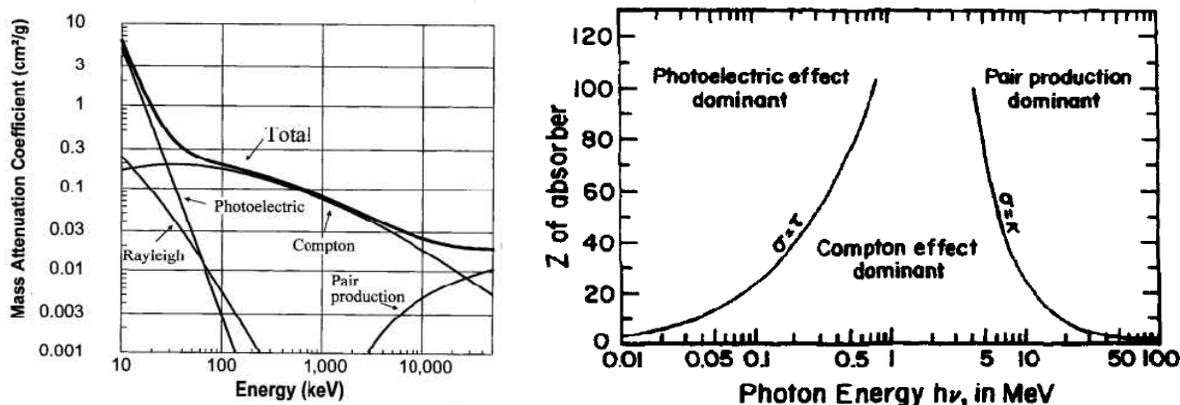


Figura 2-5.: (Derecha) Coeficiente de atenuación másico, total e individuales (Rayleigh, fotoeléctrico, Compton y creación de pares), en función de la energía del fotón incidente [4]. (Izquierda) Interacciones ponderantes para diferentes energías de fotones incidentes y para diferentes números atómicos del material absorbente [3].

2.2. Interacciones de las partículas cargadas con la materia

El comportamiento de las partículas cargadas pesadas (por ejemplo, partículas alfa y protones) es diferente de las partículas cargadas livianas tales como electrones y positrones. Las partículas energéticas cargadas interactúan con la materia por fuerzas eléctricas y pierden su energía cinética vía excitación, ionización y emitiendo radiación.

2.2.1. Excitación e ionización

La excitación e ionización ocurren cuando las partículas cargadas pierden su energía interactuando con los electrones orbitales. En la excitación la partícula incidente transfiere parte de su energía a electrones del material absorbente, promovéndolos a orbitales más lejos del núcleo, a niveles de mayor energía. En una excitación, la energía transferida a un electrón no es mayor a su energía de ligadura. Después de la excitación, el electrón pueden volver a un nivel de menor energía, emitiendo la energía de excitación en forma de radiación electromagnética o electrones Auger. Este proceso es conocido como desexcitación. Si la energía transferida excede la energía de ligadura de un electrón, ocurre ionización, por lo tanto el electrón es eyectado del átomo. El resultado de la ionización es un par iónico consistente de un electrón eyectado y átomo cargado positivamente. Algunas veces, los electrones eyectados poseen suficiente energía para producir ionizaciones, llamadas ionizaciones secundarias. Estos electrones son llamados rayos delta.

Un proceso de ionización puede ser considerado una dispersión elástica cuando la energía de ligadura del electrón eyectado es despreciable comparada con la energía del electrón incidente. La interacción es inelástica cuando la energía de ligadura que hay que superar para ionizar el átomo es significativa comparada con la energía del electrón incidente.

2.2.2. Bremsstrahlung

Cuando un electrón pasa cerca de un núcleo siente una gran fuerza atractiva y como consecuencia de ésto emite radiación, entre más cerca pase del núcleo mayor es la energía de la radiación emitida. A esta radiación se le denomina bremsstrahlung o radiación de frenado. Los electrones que interactúan con los núcleos del ánado pueden emitir radiación de baja energía (calor), de media energía (luz visible y ultravioleta) y de alta energía (rayos X).

Cuando la energía cinética del electrón es baja, los fotones de bremsstrahlung son emitidos predominantemente en ángulos de 60 y 90 grados con respecto a la dirección del electrón incidente. Para energías cinéticas altas, los fotones de bremsstrahlung tienden hacer emitidos hacia adelante. La probabilidad de emitir fotones de bremsstrahlung por átomo es proporcional a Z^2 del absorbedor. La energía emitida vía bremsstrahlung es inversamente proporcional al cuadrado de la masa de la partícula incidente.

La energía media transferida \overline{E}_{tr} por un fotón de energía $h\nu$ a una partícula cargada del medio es igual a la energía media absorbida por el medio más la energía media irradiada por el medio

$$\overline{E}_{tr} = \overline{E}_{ab} + \overline{E}_{rad}. \quad (2-13)$$

Dos cantidades muy importantes a la hora de determinar la energía entregada por la radiación X a la materia son el coeficiente lineal de transferencia de energía y el coeficiente lineal de absorción de energía, estos están definidos respectivamente como sigue

$$\mu_{tr} = \frac{\mu \overline{E}_{tr}}{h\nu} \quad (2-14)$$

y

$$\mu_{ab} = \frac{\mu \overline{E}_{ab}}{h\nu}, \quad (2-15)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal definido en la ecuación 2-12. μ_{tr} es igual al coeficiente de atenuación lineal multiplicado por la fracción de energía, que el fotón interactuante de energía $h\nu$, cedió en forma de energía cinética a la partícula cargada y μ_{ab} es igual al coeficiente de atenuación lineal multiplicado por la fracción de energía que el medio absorbió de la partícula cargada, creada por un fotón incidente de energía $h\nu$.

2.3. Magnitudes y unidades de la radiación

Cuando la radiación X llega a la materia, por ejemplo a un tejido o un órgano, puede interactuar con ésta a través de los procesos descritos en la sección anterior y como resultado de estas interacciones parte de la energía de los fotones X es cedida a la materia. Las magnitudes dosimétricas determinan cuanta energía por unidad de masa quedó almacenada en la materia irradiada, y a partir de estas magnitudes se puede llegar a determinar cuales son los efectos físicos, químico y biológicos que esta radiación produce sobre dicha materia.

2.3.1. Exposición, Fluencia, flujo y fluencia de energía

La exposición es una magnitud definida exclusivamente para un haz de fotones (X ó gamma) en un medio específico, el aire. La exposición está definida como:

$$\chi = \frac{dQ}{dm}, \quad (2-16)$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en el aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones absorbidos en la masa dm son detenidos completamente en el aire. Lo que mide esta magnitud es la ionización del aire, pero la magnitud importante en radiobiología es la energía absorbida, por lo que la exposición es una magnitud de paso hacia la dosis absorbida. La unidad antigua de χ , y hoy obsoleta, es el Roentgen (R), $1R=2.58 \times 10^{-4} C/kg$.

El número de fotones (o partículas) que atraviesan una unidad de área de sección transversal es denominado fluencia, y se expresa como:

$$\Phi = \frac{\# \text{ Fotones}}{\text{Área}}. \quad (2-17)$$

El flujo es la tasa a la cual los fotones (o partículas) atraviesan una unidad de área de sección transversal por unidad de tiempo, es simplemente la fluencia por unidad de tiempo:

$$\dot{\Phi} = \frac{\# \text{ Fotones}}{\text{Área Tiempo}}. \quad (2-18)$$

El flujo es una magnitud útil cuando un material es irradiado por un periodo de tiempo extenso, como en fluoroscopia.

La cantidad de energía que atraviesa una unidad de área de sección transversal es denominado fluencia de energía, y se expresa como:

$$\Psi = \frac{\# \text{ Fotones}}{\text{Área}} \times \text{Energía de los fotones} = \Phi E. \quad (2-19)$$

2.3.2. Kerma

El kerma, K , es una sigla del inglés **k**inetic **e**nergy **r**elased in **m**atter (energía cinética liberada en la materia). El kerma está definido como el cociente dE_{tr}/dm , es igual a la energía cinética transferida a las partículas cargadas por la radiación ionizante, por unidad de masa. El kerma es expresado en unidades de J/kg o Gray (Gy). Para rayos X, el kerma puede ser calculado del coeficiente de transferencia masa energía y de la fluencia de energía Ψ :

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{h\nu}, \quad (2-20)$$

el coeficiente de transferencia masa energía, $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{h\nu}$, está definido en términos del coeficiente lineal de transferencia de energía, μ_{tr} , y de la densidad del material absorbente, ρ . El coeficiente μ_{tr} ya fue definido en la ecuación 2-14. $h\nu$ es la energía del fotón incidente.

2.3.3. Dosis absorbida

La dosis absorbida mide la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de materia, y se expresa como:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}, \quad (2-21)$$

donde $d\epsilon$ es la energía media dada por la radiación ionizante al elemento de masa dm . Generalmente se mide D en rad (radiation absorbed dose) y $1\text{rad} = 10^{-2}\text{J/kg} = 10^{-2}\text{Gy}$. La tasa de dosis absorbida \dot{D} , mide la acumulación de la dosis absorbida en el tiempo:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}. \quad (2-22)$$

2.3.4. Relación entre la dosis absorbida y otras magnitudes dosimétricas

La dosis absorbida puede calcularse a partir de la energía de fluencia, así:

$$D = \Psi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{h\nu}, \quad (2-23)$$

$\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{h\nu}$ se denomina coeficiente de absorción masa energía y está definido en términos del coeficiente lineal de absorción de la energía, μ_{ab} , y de la densidad del material absorbente, ρ . El coeficiente μ_{ab} ya fue definido en la ecuación 2-15. $h\nu$ es la energía del fotón incidente. Si se considera una pequeña cantidad de materia aislada, dm , sobre la que incide radiación ionizante, la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas liberadas, componen el kerma, pero tan sólo una fracción de esta energía quedará absorbida en la masa

dm , la dosis absorbida. En estas condiciones el kerma será siempre mayor que la dosis absorbida. En cambio, si la masa elegida está rodeada de una gran cantidad de masa de idéntica naturaleza, la energía que escapa del elemento de masa dm , puede ser 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 relacionar dosis y kerma. Cuando la dosis es igual al kerma, $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{h\nu} \approx \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{h\nu}$.

La dosis absorbida y la exposición χ , en un punto del espacio rodeado de una pequeña porción de materia m , se relacionan así:

$$D = f\chi, \quad (2-24)$$

esta relación sólo es válida cuando m está en equilibrio eléctrico. El valor de f depende de la energía de la radiación incidente y del material que rodea el punto donde se calcula la dosis.

2.3.5. Dosis equivalente

Debido a que en organismos biológicos los efectos de la radiación no dependen solo de la dosis sino del tipo radiación se definió la dosis equivalente H como

$$H = DQ, \quad (2-25)$$

donde Q es llamado el factor de calidad o factor de peso de la radiación, la tabla 2-1 muestra el valor de Q para varios tipos de radiación, factores adoptados desde 1990 por recomendaciones del Comité Internacional de Protección Radiológica (en inglés ICRP). La dosis equivalente tiene como unidad el Sievert ($Sv=1J/kg$) o en caso de expresar la dosis absorbida en rad, H será medida en una unidad llamada rem (Radiation Equivalent Man). En la sección 2.3.8 se amplía la información sobre el papel que juega el Comité Internacional

Tipo de radiación	Factor de calidad
Rayos X y γ , partículas <i>beta</i> y electrones ^a	1
Protones (> 2 MeV)	5
Neutrones (depende de la energía)	5-20
Partículas α y otras partículas pesadas cargadas	20

Tabla 2-1.: Factor de calidad (Q) para varios tipos de radiación. ^a $Q = 1$ para electrones de todas las energías excepto para electrones auger emitidos desde núcleos unidos al ADN.[4]

de Protección Radiológica, y otras entidades, en la protección contra radiaciones ionizantes.

2.3.6. Dosis efectiva

No todos los tejidos son igualmente sensibles a los efectos de la radiación ionizante, por esta razón un factor de peso, ω_T , fue establecido para cada órgano o tejido. La dosis efectiva (E), es la suma de los productos de la dosis equivalente para cada órgano o tejido irradiado y el correspondiente factor de peso para este órgano o tejido:

$$E = \sum H_T \omega_T. \quad (2-26)$$

La tabla 2-2 muestra el factor de peso (ω_T) para varios órganos y tejidos, valores adoptados desde 1990 por recomendaciones del Comité Internacional de Protección radiológica.

Tejido u órgano	Factor de peso, ω_T
Gónodas	0.20
Médula ósea	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estomago	0.12
Vejiga	0.05
Pecho	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficie del hueso	0.01
Resto	0.05
Total	1.00

Tabla 2-2.: Factor de peso (ω_T) para varios órganos y tejidos.[4]

2.3.7. Distribución de la dosis en agua para rayos X

La dosis depositada en la materia es una de las más importantes características de la interacción de la radiación con la materia. Esto es cierto en general para la física de radiación pero aún más para la física médica. En física médica la dosis depositada en tejido es importante tanto en el diagnóstico de una enfermedad usando radiación (física de imágenes), como en el tratamiento de una enfermedad usando radiación (radioterapia).

La obtención de imágenes con radiación ionizante está limitada al uso de rayos X en radiología de diagnóstico e intervencionista, y a rayos γ en medicina nuclear. Mientras que en radioterapia la radiación utilizada es amplia: rayos X, rayos γ , electrones, neutrones, protones y partículas cargadas pesadas.

En imágenes obtenidas con radiación para diagnóstico o para procedimientos intervencionistas (fluoroscopia), es importante la propagación de la radiación a través del paciente. En imágenes de medicina nuclear lo importante es la radiación que emana del paciente. Por otro lado, en radioterapia, lo importante es la energía depositada en el paciente por una fuente de radiación localizada fuera del paciente (radioterapia de haz externo) o dentro del tumor (braquiterapia).

La figura 2-6, muestra el comportamiento típico de las curvas de dosis en profundidad para radiación ionizante indirecta: fotones y neutrones y para radiación ionizante directa: electrones y partículas cargadas pesadas. Como se puede ver, la dosis en profundidad depende fuertemente del tipo de radiación y de su energía. Pero también dependen de manera compleja de otros parámetros, como tamaño del campo radiación, distancia fuente-paciente, etc. Todas las curvas de dosis en profundidad que aparecen en la figura 2-6, fueron calculadas en agua y normalizadas al 100 % en la dosis máxima. Estas curvas se calculan en el agua por que el cuerpo humano está compuesto principalmente por agua.

En general, para la radiación indirectamente ionizante, estas curvas muestran una atenuación, como exponencial, en la absorción. Y para radiación directamente ionizante, estas curvas muestran un rango bien definido en la absorción.

La propagación de un haz de fotones en el vacío o en el aire está gobernada por la ley del inverso al cuadrado, la propagación de un haz de fotones a través de un paciente, se ve afectada no sólo por la ley del inverso al cuadrado sino que también se ve afectada por la atenuación y la dispersión del haz de fotones dentro del paciente. Estos tres efectos hacen que la dosis depositada en un paciente sea un proceso complicado y su determinación una tarea compleja.

La distribución de dosis típica para varios haces de fotones en un rango de energías entre los 100 kV y los 22 MV son mostradas en la figura 2-6a. Varios puntos y regiones de estas curvas pueden ser identificados. El haz entra al paciente por la superficie (piel) donde es entregada cierta dosis, denominada dosis de superficie D_S . Debajo de la superficie, la primera dosis se eleva rápidamente y alcanza un valor máximo a una profundidad z_{max} , y entonces decrece casi exponencialmente hasta alcanzar un valor de dosis de salida en el punto de salida del paciente. La profundidad de la dosis máxima z_{max} es proporcional a la energía del haz.

La relativa baja dosis de superficie para haces de fotones de altas energías, es de gran importancia en radioterapia para el tratamiento de lesiones profundas sin involucrar la piel. La dosis se puede concentrar en el tumor, que se encuentra a mayor profundidad del paciente, entregando una dosis pequeña a la piel del paciente. La piel es muy sensible a la radiación y su exposición a la radiación debe ser evitada, tanto como sea posible, cuando no está implicada en la enfermedad.

La región del paciente entre la superficie y z_{max} se denomina *región de acumulación de la dosis*, en esta región la dosis depositada crece con la profundidad como resultado del rango de electrones secundarios liberados en el tejido por los fotones interactuando con los átomos del tejido. Entre mayor es la energía del fotón, mayor es la energía y rango de los electrones

secundarios y, en consecuencia, mayor es la profundidad a la que se da la dosis máxima.

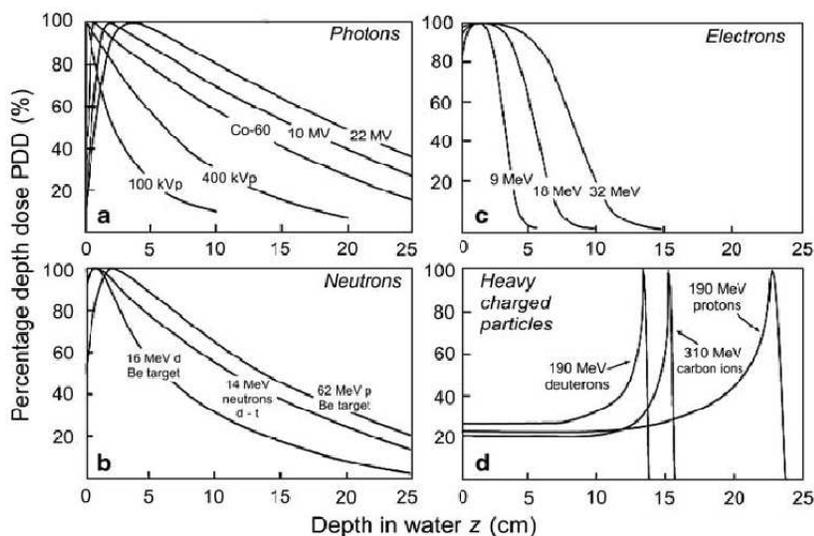


Figura 2-6.: Curvas de dosis en profundidad, calculadas en agua para fotones(a), neutrones(b), electrones(c) y partículas cargadas pesadas(d). Para cada tipo de radiación, la curva es calculada para diferentes energías de esa radiación.[19].

2.3.8. Desarrollo de las normas de protección radiológica.

En 1925, la **Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación**, crea las primeras definiciones de magnitudes y unidades radiológicas. En 1928, la Sociedad Internacional de Radiología, crea la **Comisión Internacional de Protección Radiológica** (en inglés ICRP), esta comisión reúne médicos, físicos y biólogos de todos los países y emite recomendaciones en materia de protección radiológica. El **Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica** (en inglés UNSCEAR), fue creado por la Asamblea General de Naciones Unidas en 1955. Su misión es estimar niveles y efectos de exposición a radiación ionizante, e informar de ellos. Los informes del Comité se usan como base científica para evaluar los riesgos de la radiación y para establecer medidas de protección. La OIEA (**Organismo Internacional de Energía Atómica**) edita periódicamente normas de seguridad y protección radiológica, aplicables a las industrias y a las actividades humanas que utilizan radiaciones, estas normas se basan en las últimas recomendaciones que hacen organismos científicos como ICRP y UNSCEAR. Cada país puede adaptar estas normas a su propia legislación.

La Constitución Política de Colombia, en su artículo 49 determina: "...Corresponde al Estado organizar, dirigir y reglamentar la prestación de servicios de salud a los habitantes y de saneamiento ambiental..." También establece en su artículo 365: "...Los servicios públicos

Normativa	No.	Año	Reglamenta
Resolución	9031	1990	Se establecen procedimientos relacionados con el funcionamiento y operación de rayos X y otros emisores de radiaciones ionizantes.
Resolución	181434	2002	Se adopta el reglamento de protección y seguridad radiológica. Se establecen los requisitos y condiciones mínimas que deben cumplir las personas naturales o jurídicas interesadas en realizar o ejecutar prácticas que causan exposición a la radiación ionizante.
Resolución	181289	2004	Se establecen los requisitos para la expedición de la licencia para prestar el servicio de dosimetría personal.
Resolución	181304	2004	Se reglamenta la expedición de la licencia para el manejo de materiales radiactivos.
Resolución	181419	2004	Se reglamenta la expedición de la licencia para la importación de materiales radiactivos.
Resolución	181475	2004	Se expide el reglamento sobre instalaciones nucleares y se establecen los requisitos para obtención de licencias para su operación.
Resolución	181478	2004	Se reglamenta el procedimiento para evaluar las inspecciones a las instalaciones donde se gestionan materiales radiactivos y nucleares.
Resolución	181682	2005	Se adopta el reglamento para el transporte seguro de materiales radiactivos.
Resolución	181778	2005	Se fijan las tarifas a cobrar por servicios de licenciamiento, vigilancia y control de usuarios de materiales radiactivos.
Resolución	180052	2008	Se adopta el sistema de categorización de las fuentes radiactivas.
Resolución	001441	2013	Se definen los procedimientos y condiciones que deben cumplir los prestadores de servicios de salud que utilicen fuentes radiactivas de baja, mediana y alta complejidad para habilitar los servicios. Se dictan otras disposiciones.

Tabla 2-3.: Principales reglamentaciones establecidas por la legislación colombiana en protección radiológica. [1]

estarán sometidos al régimen jurídico que fije la ley, podrán ser prestados por el Estado, directa o indirectamente, por comunidades organizadas, o por particulares. En todo caso, el Estado mantendrá la regulación, el control y la vigilancia de dichos servicios...”. El Estado colombiano organiza, dirige y reglamenta la prestación de servicios de salud a través del Ministerio de Salud y Protección Social. El prestador de salud que utilice para su funcionamiento, fuentes radiactivas, cuenta en forma previa a la habilitación, con Licencia de Manejo de Material Radiactivo vigente, expedida por la autoridad reguladora nuclear (Ministerios de Salud y Protección Social y Minas y Energía o las entidades por éstos designadas para tal fin).

La legislación colombiana en materia de protección radiológica empezó en 1979, y la última y más completa normativa al respecto se hizo en mayo del 2013. La tabla **2-3** muestra las normas más importantes que en protección radiológica ha hecho la legislación colombiana a lo largo de estos 25 años. La resolución 001441 del 2013 establece los estándares de la capacidad tecnológica y científica que deben tener los prestadores de servicios de salud para que se les habiliten sus servicios en las áreas de: Radiología e imágenes diagnósticas de baja complejidad, Radiología e imágenes diagnósticas de mediana y alta complejidad, Medicina nuclear, Radioterapia, Quimioterapia y Odontología. Estos estándares son: Talento humano, Infraestructura, Dotación, Medicamentos, dispositivos médicos e insumos, Procesos prioritarios, Historia clínica y registros e Interdependencia.

La resolución 001441 del 2013 establece cual es la formación específica que debe tener el personal que opera los equipos de radiación ionizante y la formación del personal que acompaña y supervisa los procedimientos donde se prestan servicios de salud relacionados con radiaciones ionizantes, por ejemplo establece

- Que los servicios de radiología e imágenes diagnósticas de baja complejidad, “Cuenta con tecnólogo en radiología e imágenes diagnósticas, para la operación de equipos y adquisición de imágenes, con supervisión por especialista en radiología e imágenes diagnósticas”.
- Que los servicios de radiología e imágenes diagnósticas de mediana y alta complejidad, “Cuenta con médico especialista en radiología e imágenes diagnósticas, presencial cuando se practiquen procedimientos invasivos propios de la especialidad o apliquen medios de contraste”.
- Que los servicios de radioterapia, “Cuenta con: 1. Tecnólogo en radioterapia. 2. Profesionales en física, matemáticas, ingeniería, ciencias básicas o áreas de la salud, con maestría en ciencias físicas (física médica) o con especialización en protección radiológica y seguridad nuclear. Presente durante los procesos de planificación dosimétrica de pacientes. 3. Oficial de protección radiológica para toda la institución, responsable de los procesos de protección radiológica”.

La resolución 001441 del 2013 establece cual es la dotación que debe tener un establecimiento

donde se prestan servicios de salud relacionados con radiaciones ionizantes, por ejemplo establece

- “Si en el consultorio de odontología se presta el servicio de radiología, cuenta con: equipo de rayos X correspondiente, con 2 delantales plomados ó 1 según especificación del equipo”.
- Que los servicios de radiología e imágenes diagnósticas de baja complejidad, “Cuenta con equipo de rayos X correspondiente con: Mesa radiográfica, Delantal plomado, Protector gonadal y de tiroides”.
- Que los servicios de radioterapia, “Las salas de tratamiento deben estar equipadas con unidad de tratamiento correspondiente: 1. Acelerador lineal. 2. Unidad de cobalto con una distancia de tratamiento mínima de 80 cm. y una tasa de dosis de referencia mínima al isocentro de 50 cGy por minuto a Dmax, tanto para tratamiento curativo como paliativo. 3. Equipo de rayos X para radioterapia superficial de electrones ó sistema de alta tasa de dosis con circuitos de seguridad de interrupción de la radiación. 4. Sistemas de monitoreo de radiación, (monitor de área independiente, alimentados con UPS) con certificado de calibración expedido por un LSCD (laboratorio secundario de calibración y dosimetría). 5. Video para la observación del paciente y de comunicación por voz con el paciente. 6. Equipo de simulación de tratamiento propio o en convenio con otra institución. No se aceptarán equipos convencionales de rayos X adaptados para hacer radiografías de localización”.

La tabla 2-4 muestra los límites recomendados por el organismo ICRP para la dosis efectiva y para la equivalente.

Aplicación	Ocupacional	Público
Dosis Efectiva:	20 mSv/año Promediado sobre un período de 5 años. (*)	1 mSv/año (* *)
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino del ojo	150 mSv/año	15 mSv/año
piel	500 mSv/año	50 mSv/año
extremidades	500 mSv/año	50 mSv/año

Tabla 2-4.: Valores límites para la dosis efectiva y equivalente, recomendados por la ICRP.

(*) Con la condición adicional de no pasar de 50 mSv en un solo año. (* *) En circunstancias especiales una dosis efectiva de 5 mSv en un solo año, siempre que la dosis media en 5 años consecutivos no sea superior a 1 mSv por año. [15]

2.3.9. Efectos biológicos de la radiación X en los seres vivos

Los efectos biológicos de la radiación ionizante pueden ser deterministas o estocásticos, inmediatos o tardíos, somáticos (afectan la salud de la persona irradiada) o genéticos (afectan la salud de la descendencia de la persona irradiada), reversibles o irreversibles, sistémicos (afecta el cuerpo entero) o localizados. Los efectos deterministas tienen las siguientes características

- Existe un valor umbral de dosis por el debajo del cual no hay efectos observables.
- La gravedad del efecto aumenta con la dosis.
- Se afecta un gran número de células.

Efecto	Dosis umbral (Gy)
Cataratas en cristalino	2-10
Esterilidad permanente:	
Hombres	3.5-6
Mujeres	2.5-6
Esterilidad temporal:	
Hombres	0.15
Mujeres	0.6

Tabla 2-5.: Valor de las dosis umbrales para algunos efectos biológicos deterministas producidos por la exposición a la radiación ionizante. [21]

La tabla **2-5** muestra las dosis umbrales de algunos efectos deterministas. En los efectos estocásticos no se observa un valor umbral para la dosis, la probabilidad del efecto aumenta con la dosis y generalmente el efecto aparece en una sola célula. Los efectos deterministas son por lo general reversibles. El siguiente es el cronograma de eventos que desencadena la exposición de un tejido celular a la radiación ionizante

- Interacciones físicas. Las radiaciones ionizantes entregan su energía a los electrones del tejido celular mediante ionización o excitación de éstos. El intervalo de tiempo en el que se producen las interacciones físicas es del orden de 10^{-11} s.
- Interacciones físico químicas. En esta etapa se producen radicales libres, difusión, reacciones químicas y rupturas en el ADN. El intervalo de tiempo en el que se producen las interacciones físico químicas es del orden de 10^{-2} s.
- Respuestas biológicas. Se llevan a cabo procesos de reparación o fijación del daño en la célula, muerte celular, mutación, transformación o aberración celular. El intervalo de tiempo en el que se producen las respuestas biológicas es del orden de 1 día.

- Efectos médicos. Los efectos médicos inmediatos pueden ser enrojecimiento de la piel, inflamación, hemorragia, etc. Estos suceden en un intervalo de tiempo del orden de los días. Los efectos médicos tardíos son cancer, defectos hereditarios. Estos pueden suceder en un intervalo de tiempo del orden de los 100 años.

En la tabla **2-6** se muestran efectos deterministas, inmediatos, somáticos y localizados que puede padecer una persona, sometida a proceso de fluoroscopia prolongado, en la piel

Daño	Dosis umbral (Gy)	Semana de aparición
Eritema transitorio temprano	2	<<1
Depilación temprana	3	3
Eritema principal	6	1.5
Depilación permanente	7	3
Descamación seca	10	4
Fibrosis invasiva	10	
Atrofia dérmica	11	>4
Telangiectasia	12	>52
Descamación húmeda	15	>4
Eritema tardío	15	6-10
Necrosis dérmica	18	>10
Ulceración secundaria	20	>6

Tabla 2-6.: Reacciones de la piel por exposición fluoroscópica prolongada. [21]

Algunos de los efectos médicos que más manifiestan sufrir los médicos que trabajan con fluoroscopia son las opacidades visuales y las cataratas. La tabla **2-7** muestra los efectos en los ojos que pueden producir exposiciones cortas y prolongadas a la radiación

Efecto	Dosis en exposición única y corta	Tasa de dosis exposición larga
	(Sv)	(Sv/año)
Opacidades detectables	0.5-2.0	> 0.1
Daño visual (cataratas)	5.0	> 0.15

Tabla 2-7.: Reacciones en los ojos producidas por exposiciones cortas y largas a la radiación. [21]

2.4. Fluoroscopia

La fluoroscopia es la técnica que permite la visualización de forma dinámica y en tiempo real del interior del cuerpo humano a través de los rayos X. El fluoroscopio es el instrumento utilizado en esta técnica. De forma simplificada podemos decir que el fluoroscopio emite un haz continuo de rayos X que se hace pasar a través de la parte del cuerpo que va a ser intervenida quirúrgicamente y lo transmite a un monitor para poder ver en detalle la parte del cuerpo en interés.



Figura 2-7.: Izquierda, fluoroscopio Siremobil Iso-C 3D de Siemens de arco-C. Derecha, fluoroscopio en uso [24]

En la figura 2-7 se muestra el fluoroscopio que se quiere simular. Este equipo consta de una fuente de rayos X, ubicada en la parte inferior de la figura de la izquierda, al final del arco-C. En el otro extremo del arco está el intensificador de imágenes. Entre la fuente y el intensificador de imagen se ubica la camilla con el paciente. La parte adosada al arco-C tiene como propósito ubicar en diferentes posiciones el conjunto fuente-intensificador para que el médico pueda adoptar la posición más conveniente durante la operación.

En la figura 2-8 se ve un esquema del fluoroscopio por partes. A continuación se describen las partes de un fluoroscopio, el uso óptimo de un fluoroscopio y las protecciones utilizadas por el paciente, el médico y el operador.

2.4.1. Partes de un fluoroscopio

Tubo de rayos X

En un tubo de rayos X, los rayos X son emitidos cuando un haz de electrones, de gran energía cinética choca con un material que sirve de blanco [11]. Un tubo de rayos X como

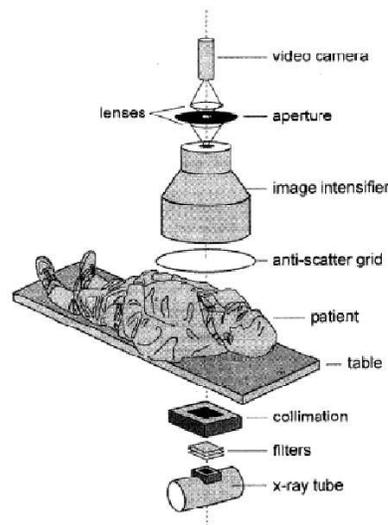


Figura 2-8.: Partes de un fluroscopio[4].

el de la figura 2-9 básicamente consiste de un cátodo que emite los electrones y un ánodo que sirve como blanco. El cátodo y el ánodo se encuentran a una diferencia de potencial del orden de los kV para proporcionar una gran energía cinética a los electrones. El ánodo es generalmente construido con tungsteno que tiene un alto punto de fusión. En un tubo de rayos X se establecen dos corrientes, la corriente del tubo que hace referencia al número de electrones que fluyen del cátodo al ánodo por unidad de tiempo y la corriente del filamento que hace referencia al número de electrones que emanan del filamento (cátodo) por unidad de tiempo, la primera es del orden de los mA y la segunda del orden de los A.

Espectro de rayos X continuo

El espectro continuo de rayos X resulta de la interacción del haz de electrones con los núcleos del ánodo. En la sección 2.2.2 se vió que como consecuencia de esta interacción los electrones emiten radiación. La longitud de onda mínima emitida puede ser calculada considerando que la energía cinética máxima de cierto electrón, es transformada en un fotón con la máxima energía que a su vez corresponde a una longitud de onda mínima dada por $\lambda_{min} = hc/eV$, donde V es la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo.

Espectro de rayos X discreto

Además de la radiación de frenado, que produce un espectro continuo, puede aparecer otra, para ciertas diferencias de potencial entre el ánodo y el cátodo, que forma un espectro discreto.

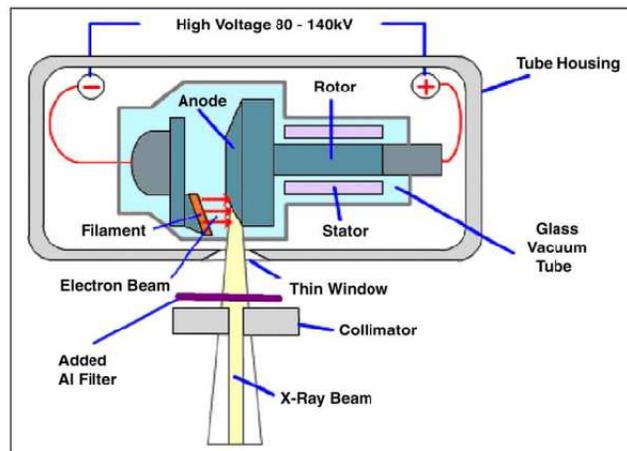


Figura 2-9.: Esquemmatización de un tubo de rayos X.[7]

to. Esta radiación corresponde a la emitida por la desexcitación de los electrones atómicos (principalmente los electrones de las capas orbitales K y L) del ánodo que ganaron energía en su interacción con los electrones provenientes del cátodo. Esta radiación es característica del material usado en el ánodo.

La figura **2-10**, esquematiza las interacciones que ocurren entre el haz de electrones y el ánodo, para un ánodo de Tungsteno. La probabilidad de que se emitan rayos X es muy baja. Como resultado de la interacción de los electrones del haz con los electrones del ánodo, se producen rayos X característicos de 67,2 keV y 69 keV (transiciones M-K), 59,3 keV y 57,9 keV (transiciones L-K). La figura **2-11** izquierda, muestra un espectro típico de rayos X. Para una diferencia de potencial dada existe un valor máximo para la energía de los fotones. Al aumentar el valor de la diferencia de potencial, el valor máximo de la energía de la radiación emitida se hace mayor aún y la intensidad de la radiación emitida aumenta. La figura **2-11** derecha, muestra el espectro X continuo para varias corrientes del tubo pero para el mismo voltaje entre el cátodo y el ánodo. A medida que aumenta la corriente del tubo aumenta el área bajo la curva, la cual es proporcional al número de fotones emitidos por el tubo de rayos X, pero el rango de energía de la curva se mantiene constante.

Los rayos X son radiación electromagnética y por lo tanto no se ven afectados por campos eléctricos o magnéticos externos. Hacen parte de la llamada radiación ionizante y tienen energías aproximadamente entre 0,1eV y 200keV. El número total de rayos X emitidos es proporcional al área bajo las curvas de la figura **2-11**. Cuanto más hacia la derecha esté el espectro a lo largo del eje de energía, mayor será la calidad del haz y cuanto mayor sea el área bajo la curva, mayor será la intensidad o la cantidad de rayos X. La forma del espectro depende fundamentalmente de los siguientes factores: el voltaje de aceleración, el tipo específico de fuente de alta tensión que se utilice y el número atómico efectivo del ánodo.

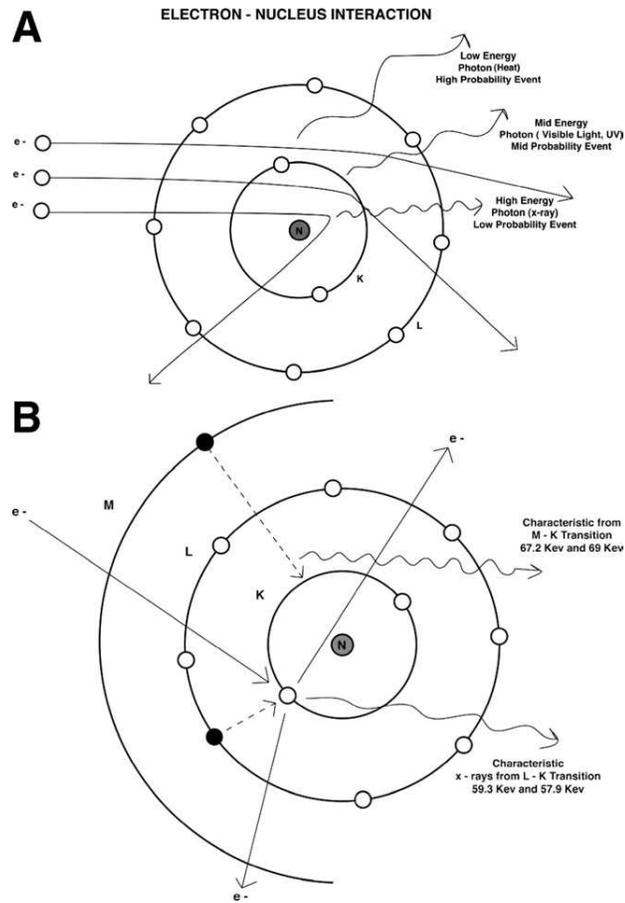


Figura 2-10.: Interacciones entre el haz de electrones y los átomos de un ánodo de Tungsteno: A, interacciones de haz de electrones con los núcleos del ánodo (espectro continuo). B, interacciones de haz de electrones con los electrones del ánodo (espectro discreto) [5].

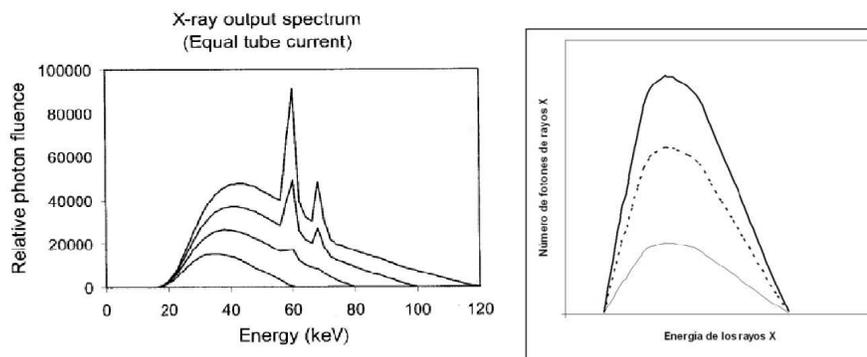


Figura 2-11.: (Derecha) Espectro de rayos X, continuo más discreto, en función del voltaje entre el cátodo y el ánodo [3]. (Derecha) Espectro de rayos X continuo, para el mismo voltaje entre el cátodo y el ánodo y para diferentes corrientes del tubo.

Se llama foco o mancha focal al área del ánodo donde impactan los electrones procedentes del cátodo. La mayoría de la energía de los electrones se convierte en calor y sólo el 1 % se convierte en rayos X. Puesto que el calor se distribuye uniformemente sobre la mancha focal, cuanto más grande sea ésta mayor cantidad de calor podrá acumular antes de que llegue a producirse un daño en el ánodo. Sin embargo, cuanto mayor sea el área del foco menor datalle se puede observar en las imágenes radiográficas. Esto se resolvió dando una inclinación a la superficie anódica de modo que forme un ángulo con la perpendicular al plano de incidencia del haz de electrones. Este ángulo puede variar de 6° a 12° de un tubo a otro.

Los rayos X deben salir del tubo sólo a través de una ventana, para conseguir ésto se encápsula el tubo en un material metálico (por lo general, hecha de plomo y acero). Entre el tubo y la coraza metálica se introduce un aceite que funciona como refrigerante y hace las veces de filtro también.

La intensidad del haz de rayos X que abandonan el tubo no es uniforme en toda la superficie del mismo sino que depende del ángulo en el que se emiten los rayos desde el foco, siendo menor en la parte del haz más cercana al ánodo. La disminución de la intensidad del haz a ángulos aproximadamente paralelos a la superficie del ánodo, ver figura 2-12, se debe a la absorción de algunos de los fotones por el mismo ánodo.

Los filtros

En la ventana de salida del tubo de rayos X, se coloca el filtro. El filtro reduce más la parte del espectro de baja energía que la de alta, eliminando así los fotones que no van a influir en la imagen radiográfica por ser totalmente absorbidos por el paciente. El material y espesor del filtro depende del voltaje de aceleración al que este operando el tubo, por ejemplo para 70 kVp 1,5mm de Al es utilizado. La radiación característica producida en el aluminio es de

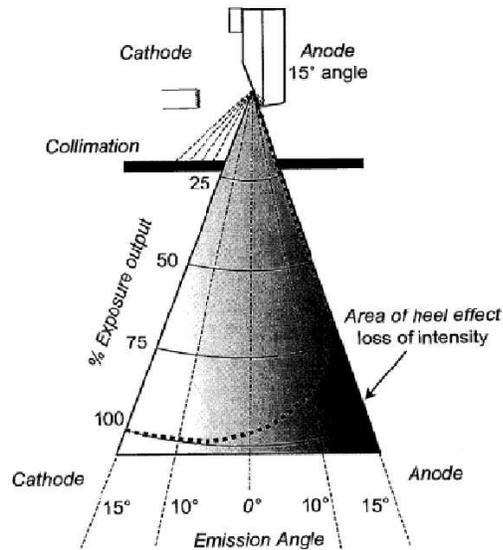


Figura 2-12.: Distribución espacial de la radiación emergente del tubo de rayos X, emergen del tubo mas fotones X del lado del cátodo que del ánodo ya que muchos de los fotones producidos son absorbidos por el propio ánodo[4].

energía tan baja que se absorbe en el aire situado entre el filtro y el paciente, la figura 3-1 muestra el espectro simulado con y sin filtro.

Los colimadores

Después del filtro se colocan los colimadores, los colimadores son ensambles de cuchillas hechas de plomo que ajustan el tamaño y la forma del campo de rayos X emergente del tubo y que van irradiar al paciente. Los colimadores son manejados durante un procedimiento quirúrgico por el operador y su propósito es controlar el volumen irradiado del paciente, controlando de paso la radiación dispersada producida por el paciente. El sistema incorpora también un haz luminoso que se superpone al haz de rayos X.

La mesa o tabla y la rejilla anti-dispersión

La masa donde se ubica el paciente está hecha de un material que soporte mucho peso (por los menos 180 kg) y que interactúe poco con los rayos X (número atómico bajo). Muchos fluoroscopios modernos están hechos con composiciones de fibra de carbono.

Una vez que los rayos X pasan a través de los colimadores, llegan al paciente e interactúan con éste haciendo efecto fotoeléctrico, efecto Compton y efecto Rayleigh. La probabilidad de que cada una de estas interacciones ocurra depende del número atómico efectivo del tejido irradiado (piel, músculo, hueso, etc.) y de la energía del fotón X incidente. Lo que se ha

observado es que el cuerpo humano produce mucho Compton y el fotón dispersado escapa del paciente en todas las direcciones, convirtiéndose el paciente en una fuente de radiación dispersada.

Ya que la radiación dispersada que alcanza intensificador de imagen no es útil para formar la imagen radiográfica, antes del intensificador de imagen se coloca una rejilla anti-Compton. La rejilla utiliza geometría para disminuir la cantidad de radiación dispersa que alcanza el intensificador de imagen. La radiación primaria (rayos X que provienen del tubo de rayos X y que han atravesado los colimadores) que alcanza el detector proviene toda del punto focal del tubo de rayos X, mientras que la radiación dispersa que llega al detector proviene de diferentes puntos dentro del paciente. Una rejilla anti anti-dispersión está compuesta de una serie de pequeña aberturas alineadas con el punto focal de la radiación primaria, estas aberturas están separadas por septos altamente atenuantes. Debido a que las ranuras están alineadas con la fuente primaria de radiación, los rayos X primarios tienen una alta probabilidad de pasar entre las ranuras sin ser atenuados por el septo adyacente. Los septos se hacen generalmente de plomo mientras que las aberturas (espacios entre los septos) pueden estar hechos de fibra de carbono, aluminio o incluso papel.

El rendimiento de la rejilla está determinado por el parámetro índice de la rejilla”, este parámetro simplemente mide la relación entre la altura(H) y el ancho(W) de la abertura. Un valor de índice de la rejilla muy utilizado en la toma de radiografías es 10:1. Una rejilla con un índice alto ofrece menos radiación dispersada al detector pero también significa que el paciente debe recibir más radiación. La figura **2-13** muestra a la izquierda la geometría de una rejilla anti-dispersión, el espesor de la rejilla se ha exagerado para poder mostrar su estructura interna. A la derecha de la figura **2-13** se ven las dimensiones típicas de una rejilla. Las rejillas son cubiertas por ambos lados con soportes de aluminio lo que hace que su espesor alcance aproximadamente 3 mm. Las rejillas utilizadas en fluoroscopia tienen un índice de rejilla bajo ya que en este tipo de procedimiento la distancia fuente-detector varía continuamente.

Intensificador de imagen o detector imagen

El intensificador de imagen consta de una pantalla de entrada, un fotocatódo, un tubo fotomultiplicador y pantalla de salida. La pantalla de entrada está revestida en su interior con un cristal de Ioduro de Cesio (CsI), éste convierte los rayos X en fotones luz, aproximadamente 3000 fotones luz por cada rayo X incidente, el tamaño del campo de radiación X debe corresponder con el tamaño de la pantalla fluorescente a la distancia que ella se encuentra del tubo de rayos X (la distancia típica es de 100cm). El fotocatódo convierte los fotones luz en electrones, estos electrones son multiplicados por los electrodos del tubo fotomultiplicador, estos electrones libres son la clave para convertir una imagen de luz de intensidad baja en una mucho más brillante. La pantalla de salida del amplificador, también hecha de CsI, convierte

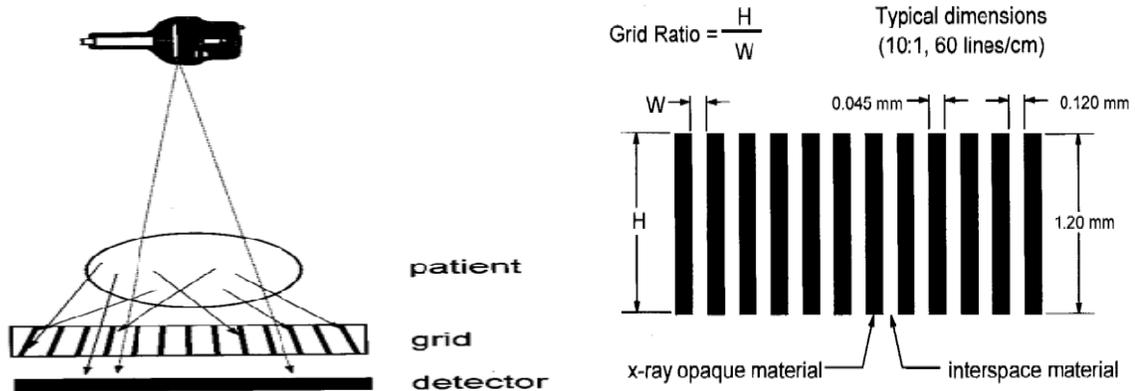


Figura 2-13.: Rejilla anti-dispersión. Izquierda: la geometría interna de la rejilla permite que mucha de la radiación dispersada no alcance el detector. Derecha: dimensiones típicas de una rejilla anti-dispersión utilizada en la toma de radiografías [4].

estos electrones nuevamente en luz.

La imagen de la pantalla de salida puede transferirse a diferentes sistemas de representación óptica: Cine, fotografía o televisión.

Modos de operación de un fluoroscopio

Existen varias formas de operar un fluoroscopio:

- Modo continuo
- Modo de tasa de alta exposición
- Modo pulsado

Modo continuo. Los fluoroscopios antiguos sólo permiten ser trabajados en este modo, en este modo el fluoroscopio emite radiación de manera continua mientras un sistema de pedal esté siendo presionado. La dosis que recibe el paciente y el equipo médico también es continua. Con este modo se obtienen imágenes de muy buena calidad sin parpadeo, pero el precio de estas imágenes es una dosis muy alta.

Modo de tasa de alta exposición. Este modo se utiliza cuando no se pueden obtener imágenes útiles a la tasa de exposición normal. El límite legal establecido en el Código de Regulaciones Federales (CFR) para fluoroscopia es de $10R$ por minuto. En condiciones especiales (pacientes con obesidad mórbida y que requieren un procedimiento quirúrgico complejo) y con un fluoroscopio de características especiales la tasa límite de exposición se puede subir a $20R$ por minuto. Con esta última tasa de exposición hay que ser muy cuidadosos ya que se pueden causar quemaduras en la piel del paciente en periodos de tiempo muy cortos. En este modo de uso se recomienda que el procedimiento no dure más de 30 minutos.

Modo pulsado. Este modo es de gran beneficio para el paciente y para el equipo médico. En este modo el operador escoge el número de cuadros por segundo (fps) en los que se recogerán las imágenes, típicamente 60, 30, 15, 7,5 y 3.25 fps. A medida que el número de cuadros por segundo disminuye la imagen parpadea más. Al principio, hubo mucha resistencia a su uso ya que se creía que se perdía información. En general, cuando el procedimiento quirúrgico requiera alta resolución temporal (por ejemplo cuando se está observando el rápido movimiento de la sangre en una arteria), el número de cuadros por segundo debe aumentar.

2.4.2. Uso óptimo de un fluoroscopio

En una sala donde se hace un procedimiento de fluoroscopia, se combinan varias fuentes de radiación:

- Fuente de radiación primaria o radiación útil. La radiación que emerge por la ventana del tubo de rayos X constituye la fuente de radiación primaria.
- Fuente de radiación dispersada. El paciente constituye una importante fuente de radiación dispersada.
- Fuente de radiación residual. Los fotones X que atraviesan el paciente y el intensificador de imágenes sin interactuar pero que posteriormente interactúan con las paredes o el piso de la sala, constituyen la fuente de radiación residual.
- Fuente de radiación de fuga. Los fotones que logran atravesar la coraza metálica del tubo de rayos X, constituyen la fuente de radiación de fuga. El máximo valor de la radiación de fuga, recomendado por la ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica), a 1 m de distancia del foco y operando el fluoroscopio al máximo voltaje y corriente, debe ser de 1mGy/h.

El personal médico está expuesto a todas estas fuentes de radiación durante un procedimiento quirúrgico con un fluoroscopio. En la figura **2-14** se esquematizan estas fuentes de radiación. Para minimizar la dosis recibida por el paciente y el personal médico en un procedimiento de fluoroscopia, se deben controlar los siguientes factores:

- **Minimizar el uso de la radiación.** En fluoroscopia, la exposición a la radiación se puede minimizar así: colocando al paciente tan cerca del intensificador de imagen como sea posible, reduciendo el tiempo de exposición, reduciendo al mínimo posible el campo de los rayos X, usando los dispositivos de memoria de imagen, teniendo en cuenta los patrones de dispersión alrededor del fluoroscopio.
- **Maximizar la distancia.** Se debe maximizar la distancia entre: el paciente y la fuente de rayos X, el personal médico y el paciente y entre el personal médico y la fuente. Para fuentes pequeñas, la intensidad de la radiación disminuye con el cuadrado de la distancia.

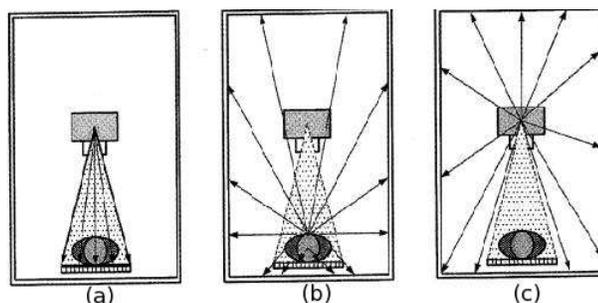


Figura 2-14.: Esquematización de las fuentes de radiación presentes en una sala de fluoroscopia. (a) radiación primaria, (b) radiación dispersa y (c) radiación de fuga. [4]

- **Usar barreras o blindajes.** Los blindajes son materiales como plomo, hierro, hormigón, etc., que absorben de modo eficiente las radiaciones y las reducen por debajo de un valor establecido. Las barreras primarias son materiales interpuestos entre la fuente primaria y el individuo. Las barreras secundarias son materiales interpuestos entre el individuo y la radiación secundaria (radiación de fuga, radiación dispersa y radiación residual). En una sala de fluoroscopia, el médico y el operador pueden usar delantales plomados (con plomo de espesores que van desde 0,25 mm hasta 0,5 mm), escudos de plomo para la cabeza y el cuello, gafas y lentes plomados (con espesor equivalente a 0,1 mm de plomo) y guantes plomados con espesor similar a los delantales. Además pueden utilizar pantallas de vidrio plomado y cortinas de plomo, estas protecciones son colocadas entre el médico/operador y el fluoroscopio. En la figura 2-15 se muestran algunas de estas protecciones adicionales. Estas protecciones deben ser inspeccionadas periódicamente. Las barreras protectoras dejan atravesar aproximadamente el 10% de la radiación por lo que el médico y el operador deben además tratar de moverse lo más lejos posible del fluoroscopio y del área de dispersión.
- **Hacer seguimiento a la dosis absorbida por el personal expuesto.** Todo el personal expuesto a la radiación debe usar un medidor de dosis, el dosímetro es personal, se debe usar siempre en el mismo sitio, debajo de la protección y durante todo el procedimiento. Después del procedimiento debe ser guardado individualmente lejos de la fuente. También debería usarse más de un dosímetro a la vez, ubicados en lugares estratégicos del cuerpo (cuello, gónodas, torax, mano dominante y cerca de los ojos). Dos tipos de dosímetros se utilizan para medir dosis: dosímetros termo luminiscentes (TLD) y dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados (OSL).



Figura 2-15.: Algunas protecciones utilizadas en una sala de fluoroscopia.[13] y [14]

2.4.3. Patrón de la radiación dispersada producida por el paciente

La posición del equipo médico respecto al fluoroscopio es clave para minimizar la dosis, en la figura 2-16 se muestra el patrón de radiación dispersada alrededor del fluoroscopio en uso, el médico puede entrar en este campo de radiación de diferentes maneras. En la figura 2-16(arriba y a la izquierda), la fuente de rayos X está localizada sobre el paciente y la parte más intensa del campo de radiación dispersada producida por el paciente le llega a los ojos y al cuello del médico. Cuando la fuente de rayos X se ubica debajo de la mesa, la parte más intensa del campo de radiación producido por el paciente le llega a las extremidades inferiores del médico y la radiación incidente sobre cuello y ojos se ha reducido significativamente. La radiación que llega a las piernas del médico se puede reducir utilizando un blindaje móvil, ver figura 2-16 (arriba a la derecha y medio a la izquierda). La figura 2-16 (medio a la derecha) muestra que con la fuente debajo de la mesa, con una inclinación entre 20° y 30° del arco-C y el intensificador de imagen cerca del cirujano, la radiación sobre el cuello y los ojos se minimiza. Para las extremidades inferiores cirujano, que son las que más radiación reciben, se puede utilizar una barrera protectora móvil. La radiación sobre el asistente del cirujano (ubicado al otro lado de la mesa) aumenta, él debe alejarse durante el tiempo de exposición. Con la misma inclinación del arco-C pero con el intensificador de imagen lejos del médico, la radiación sobre el cuello y los ojos del cirujano aumenta. En esta posición, la fuente de rayos X no permite el uso de una pantalla protectora móvil, ver figura 2-16(abajo y a la izquierda). Finalmente la figura 2-16(abajo y a la derecha), muestra la posición que debe adoptar el brazo en C para permitirle al cirujano acceder a la extremidad inferior del paciente (para insertar tornillos transversales en la parte inferior del fémur o de la tibia). La proximidad entre el intensificador y la extremidad y el pequeño volumen del tejido reduce la dosis y la retrodispersión.

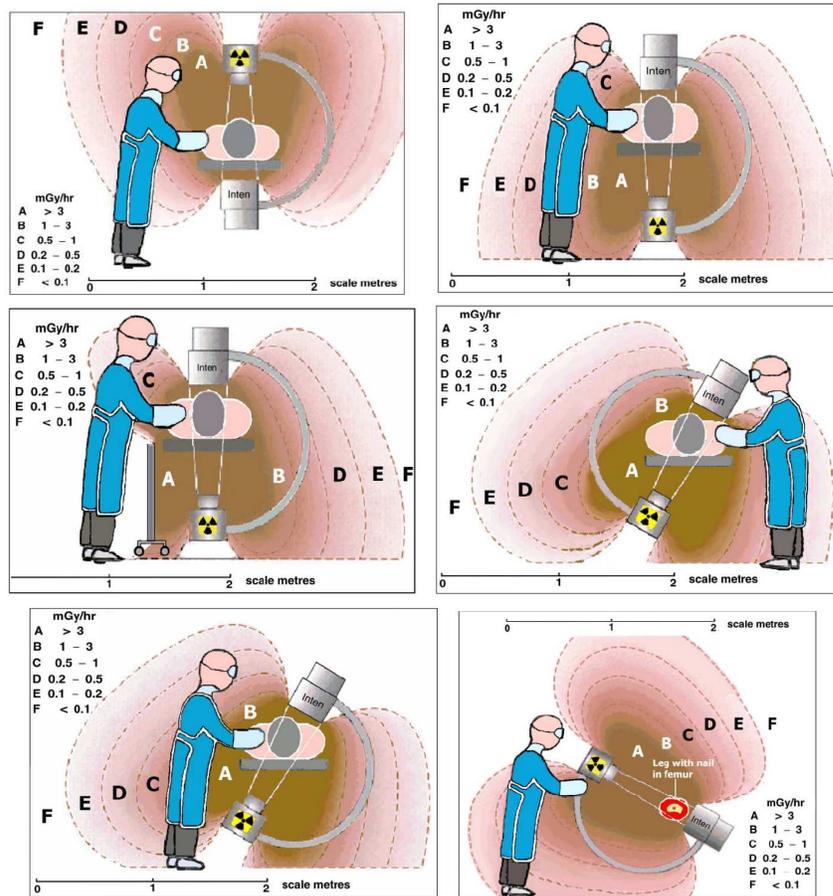


Figura 2-16.: Diferentes posiciones del médico dentro del patrón de dispersión producido por el paciente, en una sala de fluoroscopia.[6]

2.4.4. Características de los dosímetros de radiación

Las características que debe tener un dosímetro de radiación dependen de las necesidades concretas de la actividad donde se vaya a emplear, pero en general, es recomendable que cualquier dosímetro cumpla con lo siguiente:

- El dosímetro debe ser preciso. La precisión mide la reproducibilidad de las medidas bajo condiciones similares y puede ser estimada por la desviación estándar de la distribución de los resultados medidos.
- El dosímetro debe ser exacto. La exactitud mide la proximidad de los valores medidos a los valores conocidos y esperados.
- Respuesta del dosímetro lineal con la dosis. Idealmente, la respuesta de un dosímetro debe ser proporcional a la dosis, sin embargo, en un rango de dosis un comportamiento no lineal es esperado.
- Dependencia direccional. Es la variación en la respuesta de un dosímetro con el ángulo de incidencia de la radiación. Los dosímetros normalmente exhiben dependencia direccional y esta dependencia varía con: detalles en su construcción, el tamaño físico y energía de radiación incidente. Se busca que un dosímetro no tenga una alta dependencia direccional, pero cuando se hace dosimetría en vivo con detectores que muestran alta dependencia, se usan los dosímetros en la misma geometría en que fueron calibrados.
- Sensibilidad. El dosímetro debe ser igualmente eficiente para medir dosis pequeñas (en dosimetría ambiental del orden de los nGy) y para medir dosis grandes (en radioterapia del orden de los Gy).
- Reutilización. Algunos dosímetros solo se pueden usar una vez (películas cromatográficas) y otros presentan pérdida gradual de la sensibilidad con el tiempo, esta pérdida a que son sensibles a la manipulación.
- Estabilidad. La información almacenada en los dosímetros debe ser estable bajo condiciones ambientales (temperatura, humedad, luz, etc) variables.
- Resolución espacial y tamaño físico. Ya que la dosis es una cantidad determinada en un punto del espacio, los dosímetros deben permitir la determinación de la dosis en un volumen muy pequeño, es decir, es necesario un dosímetro muy pequeño.

2.4.5. Tipos de dosímetros

Existen cuatro tipos de dosímetros

- Dosímetros termoluminiscentes o TLD.

- Cámaras de ionización.
- Placas cromatográficas.
- Dosímetros semiconductores.

Las placas se basan en la sensibilidad que produce la interacción de la radiación con una emulsión fotográfica. Posterior a la exposición a la radiación, las placas deben ser tratadas químicamente para obtener las medidas dosimétricas. Los dispositivos semiconductores son usados principalmente como una fotocelda que produce un voltaje proporcional a la dosis recibida. Las cámaras de ionización tienen un gas noble con dos electrodos sometidos a una diferencia de potencial establecida, cuando la radiación incide en el gas se liberan electrones que se aceleran debido al voltaje aplicado. La corriente proporciona una medida de la dosis absorbida. El funcionamiento de los TLD será tratado con más detalle posteriormente. Cualquiera de estos dispositivos pueden ser adaptados para la dosimetría personal o de área.

2.4.6. Dosímetros termoluminiscentes

Los cristales termoluminiscentes absorben y almacenan la energía cedida por la radiación ionizante y la convierte en luz al ser calentados. Como ejemplo de materiales termoluminiscentes están los cristales de fluoruro de litio (LiF), fluoruro de calcio (CaF_2), borato de litio ($\text{Li}_2\text{Ba}_4\text{O}_7$) y sulfato de calcio (CaSO_4). Estos materiales constan de un material base dopado con impurezas de otros átomos. Las impurezas originan niveles energéticos en los que pueden quedar atrapados los electrones liberados por el paso de la radiación. Cuando se calienta el material, estos electrones regresan a sus niveles de energía base emitiendo radiación en el proceso. La intensidad de radiación emitida en la desexcitación está relacionada con la cantidad de radiación recibida por el material. Estas son algunas de las propiedades de los dosímetros termoluminiscentes

- Pueden guardar la dosis por largo tiempo.
- Su punto de fusión está por encima de los 800°C .
- Su densidad es similar al tejido equivalente.
- Tienen baja dependencia direccional.
- Tienen baja dependencia energética.
- Pueden ser usados en campos intensos.
- Son sensibles a la luz, a la humedad y a vapores químicos,
- Cubren un amplio rango de dosis.

- La respuesta en función de la dosis absorbida es lineal.
- Son muy pequeños y resistentes.
- Después de ser leídos la información desaparece.
- Pueden ser utilizados repetidas veces.

2.4.7. Preparación y calibración de los dosímetros termoluminiscentes

La dosimetría con dosímetros termoluminiscentes (TLD) requiere del siguiente equipo: Un Lector de TLD acompañado de los siguientes accesorios:

- Un software instalado en un computador personal para controlar el Lector. Adicionalmente este software permite la adquisición, almacenamiento y manipulación de datos.
- Un horno programable donde se borra la información contenida en un TLD.
- Un irradiador externo para preparar los dosímetros que van hacer usados en la calibración.
- Una pinza, los dosímetros no deben ser manipulados con la mano, estos deben ser ubicados en el horno, en el Lector, en el irradiador o en el porta-dosímetros utilizando una pinza.
- Una aspiradora para eliminar polvo.
- Un regulador de presión de nitrógeno y mangueras, para alimentar con gas nitrógeno la unidad de lectura.
- Un sistema de alimentación ininterrumpida (SAI), para garantizar la continuidad de la potencia suministrada al Lector y al computador durante una pérdida de alimentación.
- Bandejas que proporcionan un excelente almacenamiento y presentación de los materiales dosimétricos.
- Filtros y balanza.

Los fotones de luz provenientes de cristal TL cuando éste se calienta, pegan en la ventana foto sensible del tubo foto multiplicador y son convertidos en una señal eléctrica amplificada, proporcional a la radiación absorbida por el cristal. Los componentes externos básicos del Lector son: un panel frontal con luces LED indicadoras de estado del Lector, un botón para pulsar cuando se inicia una lectura, un cajón con una plancha (intercambiable para dosímetros de diferentes formas y tamaños), un cajón para los filtros, una fuente de luz que sirve de referencia. En la parte trasera cuenta con un accesorio para la tubería de gas nitrógeno,

un sensor de presión, un puerto de comunicación serial y un módulo para la alimentación del voltaje. El Lector usa un sistema de calentamiento por contacto y produce rampas de temperatura lineales entre $\pm 1^\circ\text{C}$ y 400°C (cuando se usa el lector en modo estándar) y entre $\pm 1^\circ\text{C}$ y 600°C (cuando se usa el lector en modo de alta temperatura).

La finalidad de calibrar los dosímetros termoluminiscentes es asegurarse que todos los dosímetros de un mismo grupo tendran básicamente la misma respuesta al ser expuestos al mismo campo de radiación. La respuesta de un detector termoluminiscente, es diferente a la de otro detector termoluminiscente debido a variaciones naturales en el material y a variaciones en la masa al ser fabricados. El factor de calibración para los dosímetros se llama ECC (del inglés Element Correction Coefficient), el ECC es usado como un multiplicador de la salida del Lector Q (en nanoCoulombs), para que la respuesta de cada dosímetro sea comparable a la respuesta promedio de un grupo designado de dosímetros mantenidos como dosímetros de calibración.

El propósito para la calibración del Lector es mantener constante su salida durante un periodo de tiempo. Usando una conjunto de dosímetros calibrados y una fuente de radiación local y constante, el rendimiento del lector se puede mantener constante a pesar de los cambios de alta tensión, acumulación de suciedad ó drift a largo plazo. El factor de calibración para el lector es conocido como RCF (del inglés Reader Calibration Factor). Este factor convierte los datos primarios de carga del tubo fotomultiplicador (en nanoCoulombs) a unidades dosimétricas, por ejemplo rems, gU (unidades genéricas), etc. Los dos parámetros de calibración se aplican de acuerdo a la siguiente ecuación[23]

$$D = \frac{Q \cdot \text{ECC}}{\text{RCF}}, \quad (2-27)$$

D es la dosis medida con el TLD.

El siguiente procedimiento es una guía del proceso de preparación de los dosímetros para ser calibrados:

- Borrado de los dosímetros. Recocer en el horno los dosímetros para limpiarlos de toda la exposición residual, a una temperatura y por un tiempo adecuados.
- Guardado de los dosímetros. Entre el recocido y la irradiación, los dosímetros deben ser guardados en un ambiente libre de rayo UV y a una temperatura menor a 30°C .
- Irradiación de los dosímetros. Exponer los dosímetros a una fuente de radiación conocida.
- Guardado de los dosímetros. Los dosímetros deben ser guardados en un ambiente libre de rayo UV y a una temperatura menor a 30°C .

- Lectura de los dosímetros. Los dosímetros pueden ahora ser leídos para fines de calibración.

Los dosímetros se leen a una temperatura y por un tiempo determinado, durante esta lectura se determinan los factores de corrección, ECC y RCF, estos factores son guardados y utilizados después para determinar la dosis. Inmediatamente después de ser leídos, los dosímetros se meten en el horno para ser borrados, a la misma temperatura y tiempo del primer borrado. Ahora, en el menor tiempo posible, los cristales pueden ser usados como dosímetros. Una vez hayan sido sometidos a un campo de radiación desconocido, se deben volver a leer para determinar la dosis, la lectura se hace a la misma temperatura y tiempo que la lectura anterior y se utilizan los factores de corrección guardados para determinar la dosis, según la ecuación 2-27.

2.5. Geant4

Geant4 es un conjunto de herramientas computacionales de libre distribución para simular el transporte de partículas a través de la materia. Incorpora un conjunto muy extenso de partículas y materiales, así como de modelos de interacción tanto hadrónico como leptónicos, que permiten reproducir fenómenos de colisión a energías comprendidas en un rango que se extiende desde los 250 eV hasta los TeV. Geant4 está desarrollado en el lenguaje c++ y diseñado de acuerdo con el paradigma de la Programación Orientada a Objetos (POO). Ha sido creado siguiendo la filosofía de proporcionar total flexibilidad al usuario, de manera que éste pueda (a) diseñar una simulación que se ajuste totalmente a sus intereses y (b) obtener todo tipo de información a partir de la simulación. Geant4 es usado en diferentes aplicaciones de la física de partículas y de altas energías, en astronomía, y en física médica, entre otras. Muchos experimentos requieren del uso de un gran número de detectores con geometrías complejas, que en el momento de la experiencia arrojan una gran cantidad de datos imposibles de analizar sino se tiene una idea previa de lo que el experimento debe dar. Esto implica la necesidad de diseñar herramientas computacionales que permitan predecir los resultados del experimento y ayuden en su interpretación.

Con Geant4 se puede diseñar la geometría del sistema que queremos simular con los materiales requeridos, obtener la trayectoria seguida por las partículas dentro de los materiales antes y después de que suceda la interacción, junto con la energía depositada en cada paso mostrando el proceso mediante el cual lo hizo; es posible además, elegir el tipo de partículas interactuantes, su tiempo de vida, el tipo de procesos que realizan e introducir campos externos electromagnéticos.

Geant4 incluye gran parte de los procesos que pueden ocurrir en la interacción radiación-materia, pero los tiene en cuenta dentro de la compilación sólo cuando son incluidos por el usuario, quien debe tener muy claros los procesos que ocurren en el interior del sistema y cuales de esos procesos desea incluir al desarrollar la aplicación. Es muy importante ir comprobando que la simulación arroja los resultados esperados de acuerdo con la física incluida, así se puede determinar que tan confiable es la simulación y si hay algún error, poder determinarlo; de ahí la importancia de conocer la física del sistema que se quiere simular. Para hacer confiable y validar la simulación de este trabajo, se simulaban eventos cuyos resultados experimentales se conocen, por ejemplo: perfil de tasa de dosis, porcentaje de dosis en profundida, etc. Estos resultados se presentan en el capítulo 4

2.6. Implementación de la simulación

Para implementar una simulación con Geant4, se requiere seguir varios pasos explicados a continuación:

1. En el archivo principal invocar la clase G4RunManager. Esta clase maneja el flujo de

Geant4, creando y eliminando las otras clases que serán utilizadas.

2. Definir como mínimo 3 clases que son derivadas de las clases base abstractas provistas por Geant4:
 - G4VUserDetectorConstruction
 - G4VUserPhysicsList.
 - G4VUserPrimaryGeneratorAction.

En nuestro caso estas clases corresponden a:

- DetectorConstruction. (basado en el ejemplo TestEm3)
 - PhysicsList. (basado en el ejemplo TestEm3)
 - PrimaryGeneratorAction. (basado en el ejemplo particleGun)
3. En la clase DetectorConstruction, se realiza la construcción de la geometría utilizada, se definen materiales, regiones sensibles, se dan atributos de visualización. También es posible definir campos electromagnéticos aunque en nuestro caso no fue necesario.
 4. En la clase PhysicsList se definen las partículas y los fenómenos físicos que estas pueden experimentar.
 5. En la clase PrimaryGeneratorAction se define la fuente dando sus características tales como energía, dirección y tipo de partícula que es disparada.
 6. Además de las clases obligatorias, citadas anteriormente, también es posible implementar otras con diferentes propósitos según sea el interés del programador. Ejemplo de estas clases son:
 - G4VUserRunAction.
 - G4VUserEvenAction.
 - G4VUserStackingAction.
 - G4VTrackingAction.
 - G4VSteppingAction.

2.6.1. Geometría

En la clase DetectorConstruction esta definida la geometría. La construcción se realiza mediante volúmenes dándole los atributos de forma, tamaño, material y posición. Primero se construye un volumen que contiene a todos los otros volúmenes, éste es llamado el volumen mundo (worldvolume). El software da estas propiedades mediante 3 funciones:

- Volumen sólido (define forma y tamaño)

Volumen sólido.

Se indica que es un cilindro, su nombre, radio interno, radio externo, altura, ángulo de inicio y ángulo de expansión:

```
G4Tubs* PacienteTorax = new G4Tubs("PacienteTorax", 0.*cm, 14.5*cm,
28.5*cm, 0.*deg, 360.*deg);
```

Volumen lógico.

Se indica el volumen sólido asociado, material y nombre:

```
G4LogicalVolume* PacienteToraxlog= new G4LogicalVolume( PacienteTorax,
Water, "PacienteToraxlog");
```

Volumen físico.

Se da un rotación (opcional), posición, volumen lógico asociado, nombre, volumen que lo contiene, variable booleana y número de copias:

```
G4RotationMatrix* RotaPacienteTorax = new G4RotationMatrix();
RotaPacienteTorax->rotateX(90.*deg);
new G4PVPlacement(RotaPacienteTorax, G4ThreeVector(0*cm,0*cm,0*cm), PacienteToraxlog,
"PacienteToraxphys",logicWorld, false, 0);
```

Tabla 2-8.: Construcción del volumen tórax del paciente.

- Volumen lógico (define materiales, regiones sensibles y campos electromagnéticos)
- Volumen físico (define posición)

La tabla 2-8 muestra como se construyó el tórax del paciente.

2.6.2. Materiales y elementos

Existen varias formas de definir elementos de la tabla periódica y con ellos construir materiales, además el usuario tiene la opción de definir sus propios materiales, Geant4 tiene una lista de elementos que pueden ser usados. La tabla 2-9 muestra dos formas de usar elementos o materiales, en el primer caso se define y en el segundo caso se usa de la lista de Geant4.

2.6.3. Partículas

Una de las clases obligatorias es G4VuserPhysicsList, en ella se especifican todas las partículas que intervienen en la simulación y los procesos físicos que experimentan.

También se especifican los parámetros de corte y rango. Cada partícula tiene un valor mínimo sugerido, por debajo del cual no se produzcan partículas secundarias, este valor se da como una distancia, o rango, que luego es convertido a energía.

Es importante que el programador conozca cuales son los fenómenos físicos que debe tomar en consideración, de esta forma no invoca procesos que no sean relevantes y así se optimiza el programa.

```
Elemento:  
G4Element* O = new G4Element('Oxygen' , 'O', z=8 , a=126.90*g/mole);  
G4Element* Pb = manager->FindOrBuildElement(82);  
Material:  
G4Material* Water = new G4Material("Water", density= 1.0*g/cm3, nelements=2);  
Water->AddElement(H, 2);  
Water->AddElement(O, 1);  
G4Material* Concreto = man->FindOrBuildMaterial("G4_CONCRETE");
```

Tabla 2-9.: Ejemplo de declaración de elementos y materiales.

2.6.4. Eventos primarios

La expresión evento primario, hace referencia a la o a las partículas que serán disparadas por el usuario. La clase `G4VuserPrimaryGeneratorAction` es obligatoria y es la encargada de generar los eventos primarios.

Para generar un evento primario se debe especificar como mínimo una parícula que será disparada, su posición inicial, su energía y su dirección de movimiento. Además es posible hacer variaciones a estos requerimientos mínimos, por ejemplo se puede disparar más de un tipo de partículas, o tener una distribución de energías iniciales, o una distribución de direcciones iniciales.

En nuestro caso, disparamos fotones con energías que corresponden a la región del espectro asociado a los rayos X, y que se distribuyen en un cono que forma un ángulo de 7° con su eje principal. Para realizar esto hemos seguido el ejemplo `~/extended/evengenerator/particleGun` de Geant4.

3. La simulación

3.1. Simulación del espectro de rayos X

Se disparan rayos X con un espectro de energías que corresponde a un fluoroscopio que opera a 70 kVp, entre 15 y 20 mAs. En este trabajo no se simula el tubo de rayos X sino que se toma el espectro generado en una simulación realizada con anterioridad en el Grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia [9]. La razón para no simular el tubo de rayos X está relacionada con el tiempo de computo. El espectro reportado aparece en la figura **3-1** y corresponde al espectro sin filtro. Este espectro se construyó con 1133 rayos X generados al disparar 100 millones de electrones. Para la simulación presentada en este trabajo se deben disparar rayos X por lo menos del orden de los millones para tener una buena estadística en los espectros, así que incluir en esta simulación el tubo de rayos X prolongaría en extremo el tiempo de simulación ya que se deberían disparar del orden de 10^{10} electrones. A pesar de lo anteriormente dicho, se seguirá usando la expresión tubo de rayos X para referirse al lugar de donde parte la radiación X.

3.1.1. Simulación de los filtros y colimadores

Entre el tubo de rayos X y el paciente se coloca un filtro de aluminio de 4 mm de espesor para filtrar la radiación de menor energía. En la figura **3-1** se puede ver el espectro de energías emitido por el tubo de rayos X y el espectro de energías que llega directamente al paciente después de ser filtrado por la lámina de aluminio de 4 mm de espesor. El filtro elimina la mayor parte de la radiación de más baja energía (rayos blandos), las energías hasta aproximadamente 15 keV son prácticamente eliminadas y las energías entre 15 y 30 keV son fuertemente atenuadas, las energías superiores a 30 keV son poco atenuadas. Se encontró que la dosis absorbida en el tórax del paciente, sin filtro, corresponde a $4,51 \times 10^{-8}$ Gy y filtrando corresponde a $1,24 \times 10^{-8}$ Gy, es decir, el filtro redujo la dosis absorbida en aproximadamente un 72.5 %.

El haz se abre en forma de cono con su eje principal paralelo al eje z y formando un ángulo de 7° con éste. De esta forma, sobre el tórax del paciente incide radiación de forma circular de 12,3 cm de radio.

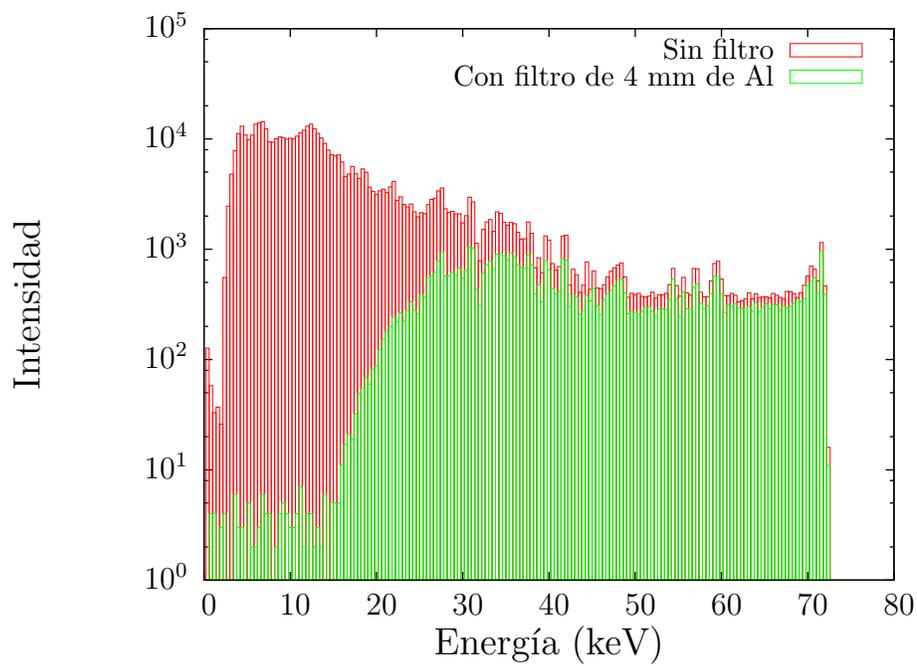


Figura 3-1.: Comparación de los espectros obtenidos con el detector ubicado en el tórax del paciente, cuando se usa un filtro de aluminio de 4 mm y cuando se omite. El espectro sin filtro corresponde al espectro de rayos X obtenido en una simulación anterior por el Grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia [9]

3.2. Simulación del paciente y equipo médico

Un phantom es un objeto real o virtual utilizado para reemplazar un sistema físico, o parte de él, en un estudio que se hace sobre el sistema físico. El phantom tiene características similares al sistema físico y lo sustituye bien sea por razones de seguridad, costos o para simplificar los cálculos, tal como es el caso de las simulaciones. Un phantom, en una simulación con Geant4, es el objeto sobre el cual deseamos tener toda clase de información cuando la radiación pasa a través de él.

Se simularon tres phantoms de agua que representan al doctor, a un auxiliar y al paciente. El paciente se encuentra acostado boca arriba en una camilla de fibra de carbono, el tubo de rayos X del fluoroscopio se encuentra 115 cm arriba del tórax del paciente. El doctor está de pie junto al paciente a su costado derecho con una mano sobre el paciente y el resto de su cuerpo a una distancia aproximada de 15 cm del tórax del paciente, el auxiliar que podría ser un instrumentador, se encuentra atrás y a la derecha del doctor a una distancia de 40 cm del tórax del paciente. El personal médico, el paciente y los equipos se encuentran en un cuarto 3 m de altura y de lados 2 m y 3 m de longitud. Las paredes, techos y piso tienen 1,5 m de espesor y están hechas en concreto. Imágenes de la disposición de la geometría descrita son mostradas en la figura 3-2.

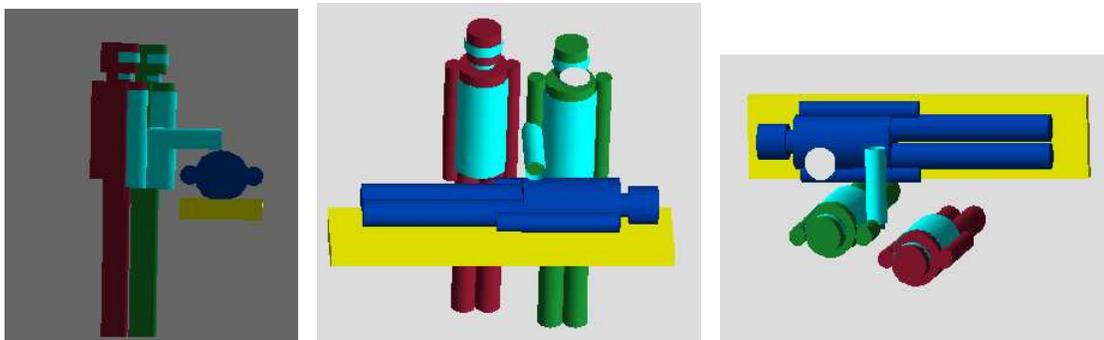


Figura 3-2.: Disposición del personal expuesto a la radiación en la simulación, desde diferentes ángulos de vista. En la primera y segunda imagen se observa el filtro de rayos X sobre el paciente y encima del filtro está la fuentes de rayos X, que en estas imágenes no aparece. En estas imágenes aparecen el paciente, el doctor y el auxiliar, el doctor y el auxiliar utilizan protecciones.

3.3. Simulación del detector

El detector utilizado en esta simulación para medir dosis, es un detector termoluminiscente de fluoruro de litio con impurezas de magnesio y titanio, TLD (FLi: Mg, Ti), este es uno de

los dosímetros más usado en las salas de cirugía por todas las razones expuestas en la sección 2.4.6.

El detector consta de una placa de sección transversal cuadrada de 3 mm de lado y 1 mm de profundidad, este detector tiene una masa de 0,024 g y se comporta de manera ideal, ver sección 2.4.4. El detector es puesto en diferentes sitios de interés como son: muñecas, genitales, tórax y cuello tanto del personal médico como del paciente. En el apéndice A se describe en forma detallada la simulación de un dosímetro TLD.

4. Resultados de la simulación

4.1. Condiciones especiales para simulación

La simulación hecha en este trabajo se hizo bajo las siguientes condiciones:

- Durante la simulación el equipo médico (cirujano y auxiliar) permanece estático dentro de la sala de cirugía, cosa que obviamente no ocurre en la realidad.
- El tiempo de exposición simulado es del orden de los microsegundos y para extrapolar los datos obtenidos a tiempos de exposición mayores (como los tiempos exposición de un procedimiento fluoroscópico) se supone que la relación entre el tiempo de exposición y la dosis absorbida es lineal.
- En las magnitudes dosimétricas definidas en la sección 2.3, se puede ver que la dosis absorbida y la dosis efectiva para los rayos X (radiación que se utiliza en esta simulación) son iguales. Además la dosis efectiva es igual a la dosis equivalente por que los cuerpos humanos simulados aquí son homogéneos (compuestos de agua), es decir, no se tuvo en cuenta las diferentes densidades de los órganos internos.

4.2. Perfil de la tasa de dosis

En la figura 4-1 aparece una curva típica de perfil de la tasa de dosis. Esta curva fue simulada colocando detectores de FLi en un plano paralelo al cuerpo del paciente y perpendicular al haz. El plano está en la superficie del paciente a una distancia de 105 cm del tubo de rayos X. Se colocaron detectores cada 5 cm tomando como origen un punto justo debajo del tubo de rayos X, este punto coincide con el estomago del paciente. Las posiciones positivas corresponden a desplazamientos en la dirección de la cabeza del paciente y las negativas en la dirección de las piernas. La zona directamente irradiada tiene forma circular de radio 12,3 cm. Puede verse que en esta zona la radiación es muy alta en comparación con los puntos fuera de ella. A los 15 cm del centro, la dosis ha disminuido en casi un 90 %, algo que se esperaba ya que el propósito es concentrar el haz en una zona determinada y evitar al máximo irradiar otras partes del cuerpo del paciente que no necesitan ser vistas por el cirujano. En realidad el haz no está simétricamente distribuido en el espacio, del lado del cátodo se emiten más fotones que del lado del ánodo, como se discutió en la sección 2.4.1 y

se puede observar en la figura 2-12. En esta simulación no se tuvo en cuenta este efecto y por lo tanto la curva de perfil de dosis es simétrica con respecto al eje central del haz.

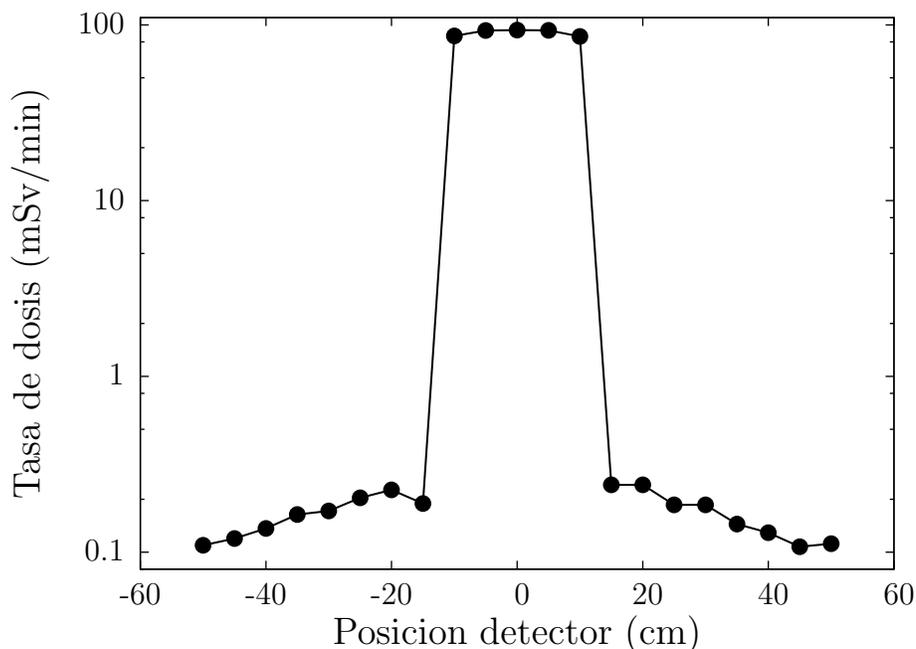


Figura 4-1.: Perfil de la tasa de dosis absorbida en un plano paralelo al cuerpo del paciente y perpendicular al haz, en la superficie del paciente a una distancia de 105 cm entre el haz y los detectores.

4.3. Curva de dosis en profundidad

Como se dijo en la sección 2.3.7, la deposición de dosis en el agua es una herramienta fundamental para el diagnóstico de enfermedades (imagenología) y para el tratamiento de las enfermedades (radioterapia). Por esta razón es importante reproducir estos resultados en este trabajo. En la figura 4-2 se presenta la curva de dosis en profundidad. La gráfica se construyó colocando el TLD (FLi) directamente bajo el haz. Primero se colocó en la superficie del paciente y se calculó la dosis absorbida, y se tomó este valor como referencia. Posteriormente se colocó el detector a un centímetro de profundidad (dentro del paciente), se calculó la dosis absorbida y se comparó con el valor de referencia para ver a que porcentaje corresponde, luego se repite este procedimiento para otras quince profundidades hasta llegar a 20 centímetros de profundidad (espesor anteroposterior del paciente simulado). La curva que aparece en la figura 4-2 se calculó para un campo de radiación de 475 cm² y para una distancia fuente-detector de 105 cm.

En la figura 4-2, se puede ver que la máxima dosis es absorbida en la piel, y para una profundidad de aproximadamente 7 cm la dosis ha caído a un 10% de la dosis absorbida en la

superficie. Esta curva para 70 kVp tiene un comportamiento similar a las curvas presentadas en la figura 2-6a para 100 kVp y 400 kVp.

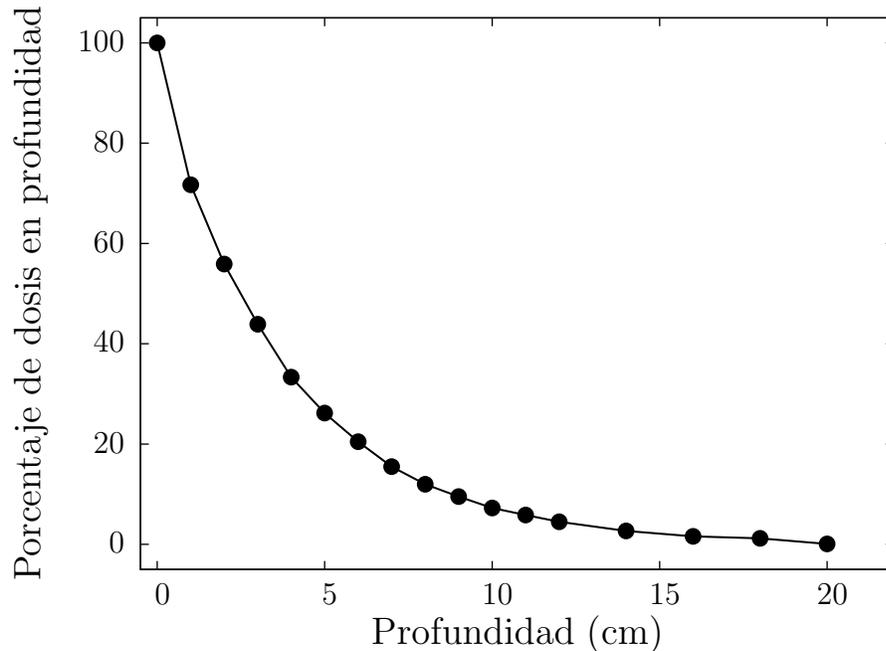


Figura 4-2.: Simulación del porcentaje de dosis en profundidad en agua. Para 70 kVp, un campo de radiación de 475 cm^2 y una distancia fuente-detector de 105 cm.

4.4. Simulación del patrón de la radiación dispersada producida por el paciente

Las seis imágenes de la figura 2-16, muestran como se distribuye la radiación producida por el paciente en un plano que contiene al intensificador y la fuente de rayos X, cuando la distancia paciente intensificador es la menor posible. El doctor puede orientar este patrón de radiación de diferentes maneras de tal forma que pueda hacer un procedimiento quirúrgico adecuado recibiendo la menor radiación posible. Se hizo una simulación tratando de reproducir el patrón de radiación dispersada producida por el paciente y los resultados se muestran en la figura 4-3. En la simulación sólo están el paciente, el tubo de rayos X, el intensificador y la camilla, no se tomó en cuenta el personal médico porque ellos también producen su propio campo de dispersión y este campo afecta el campo de radiación del paciente.

En la figura 4-3 (derecha) se ve el paciente y el tubo de rayos X está sobre él. El intensificador de imagen está debajo de la camilla. La separación entre la superficie del tórax del paciente y la fuente de rayos X es de 58 cm, el extremo inferior del tubo está a 19 cm del tórax del paciente, la camilla se encuentra a 8 cm del del intensificador. El intensificador se

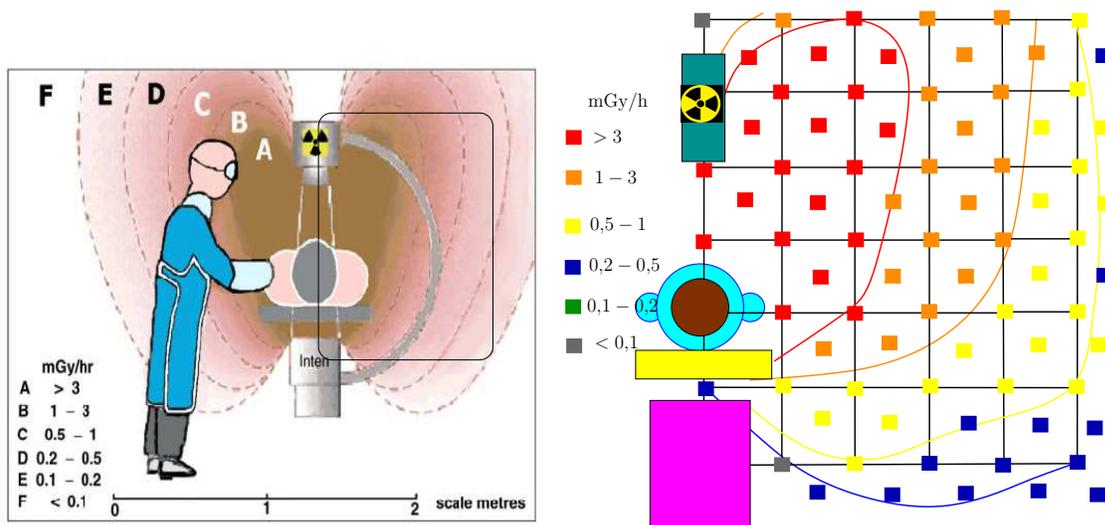


Figura 4-3.: (Izquierda) Campo de radiación producido por el paciente reportado en la literatura [6], el cuadro de color negro marca la región simulada. (Derecha) Campo de radiación producido por el paciente simulado en este trabajo.

construyó dentro de la simulación teniendo en cuentas la descripción que se hace de él en la sección 2.4.1. Tanto el intensificador como el tubo de rayos X están encapsulados en plomo de 2 mm de espesor. En la figura 4-3 (izquierda) se puede ver que el patrón de dispersión tiene simetría con respecto a un eje que atraviesa el intensificador y la fuente, por esta razón se trabajó solamente el lado derecho del patrón de radiación. Para realizar la imagen de la derecha mostrada en la figura 4-3 se colocaron 39 detectores TLD (FLi), en el plano que contiene la fuente, el intensificador y el paciente. Los detectores fueron ubicados cada 25 cm formando una rejilla de 1,25 m de alto por 1,25 m de ancho, como la que se ve en la figura 4-3 (derecha). Las medidas con los detectores no son simultáneas, esto se hizo para evitar que un detector tape a otro. Las líneas son dibujadas siguiendo el esquema del patrón mostrado en el recuadro de la figura 4-3 (izquierda).

Se puede decir que las imágenes de la figura 4-3 se parecen mucho y su parecido podría aumentar si se colocan más detectores y más cerca entre sí.

En el patrón de radiación producido por el paciente, se puede ver que detrás de la fuente de rayos X y del intensificador de imagen la tasa de dosis absorbida es muy pequeña ($< 0,1$ mGy/h). A los lados de la fuente la tasa de dosis absorbida es máxima posible en la sala de cirugía (> 3 mGy/h). A los lados del intensificador la tasa de dosis absorbida es la mínima posible en la sala de cirugía (< 3 mGy/h). Entre el tubo y el intensificador se tiene la mayor tasa de dosis absorbida. Es importante resaltar que este campo depende no solamente de la geometría sino también del voltaje y de la corriente en el tubo de rayos X.

4.4.1. Otros resultados obtenidos apartir del patrón de radiación del paciente

En las graficas de la figura 4-4 se muestra la dosis absorbida en (a) genitales, (b) ojos y (c) cuello del doctor, estas gráficas fueron realizadas con los resultados del campo de radiación simulado. La distancia es medida desde el eje central del haz hasta la posición en que se coloca el detector. Las sucesivas posiciones de los detectores forman una línea perpendicular al haz. Las gráficas no siguen una tendencia de inverso al cuadrado porque la radiación que ingresa al paciente es dispersada por él y puede salir luego por cualquier parte de su cuerpo. Puede decirse entonces que el paciente se comporta como muchas fuentes puntuales polienergéticas, cada una de ellas en una localización diferente. Al decir que cada una de estas fuentes es polienergética, se debe agregar que no es posible conocer la distribución de energías que corresponde a una fuente en particular, solamente podrían ponerse cotas superiores e inferiores. La cota superior corresponde a la máxima energía emitida por el tubo de rayos X y que atraviesa el filtro de aluminio, esto sucede porque existe la probabilidad que un rayo llegue a la superficie del paciente y se refleje. La cota inferior, en la simulación es diferente a una cota real, ya que en el software Geant4 se debe definir una energía de corte para la que se dejan de producir procesos secundarios, en este caso se considero el corte en 1 eV.

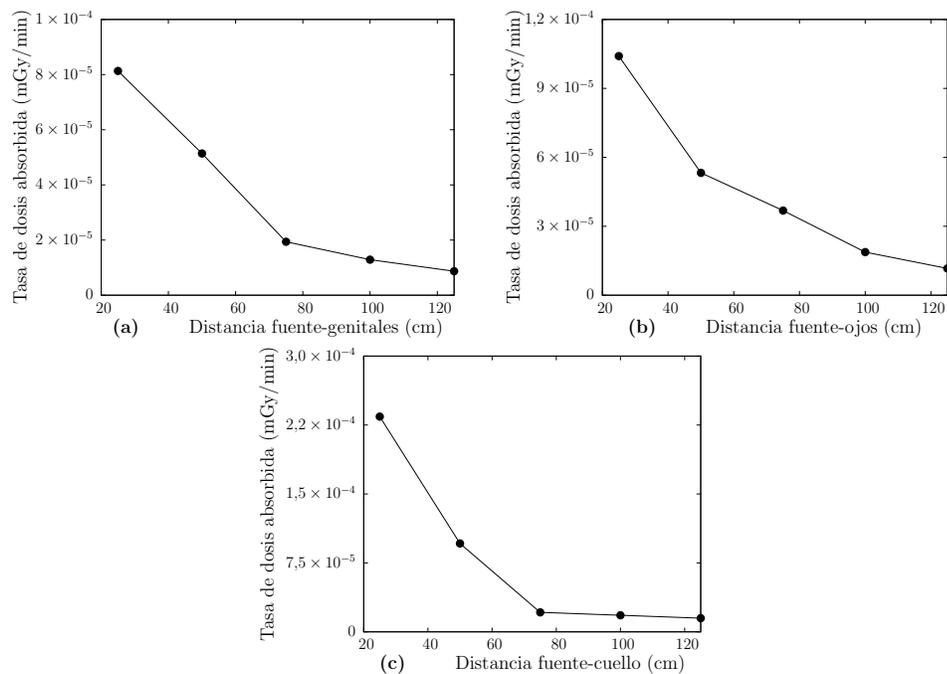


Figura 4-4.: Tasa de dosis absorbida en (a) genitales, (b) ojos y (c) cuello del doctor, en función de la distancia haz fotones-doctor (medida perpendicularmente al haz) sin utilizar protecciones.

4.5. Simulación de las dosis equivalente para el paciente y el equipo médico

4.5.1. Simulación de las dosis equivalente sin protecciones

En la tabla 4-1 se muestran las dosis equivalente para el paciente, el auxiliar y el doctor durante un procedimiento de fluoroscopia sin utilizar protecciones. Aunque la cirugía puede durar 40 minutos o más, el tiempo de funcionamiento del fluoroscopio es alrededor de seis (6) minutos. El doctor tenía detectores puestos en ojos, cuello, tórax, mano derecha y genitales. El auxiliar llevaba detectores puestos en los ojos, en el cuello, el tórax y los genitales. El paciente sólo tenía detectores en el cuello, el tórax y los genitales.

Detector	Doctor	Auxiliar	Paciente
Ojos	0,577 (mSv)	0,135 (mSv)	no usa
Cuello	0,479 (mSv)	0,240 (mSv)	0,761 (mSv)
Mano	0,827(mSv)	no usa	no usa
Tórax	1,344 (mSv)	0,307 (mSv)	70,234 (mSv)
Genitales	2,175 (mSv)	0,327 (mSv)	0,922 (mSv)

Tabla 4-1.: Dosis equivalente para el paciente, el auxiliar y el doctor durante un procedimiento de fluoroscopia sin utilizar protecciones. El tiempo de exposición fue de 6 minutos.

En la tabla 4-1, se ve que la mayor dosis corresponde al tórax del paciente, 70,234 mSv, pero es importante indicar que el detector está justo en la zona irradiada. Se observa que en estos seis minutos el paciente ha recibido casi 3 veces más radiación que la máxima permitida en un año de trabajo para el personal médico, ver valores límites para la dosis absorbida en la tabla 2-4, es más, incumple la condición adicional de no pasar de 50 mSv en un solo año. Los otros detectores ubicados en el cuerpo del paciente tienen valores de casi 1 mSv. Para el cuerpo médico la zona que más radiación recibe corresponde a la zona de los genitales, quizás porque en la geometría que se dibujó, estas zonas están a la misma altura del tórax del paciente, que es la principal fuente de radiación dispersada dentro de la sala de cirugía, ver la sección 2.4.2. El tórax del doctor es otra zona que recibe bastante radiación, incluso más que su propia mano que se encuentra relativamente más cerca del haz de radiación directa. Se resalta además que el auxiliar recibió más radiación en su cuello que en sus ojos, en tanto que para el doctor ocurrió lo contrario.

En la tabla 4-2 se muestran las dosis equivalente para el auxiliar y el doctor durante un mes de trabajo, no se incluye al paciente porque ningún paciente es irradiado durante un mes. En la investigación [10], se reporta que el tiempo de exposición correspondiente a un mes es de aproximadamente 192 minutos, por esto se extrapolaron las dosis equivalentes a este

tiempo. En la tabla se indica la localización de cada detector, el auxiliar no lleva dosímetros en la mano.

Detector	Doctor	Auxiliar
Ojos	18,482 (mSv)	4,337 (mSv)
Cuello	15,332 (mSv)	7,685 (mSv)
Mano	26,478(mSv)	no usa
Tórax	43,008 (mSv)	9,840 (mSv)
Genitales	69,610 (mSv)	10,467 (mSv)

Tabla 4-2.: Dosis equivalente para el doctor y el auxiliar en un mes de trabajo (aproximadamente 192 minutos de exposición) sin utilizar protecciones.

En la tabla 4-2 se puede ver que la mayor dosis corresponde a los genitales del doctor, 69,610 mSv, este valor excede el máximo valor que puede recibir en un año de trabajo. Sin embargo se debe recordar que los valores que aquí son calculados corresponden a situaciones en que no se usa protección. Esto significa que si el médico no se protege, en un mes recibe la radiación correspondiente a 1,38 veces el máximo valor en un año de trabajo, o visto de otra forma, en un año puede recibir casi 16 veces más radiación que la máxima permitida en un año. Sin embargo, a pesar de no usar protección, la dosis absorbida en un mes por el doctor es prácticamente igual a la que recibe directamente el paciente en seis minutos de cirugía. Es importante resaltar que la mano del doctor en un año de trabajo, sin protección, alcanza dos terceras partes del máximo permitido en un año de trabajo, por ello es imprescindible que el médico utilice los guantes especiales para cirugías con fluoroscopia. En caso, de no usar las gafas especiales de protección, los ojos del doctor en ocho meses pueden alcanzar el límite permitido de radiación absorbida para un año.

4.5.2. Simulación de las dosis absorbida con protecciones

Son varios los elementos de protección de la radiación que se pueden utilizar en un procedimiento de fluoroscopia, ver sección 2.4.2. En este trabajo se simularon los delantales, guantes y collares como secciones cilíndricas de 0,25 mm de plomo. Las gafas se simularon como una sección cilíndricas de 0,1 mm de plomo. En las tablas 4-3 se tiene la dosis absorbida en una cirugía de 6 minutos de exposición y en la tabla 4-4 la dosis acumulada en 192 minutos de exposición, todos los parámetros de la simulación son iguales a los descritos para obtener las tablas 4-1 y 4-2, a excepción que ahora están presentes las protecciones.

La dosis absorbida en el cuello del doctor se reduce en un 76,4 % usando el protector de cuello. En el tórax y los genitales del doctor la dosis absorbida se reduce en un 97 % utilizando el delantal protector. En la mano del cirujano la dosis absorbida se reduce en un 35 % si utiliza guantes protectores.

Detector	Doctor	Auxiliar
Ojos	---	---
Cuello	0,113 (mSv)	---
Mano	0,533(mSv)	no usa
Tórax	0,036 (mSv)	---
Genitales	0,066 (mSv)	0,024 (mSv)

Tabla 4-3.: Dosis absorbida por el doctor y el auxiliar en un procedimiento de fluoroscopia, con 6 minutos de exposición y utilizando protecciones.

Detector	Doctor	Auxiliar
Ojos	---	---
Cuello	3,615 (mSv)	---
Mano	17,067(mSv)	no usa
Tórax	1,147 (mSv)	---
Genitales	2,129 (mSv)	0,078 (mSv)

Tabla 4-4.: Dosis absorbida por el doctor y el auxiliar en 192 minutos de exposición utilizando protecciones.

Todos estos resultados muestran la importancia de utilizar protecciones. Con el número de eventos primarios generados en la simulación no se obtuvieron lecturas en los detectores de cuello, ojos y tórax del auxiliar ni en el detector ubicado en los ojos del doctor.

5. Comparación de simulación con datos experimentales

Para contrastar los resultados obtenidos en la simulación con datos experimentales, se consultaron diferentes estudios reportados en la literatura científica, buscando configuraciones similares a la simulada, y en algunos casos adaptando la simulación a las configuraciones usadas en tales investigaciones. Además se consultaron las dosis reportadas en un trabajo experimental realizado por el grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia [10] y las dosis reportadas en un trabajo realizado en conjunto por la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia y el grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia [25].

La lectura de los primeros capítulos de este trabajo permite ver que el campo de radiación dispersada depende de factores cómo:

- La colimación de los rayos X
- La zona del cuerpo del paciente que sea directamente irradiada.
- La ubicación de la fuente y el intensificador con respecto al paciente.
- La cirugía específica que se realice (diferentes clases de cirugías en un mismo órgano generan dosis diferentes).
- La técnica de manipulación del equipo (modo continuo, modo de tasa de alta exposición o modo pulsado).
- La corriente y el voltaje en el tubo de rayos X.
- El tiempo de exposición.
- La masa y el volumen del paciente.

Estos factores fueron discutidos en las secciones 2.4.2 y 2.4.2, todos estos parámetros deben estar resumidos en un protocolo de acción que debe ser seguido por el equipo médico.

La metodología de trabajo encontrada en muchos de los estudios consultados es la misma; un trabajo estadístico en el que se le entregan los detectores al personal médico y se leen los dosímetros al cabo de un tiempo determinado. Este procedimiento acarrea pérdidas de información útil para los fines perseguidos en este trabajo. Por ejemplo en un mes de trabajo,

el médico realiza procedimientos que requieren diferentes voltajes y corrientes del tubo de rayos X, diferentes campos de exposición, su posición promedio respecto al fluoroscopio fue diferente por que así lo requería la operación. Sin embargo en la extrapolación realizada se debe suponer que la radiación por unidad de tiempo es constante a lo largo de todo el periodo de tiempo que se desea comparar. A continuación se muestran algunos casos de interés particular.

■ **Caso 1**, tomado de [16].

Se monitoreó la dosis absorbida por los pacientes durante 26 operaciones de vertebroplastia percutánea.¹ En trece de estas intervenciones se usó un solo fluoroscopio y en las otras trece se usaron dos. Se colocaron dosímetros en el costado derecho del paciente y en el cuello del auxiliar, ver figura 5-1. El dosímetro del paciente se coloca lo más cerca posible del campo de radiación, pero debe tenerse en cuenta que este elemento no es estéril y no se debe ubicar en el campo quirúrgico porque puede comprometer la salud del paciente.

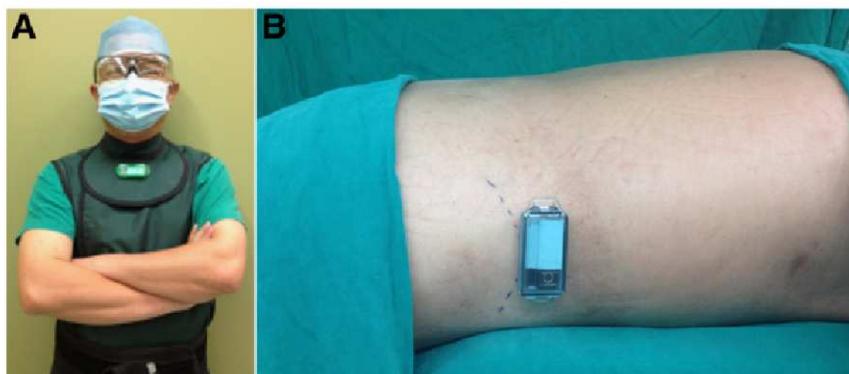


Figura 5-1.: Ubicación de los dosímetros en una operación de vertebroplastia percutánea: A) Dosímetro en el cuello del auxiliar. B) Dosímetro en el costado derecho del paciente [16].

Para comparar, sólo se tendrán en cuenta los resultados de este estudio obtenidos con un solo fluoroscopio, ya que en la simulación también se utilizó un fluoroscopio. Los autores reportan una dosis promedio de $1,97 \pm 1,20$ mSv para el paciente y $0,27 \pm 0,12$ mSv para el auxiliar en un tiempo operativo de $47,15 \pm 13,48$ minutos. Sin embargo éste no es el tiempo durante el cual está activado el fluoroscopio emitiendo radiación, éste es el tiempo que dura la intervención. El tiempo de irradiación no es dado en el

¹Operación usada para calmar el dolor producido por fracturas vertebrales, la reducción de la fractura y su estabilización, restaurando la anatomía de la columna vertebral. Consiste en insertar una aguja a través de la piel para posteriormente inyectar cemento óseo acrílico, con el fin de reforzar el cuerpo vertebral [20].

artículo, pero se puede suponer que es alrededor de 6 a 8 minutos (tiempo típico de exposición en un procedimiento quirúrgico). Además en esta ocasión el dosímetro del auxiliar está ubicado fuera de la protección, tal como se ve en la figura 5-1.

Comparando estos resultados con los resultados de la simulación reportados en la tabla 4-1, los valores de la dosis en el cuello del auxiliar concuerdan en un 89 %, mientras que el valor simulado de la dosis en el tórax del paciente es casi 36 veces mayor que el reportado en este estudio. La gran discrepancia entre estos dos últimos valores se debe a que en la simulación el dosímetro está en el centro del campo de radiación mientras que en este estudio el dosímetro está cerca del campo pero no dentro de él, por las razones expuestas anteriormente.

■ **Caso 2**, tomado de [17].

Se analizan los datos recolectados para un total de 134 pacientes sometidos a la implantación de uno o dos stent² en la arteria renal. Los pacientes que sufrieron la implementación de un stent tuvieron un tiempo fluoroscópico promedio de 13,8 minutos y dosis absorbida de 1803 mSv. Los pacientes que sufrieron la implementación de dos stent tuvieron un tiempo fluoroscópico promedio de 19,7 minutos y dosis absorbida de 2380 mSv. Es decir, el tiempo fluoroscópico medio fue 15,6 y la dosis equivalente media de 1729 mSv.

Este artículo reporta los mayores valores de dosis equivalente que cualquiera de los otros artículos consultados. Las dosis equivalente para el paciente es del orden 1 o 2 Sv para un tiempo de exposición de 15 minutos. En la gráfica 4-1 se muestra el perfil de tasa de dosis simulado, se puede ver que la zona directamente irradiada del paciente alcanzan valores de aproximadamente 100 mSv por minuto, luego en 15 minutos se tendrían dosis del orden de 1500 mSv, valor que estaría cercano al reportado en este estudio. Sin embargo se debe aclarar que el artículo en cuestión no especifica que tan cerca del haz se colocaron los detectores. Sabiendo que el detector no puede estar muy cerca de la zona de operación ya que no es un material estéril y suponiendo que no está a más de 15 centímetros del punto central de la operación se diría que existe una buena concordancia entre la simulación y el dato experimental.

■ **Caso 3**, tomado de [22].

Una forma de obtener datos experimentales sin exponer el equipo médico a la radiación, es realizar simulacros de operaciones y colocar dosímetros en las posiciones que generalmente ocuparía el personal de trabajo. Para simular el paciente se utilizan modelos, algunas veces antropomórficos, con diversas características similares a las del cuerpo humano [22], y aunque es menos común se utilizan cadáveres o partes de ellos [2].

²Un stent es un tubo diminuto que se coloca dentro de una arteria, un vaso sanguíneo u otra estructura hueca (como el que transporta la orina) para mantenerla abierta. Tomado de [18]

Un ejemplo de esta técnica es descrita en [22], en donde se recrea una operación de hígado. El equipo y la disposición de los detectores se puede ver en la figura 5-2. Se reconstruyeron cinco diferentes protocolos relacionados con intervenciones de hígado y se estudio la radiación dispersada por el paciente y que incide en el operario. Infortunadamente no se menciona la distancia entre los detectores y el fantasma (paciente).

Para realizar la comparación solamente se toman los datos de los dos protocolos que más similitudes tienen con la simulación. Estos protocolos son los asociados con las intervenciones de embolización hepática ³ y la colocación de un tubo (stent) biliar. ⁴ Los otros protocolos descritos en el artículo citado involucran rotaciones del arco-C del fluoroscopio o pulsaciones del haz de fotones, fenómenos que no fueron simulados. La embolización hepática produce en 8 segundos una dosis de 0,02802 mSv en los ojos, 0,02839 mSv en el cuello, 0,02855 mSv en el pecho, 0,02587 mSv en los genitales y 0,00289 mSv en la rodilla. La colocación de un tubo biliar produce en 20 s una dosis de 0,07927 mSv en los ojos, 0,07928 mSv en el cuello, 0,07911 mSv en el pecho, 0,07282 mSv en los genitales y 0,00945 mSv en la rodilla.

Aunque no se conoce exactamente la posición de los detectores con respecto al fantasma, lo más apropiado será comparar con los datos obtenidos en la simulación para el auxiliar usando protección. Sin embargo, con el número de eventos primarios generados en la simulación no se obtuvieron lecturas en los detectores de cuello, ojos y tórax, solamente se obtuvo para los genitales. Entonces, haciendo la equivalencia correspondiente se tiene que en 8 segundos la dosis en los genitales del auxiliar será del orden de 10^{-4} mSv y del orden de 10^{-3} mSv para un tiempo de 20 segundos. estos valores no corresponden con los reportados en el artículo en cuestión ya que estos valores son del orden de 10^{-2} mSv en ambos casos.

■ **Caso 4**, tomado de [10].

El trabajo es un estudio dosimétrico con el personal expuesto a radiación ionizante en el área de cirugía de mínima invasión mediante el uso de la técnica de fluoroscopia. Con el fin verificar la radiación recibida por parte del personal que labora en un establecimiento médico de la ciudad de Bogotá, se suministraron los dosímetros al personal que estaba compuesto por el ortopedista principal, ortopedista asistente, la enfermera y la instrumentadora. Se realizaron tres lecturas de los dosímetros. Este estudio no reporta el tiempo de exposición para la segunda lectura de los dosímetros, por lo tanto esta segunda lectura no será tenida en cuenta para comparar. Para la primera lectura se habían llevado a cabo 32 cirugías en un periodo de 13 días con un tiempo de exposición aproximado de 6 minutos por intervención. Para la tercera lectura se habían llevado

³La embolización hepática es una intervención cuyo objetivo es tratar las lesiones del hígado mediante el taponamiento de los vasos sanguíneos [12].

⁴La colocación de stent biliar es un procedimiento para desbloquear un conducto biliar que está obstruido [8].



Figura 5-2.: Izquierda: Fluoroscopio (Axiom Artis Zeego, Siemens, Erlangen, Germany) utilizado en las pruebas y fantasma antropomórfico. Derecha: Ubicación de los dosímetros para realizar las mediciones de radiación dispersada. Las flechas indican su ubicación. Como protección se utilizó una barrera de espesor equivalente a 0,5 mm de plomo [22].

a cabo 32 cirugías en un periodo de un mes y medio con un tiempo de exposición aproximado de 6 minutos por intervención. En la tabla 5-1 se muestran los resultados.

Portador	Detector	Primera Lectura (mSv)	Tercera Lectura (mSv)
Doctor	Mano	3,269	0,642
Doctor	Cuello	4,291	12,53
Doctor	Tórax	3,732	0,744
Ayudante	Cuello	4,715	2,874
Ayudante 1	Tórax	1,401	2,628
Ayudante 2	Tórax	2,571	—
Enfermera	Cuello	2,543	0,629
Enfermera	Tórax	1,899	—
Instrumentador	Cuello	—	0,618
Instrumentador	Tórax	—	0,926

Tabla 5-1.: Medidas de dosis equivalente recibidas por personal ocupacionalmente expuesto de una institución médica de la ciudad de Bogotá para un tiempo de exposición de aproximadamente 192 minutos [10].

Estos resultados son comparados con los mostrados en la tabla 4-4 en donde se tiene la dosis equivalente para 192 minutos de exposición usando protecciones. Se observa que el resultado de la simulación para la mano del doctor es aproximadamente 5 veces mayor. Esta diferencia tan grande puede justificarse teniendo en cuenta que en la simulación,

la mano del doctor siempre está muy cerca del haz de fotones pero nunca entra en él, y seguramente en los resultados experimentales reportados en este estudio el doctor mantuvo su mano, en promedio, muy alejada del haz y nunca por error la metió en él. Por otra parte, la primera lectura de la dosis en el cuello concuerda en un 8,5 % con el valor correspondiente simulado, no sucede lo mismo con la segunda lectura de la dosis en el cuello y el valor simulado, el valor simulado es más o menos 5 veces menor, pero también hay que decir que la diferencia entre estas dos lecturas es muy grande. Para el tórax del doctor se reportan cerca de 4 mSv en la primera lectura y de 0,744 mSv en la segunda lectura, en la simulación se obtiene un valor levemente superior a 1 mSv, este valor está dentro de las dos medidas experimentales.

■ **Caso 5**, tomado de [25].

Es un estudio en donde se evalúa el efecto genotóxico de la radiación ionizante, en el ADN linfocitario, en médicos ortopedistas expuestos laboralmente a dosis menores de 20 mSv/año, por el uso del fluoroscopio durante intervenciones quirúrgicas, comparado con un grupo de no expuestos de la población general.

Se tomaron dos grupos conformados por 31 sujetos cada uno. Los expuestos son médicos ortopedistas y residentes de ortopedia pertenecientes a 4 instituciones de salud de la ciudad de Bogotá. Se le hizo seguimiento a los dos grupos durante seis meses, mediando mensualmente la dosis efectiva personal, y los valores de dosis ambientales en cada institución. Se midió el efecto genotóxico mediante el ensayo de micronúcleos en el primero y sexto mes de la observación.

Institución	Posición del detector	Dosis (μ Sv/h)
A	0 cm	47
A	22 cm	36,5
A	50 cm	48,6
B	0 cm	10,65
B	22 cm	14,2
B	50 cm	75,5
C	0 cm	250
C	100 cm	10
C	200 cm	5

Tabla 5-2.: Promedios de Medidas de radiometría de tres instituciones de las cuatro instituciones estudiadas [25].

Se realizaron radiometrías en tres de las cuatro instituciones con contador Geiger Muller. Se utilizaron cuatro litros de agua como fuente dispersora, los resultados son mostrados en la tabla 5-2. En el texto de este estudio se reportan medidas realizadas a

lado y lado de la fuente y las distancias dadas son medidas desde uno de los bordes del cabezal que contiene el tubo, sin embargo las diferencias entre cada lado son pequeñas y aquí se presenta mejor el promedio. Se puede ver que los valores para cada institución difieren entre sí, esto se debe a que los modelos de fluoroscopios y las técnicas de uso son diferentes en cada institución. Sin embargo los patrones de radiación deben ser similares, es decir, de no haber fuente dispersora, el patrón de radiación sigue la ley de inverso del cuadrado. Y en caso de haber fuente dispersora se debe tener un patrón como el mostrado en [6] y que en este trabajo de simulación es reproducido en la gráfica **4-3**.

Para la evaluación del efecto genotóxico producido por radiaciones ionizantes se realizaron medidas en cuello, torác y mano del personal ocupacionalmente expuesto. Los reportes mensuales de los valores de dosis efectiva promedio son 0,38 mSv para cuello, 0,37 mSv para torác y 0,35 mSv para mano. Estos valores son realmente muy cercanos entre sí. En ese estudio se menciona que los valores de dosis leídos mes a mes disminuyeron, esto debido a la conscientización del personal médico sobre la importancia de usar protecciones. Este caso muestra nuevamente la dificultad de comparar la simulación con datos experimentales, ya que la información relacionada con el tiempo de exposición se pierde. Al comparar estos datos con los obtenidos en el presente trabajo, mostrados en las tablas **4-2** y **4-1**, no se ve concordancia.

6. Validación de la simulación utilizando medidas hechas con el equipo de dosimetría del grupo de Física Médica

Ya que ninguno de los 5 casos experimentales estudiados en el capítulo 5 proporcionan los parámetros necesarios para correr la simulación hecha en este trabajo, y por lo tanto no permiten validarla, se han tomado medidas de dosis con el equipo de dosimetría del grupo de Física Médica de la Universidad Nacional. Se tomaron medidas de dosis en dos ambiente diferentes:

- Sala de fluoroscopia con paciente
- Sala de fluoroscopia con phantom de agua

La clínica Reina Sofía fue quien prestó las salas de cirugía con fluoroscopio. La primeras medidas se tomaron el 16 de mayo de este año durante un procedimiento denominado “Nefrostomía Percutánea” (colocación de un catéter de caucho pequeño flexible, a través de la piel, en el riñon para drenar la orina, la ubicación del catéter se hace mediante fluoroscopia). La figura (Arriba) muestra una foto con la disposición del equipo médico y el paciente alrededor del fluoroscopio, así como la ubicación de algunos de los TLD usados; se observa al cirujano y la instrumentadora con el dosímetro pegado en la frente, también se puede observar el intensificador de imagen (con su fuente de luz prendida) encima del paciente. Las segundas medidas se hicieron el primero de julio, se utilizó una sala de cirugía con fluoroscopio sin personal médico (durante las medidas, en la sala de cirugía solo hubo una persona detrás de una cortina plomada prendiendo y apagando el fluoroscopio) y el paciente se reemplazó por un volumen de agua. En la figura (Abajo) se ve el phantom de agua (compuesto de tres valdes y una torta de silicona que hace de cabeza), hay tres dosímetros colocados en lo que sería la cabeza, el abdomen y columna del paciente. La fuente de rayos X está encima del phantom y al lado derecho se observa una sábana que contiene 42 dosímetros (puntos rojos de la sábana), los dosímetros están dispuestos en un arreglo matricial de 6X7 y la distancia horizontal y vertical entre dos dosímetros es igual a 25 cm. El primer dosímetro de izquierda a derecha y de arriba abajo, está frente a la fuente de rayos X, a 32 cm de ella. Para las segundas medidas se prendió el fluoroscopio 15 veces, cada vez por un intervalo de tiempo de 20s para un total de 5 minutos de fluoroscopia. Cada vez que se prendía el fluoroscopio por 20s inmediatamente se debía apagar por 40s, esto se hizo por recomendaciones

del técnico, quien desafortunadamente solo pudo colobararnos prendiendo el fluoroscopio y su ausencia por el resto del tiempo de medida nos privó de información importante como el tamaño del campo de radiación primaria, material y espesor de los colimadores usados. Los parámetros de operación del fluoroscopio, para este caso, aparecen en la tabla **6-1** Para la primeras medidas no fue posible medir el tiempo de fluoroscopia ya que una vez entregados los dosímetros al personal médico, permanecemos fuera de la sala esperando que la cirugía finalizara para recoger los dosímetros, el tiempo estimado de fluoroscopia fue 1 minuto. Para estas mismas medidas no es posible medir la distancia promedio a la que permanece cada persona de la fuente de rayos X ya que el personal médico está en continuo movimiento, entran y salen frecuentemente de la sala. La instrumentadora, el médico general y el cirujano fueron las únicas personas que nunca abandonaron la sala. Los fluoroscopios de esta clínica suelen ser operados en automático, es decir, el mismo equipo sensa el volumen del paciente y determina el valor de la corriente, voltaje, tamaño del campo y colimación, antes de la cirugía le pudimos preguntar al técnico sobre los valores de estos parámetros y el nos dió los valores típicos, al finalizar la cirugía no fue posible hablar con él para confirmar los valores usados, así que solo contamos con los valores estimados ofrecidos por el técnico, estos valores aparecen en la tabla **6-1**.

El equipo de dosimetría utilizado en estas medidas fue: Un lote de 59 dosímetros TLD-100 LiF, Mg, Ti (ahora 58 porque durante las medidas se perdió un cristal), cada cristal tiene las siguientes dimensiones 3.2mmx3.2mmx0.2mm, un irradiador Bicron con fuentes Sr90/Y90, y un lector Harshaw 5500. El proceso de calibración descrito en la sección 2.4.6 dura alrededor de dos días y se terminó un día antes de hacer las medidas. Los 59 dosímetros se sometieron al proceso de borrado con una temperatura de 400 °C durante 1 hora seguido de 100 °C por 2 horas, se guardaron en un ambiente libre de humedad y de rayos UV por 12 horas, después se dividieron los dosímetros en cinco grupos y se irradiaron a diferentes dosis 1.4 mSv, 2.38 mSv, 6.44 mSv, 11.9 mSv y 14 mSv, se guardaron en un ambiente libre de humedad y de rayos UV por 24 horas. Se leyeron los dosímetros, uno por uno, a una temperatura máxima de calentamiento de 260 °C con una tasa de 10 °C/s por un tiempo de 26.67 s y precalentamiento de 50 °C. Utilizando el software WinRems se determinaron los factores de corrección ECC y RCF, mencionados en la sección 2.4.6. Finalmente se colocaron todos los dosímetros en el horno para borrarlos nuevamente, quedando listos para las medidas. Después de hacer las medidas, los dosímetros se leyeron al día siguiente, determinando la dosis a partir de los factores de corrección y de la ecuación 2-27.

En la tabla **6-2** se presentan los resultados de las tasas de dosis simulada y medida para el caso de la sala de cirugía con personal médico y paciente, en esta tabla también se pueden observar las razón entre el valor simulado y el medido. En esta tabla también se calcula el número máximo de cirugías, igual a ésta, que un cualquier miembro del cuerpo médico o el paciente pueden hacer para no exceder el valor límite de dosis al mes recomendado por



Figura 6-1.: Fotos de la disposición del fluoroscopio para medir dosis en una sala de cirugía: (Arriba) con paciente y personal médico, (Abajo) con phantom de agua. En la foto de arriba se puede observar al cirujano y la instrumentadora, también se puede observar el intensificador de imagen encima del paciente. En la foto de abajo se puede observar el phantom de agua, la fuente de rayos X está encima del phantom y al lado derecho se observa una sábana que contiene 42 dosímetros (puntos rojos de la sábana).

ICPR para personal ocupacionalmente no expuesto, ver tabla 2-4.

Parámetro	Valor en el ambiente con paciente*	Valor en el ambiente con phantom**
Voltaje del tubo de rayos X	70 keV	70
Corriente del tubo de rayo X	15 mA	1.5 mA
Tamaño-campo de radiación primaria	0.08 m ²	Desconocido
Colimadores	2mm de Al	Desconocido
Masa-Paciente	80 kg	30 kg
Posición de la fuente	Abajo	Arriba
Distancia fuente-paciente	75 cm	75 cm
Tiempo de fluoroscopia	1 min	5 min

Tabla 6-1.: Parámetros bajo los cuales se realizaron las medidas de dosis con paciente y con phantom, esto parámetros son usados para correr la simulación hecha en este trabajo. * Todos los valores del ambiente con paciente son estimados. ** Todos los valores del ambiente con phantom son medidos.

Posición dosímetro	Uso de Protección	Tasa de dosis medida (mSv/h)	número de procedimientos por mes	Distancia promedio Fuente-detector (cm)	Tiempo exposición (s)	Tasa de dosis simulada (mSv/h)	Razón Tasa medida-Tasa simulada
Médico General -Tórax	Si	0,156	32	141	60	0,61	0,26
Auxiliar-Tórax	Si	0,160	31	142	30	0,28	0,57
Técnico-Tórax	Si	0,161	31	146	60	0,52	0,31
Anestesiólogo-cabeza	No	0,171	29	177	30	0,31	0,55
Anestesiólogo-brazo	No	0,207	24	142	30	0,36	0,57
Auxiliar-Cuello	Si	0,313	16	159	30	0,72	0,44
Cirujano-Tórax	S	0,471	11	103	60	5,77	0,08
Instrumentadora-cabeza	No	0,593	8	142	60	0,55	1,08
Instrumentadora-Tórax	Si	0,614	8	100	60	1,3	0,47
Cirujano-Pierna	No	0,801	6	56	60	0,56	1,43
Médico General-Cuello	Si	0,977	5	160	60	0,35	2,79
Paciente-Abdomen	No	2,927	2	80	60	3,4	0,86

Tabla 6-2.: Dosis medidas en una sala con fluoroscopia durante un procedimiento médico denominado “Nefrostomía Percutánea”, utilizando el equipo de dosimetría del grupo de Física Médica de la Universidad Nacional.

Para procesar los valores de la tasa de dosis medidos con el phantom de agua, se utilizaron los mismos rangos de dosis usados en [6] y que son mostrados en la gráfica 4-3(Izquierda). Adicionalmente, a cada rango o región se le asoció un color, por ejemplo a la región A (con tasa de dosis 3 mGy/h) se le asignó el color rojo. El color asignado a cada región se puede ver en la parte izquierda de la figura 6-3. Las medidas se distribuyeron en un arreglo matricial de 6X7 y su posición en el arreglo coincide con su posición en el arreglo de la sábana, es decir,

coincide con su distribución espacial alrededor del fluoroscopio y del phantom. Después cada elemento de la matriz se colorió con su color correspondiente (de acuerdo al valor de la tasa de dosis). El resultado de este arreglo es mostrado en la figura **6-2** (medidas reportas en mSv), en esta tabla se puede ver, de manera general, que las medidas tienden a reunirse por colores y que este conjunto de medidas del mismo color constituye alguna de las regiones citadas en [6]. También se puede ver que hay medidas (colores) aisladas y no hay una justificación para ésto en términos del comportamiento del campo de radiación dispersa. Una justificación para estos valores aislados podría ser que el dosímetro utilizado para hacer esta medida no es confiable (durante el proceso de calibración, varios detectores fueron reportados por el software WinRems como dosímetros no áptos para la calibración) y no se prescindió de ellos ya que había que medir en muchos puntos. Para comparar las regiones mostradas en la figura **6-2** con las regiones mostradas en la gráfica **4-3** (la de la referencia bibliográfica y la de la simulación), se procedió a superponer el arreglo de los detectores de la sábana sobre las regiones reportadas en [6], cuando la fuente de rayos X está arriba, el resultado de esta superposición es la grilla mostrada a la derecha de la figura **6-3**. El color (el valor de la tasa de dosis) de cada dosímetro está determinado por la región donde está parado el dosímetro. A la izquierda de esta misma figura hay otra grilla, comparada con la grilla de la derecha, los dosímetros de esta grilla tienen diferente color para la misma ubicación espacial con respecto a la fuente. La distribución espacial de los colores de los dosímetros de la grilla de la izquierda coinciden con la distribución de la figura **6-2**. Si descartamos los colores aislados (marcados en esta figura con punto negro en el centro), podemos constatar que efectivamente se forman regiones pero el tamaño espacial de las regiones no es el mismo y ésto se debe a que, para formar cada una de estas distribuciones (grilla izquierda y grilla derecha) hubo diferencias sustanciales en uno o varios de los parámetros que determinan el campo de radiación dispersada, estos parámetros son referenciados al comienzo del capítulo 5.

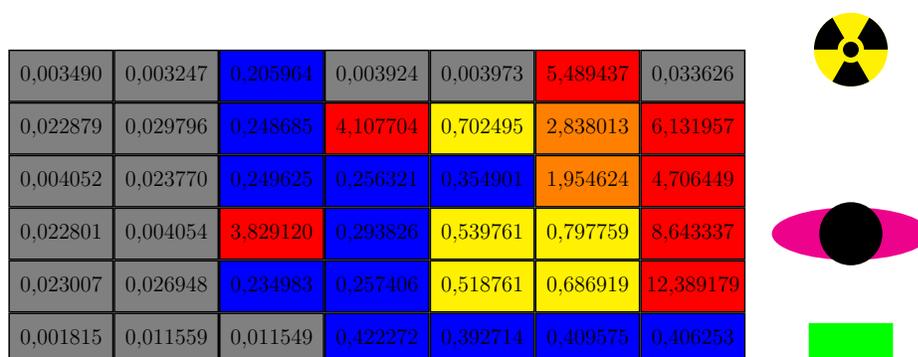


Figura 6-2.: Distribución espacial de las medidas de tasa de dosis (en mSv/h), obtenidas utilizando como paciente un phantom de agua. se puede ver que las medidas con valores muy cercanos tienden a reunirse en la misma región del espacio, formando las regiones citadas en [6].

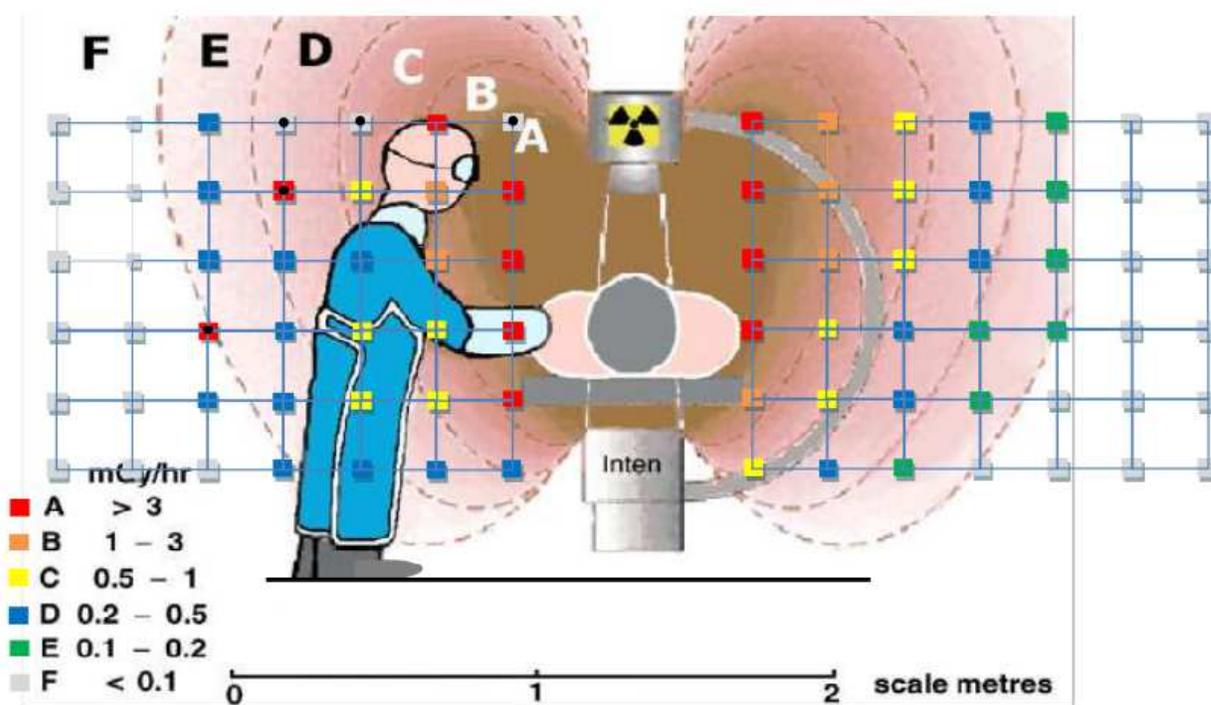


Figura 6-3.: Comparación de la distribución espacial de los valores de tasa de dosis para dos campos de radiación dispersa diferentes, los campos de radiación son diferentes por que uno o varios de los parámetros mencionados al principio del capítulo 5, han variado sustancialmente de un campo al otro.

7. Conclusiones y recomendaciones

7.1. Conclusiones

Se realizó una simulación con Geant4 de una operación quirúrgica que requiere el uso de un fluoroscopio. Se contruyeron detectores termoluminiscentes de FLi y con ellos se midió la radiación que reciben en diferentes partes del cuerpo, el paciente, el doctor y un auxiliar.

Se investigó el funcionamiento básico de un fluoroscopio y los fenómenos físicos involucrados en él. Se obtuvo la curva de perfil de tasa de dosis característica en un ambiente de radiación como el estudiado.

Se obtuvieron resultados de dosis absorbida por el paciente, el doctor y el asistente médico en dos situaciones diferentes; con y sin protecciones. Se ratificó la importancia del uso de protecciones adecuadas ya que de no ser usadas, en un tiempo correspondiente a un mes de trabajo se podría llegar recibir la dosis correspondiente a un año de trabajo. La legislación colombiana, sección 2.3.8, establece cuales son las protecciones mínimas que debe tener un establecimiento que presta servicios de salud relacionados con fuentes ionizantes, estudios científicos como éste, podrían presionar para que la legislación colombiana aumente la cantidad de protecciones mínimas que se deben utilizar en ambientes de trabajo como éstos. La simulación reproduce de manera adecuada el campo de radiación producido por el paciente con el tubo de rayos X sobre el paciente y el intensificador debajo del paciente. Se compararon los resultados de la simulación con cinco estudios que reportan datos experimentales obtenidos en condiciones que se pueden ajustar a las que se representaron en esta simulación. Se encontró que a pesar de las limitaciones inherentes a una simulación numérica algunos de los resultados presentados están en un buen grado de concordancia con cuatro de las fuentes consultadas.

Se tomaron medidas de dosis utilizando el equipo de dosimetría del grupo de Física Médica de la Universidad Nacional, estas medidas fueron tomadas en dos ambientes: sala de fluoroscopia con paciente y sala de fluoroscopia con phantom de agua. Con las segundas medidas tomadas se obtuvo, de manera bastante aproximada, el campo de radiación producido por el paciente con el tubo de rayos X sobre él y simulado en este trabajo. También se logró reproducir los rangos de tasa de dosis para cada una de las regiones de este campo de radiación. La comparación de las primeras medidas con la simulación arroja discrepancias grandes ya que no fue posible tener información exacta de todos los parámetros bajo los cuales se hizo el procedimiento quirúrgico y por lo tanto la simulación se corrió con los valores estimados.

7.2. Recomendaciones

Se encontraron problemas para comparar los resultados de la simulación con datos experimentales, ya que en los 5 casos estudiados no se contó con la información suficiente (tiempo de exposición, ubicación de los detectores, voltaje y corriente de operación del fluoroscopio, etc.), ya sea porque los autores la omitieron o porque su metodología de trabajo no permite conocerla. Una forma de fortalecer el trabajo aquí presentado es repetir, en mejores condiciones, el simulacro de operación como el descrito en el capítulo 6. Mejores condiciones puede significar, disponer de más dosímetros y que los dosímetros disponibles sean 100% confiables, lograr que el operario del fluoroscopio acompañe el proceso de medida de principio a fin, lograr que la institución médica donde se va a medir, colabore para que el tiempo entre calibración de dosímetros y medida de dosis sea el adecuado. Al parecer ésta es la única forma de obtener todos los parámetros necesarios para correr la simulación y poder comparar.

Sin embargo, a pesar de poder contar con todos los parámetros experimentales, existe el problema de relacionar el tiempo simulado con el tiempo real. Suponiendo que se recrea una exposición de 8 segundos tal como se describió en el caso 3 y considerando que el tiempo de simulado es del orden de los microsegundos con un tiempo de ejecución de máquina de alrededor de una hora, además suponiendo que se lograra optimizar el programa y reducir el tiempo de máquina a 0.1 horas, simular 8 segundos de tiempo real requerirían alrededor de 9 años de ejecución de máquina. Digamos que con una máquina mejor lográramos reducir el tiempo a unos cuantos meses, este tiempo de máquina es aún muy grande. La perspectiva consiste entonces en verificar de manera experimental que la dosis que se recibe tiene un comportamiento lineal con el tiempo de exposición para unos parámetros dados de operación del fluoroscopio, aunque lo más lógico es suponer que esto sucede en realidad.

A. Construcción del detector TLD

El detector fue construido basándose en el ejemplo TestEm3 de Geant4, que se encuentra en la carpeta `~/examples/extended/electromagnetic/TestEm3`. Este detector es construido como una caja llamada calorímetro (calorimeter) con un número dado de capas (layers). Cada capa consiste de una serie de hasta nueve absorbedores. Los absorbedores son los elementos sensibles del detector. Las capas pueden ser replicadas, aunque en este caso no se replicaron en ninguna situación.

Los parámetros que definen el calorímetro son:

- el número de capas,
- el número de absorbedores dentro de una capa,
- el material de cada absorberdor,
- el grosor de cada absorbedor,
- el área transversal del calorímetro, esta área corresponde a la de una superficie cuadrada.

En la tabla **A-1** se muestran como ejemplo algunas líneas de código para la construcción del detector. Estas líneas son tomadas del ejemplo citado y se pueden consultar en el archivo `DetectorCostruction.cc` incluido, en dicho ejemplo.

En la tabla **A-2** se muestra como se controlan los parámetros del detector, tales como el número de capas, el número de absorbedores y el material. También se muestra como se elige la física involucrada, en este caso la correspondiente a procesos de baja energía dados por las librerías Livermore. Además es posible controlar el formato del archivo de salida y su nombre, como archivo de salida obtenemos un histograma al que es posible cambiarle el número de canales, 120 en nuestro caso, la energía mínima y la energía máxima, cero y ochenta keV respectivamente. Es posible escoger el tipo de partícula que se desea disparar y finalmente se escoge el número de partículas que se desean disparar. El área bajo la curva del histograma es igual a la dosis absorbida en el tiempo simulado, el tiempo simulado se relaciona con el número de partículas primarias (partículas disparadas) y la corriente del tubo de rayos X del fluoroscopio.

Volumen sólido

```
solidCalor = new G4Box("Calorimeter", //su nombre
CalorThickness/2,CalorSizeYZ/2,CalorSizeYZ/2); //tamaño
```

Volumen lógico

```
logicCalor = new G4LogicalVolume(solidCalor, //volumen sólido al que corresponde
defaultMaterial, // su material
"Calorimeter"); //su nombre
```

```
G4RotationMatrix* RotaCalorimeter= new G4RotationMatrix();
RotaCalorimeter->rotateY(90.*deg); //matriz de rotación
```

```
Volumen físico physiCalor = new G4PVPlacement(RotaCalorimeter, //rotación
G4ThreeVector(0,0,4.25*cm), //posición
```

```
logicCalor, //its logical volume
```

```
"Calorimeter", //su nombre
```

```
logicWorld, //su volumen madre
```

```
false, //no operaciones booleanas
```

```
0); //número de copias
```

Tabla A-1.: Algunas líneas de código para la construcción del detector

```

# Script control de parámetros
#número de capas
/testem/det/setNbOfLayers 1
#número de absorbedores
/testem/det/setNbOfAbsor 1
#material del absorbedor número 1
/testem/det/setAbsor 1 FLi 5. mm
#tamaño transversal del detector
/testem/det/setSizeYZ 5. cm
#física de bajas energías
/testem/phys/addPhysics emlivermore
#y valores de corte para gammas, electrones y protones
/testem/phys/setGCut 0.5 um
/testem/phys/setECut 1 mm
/testem/phys/setPCut 1 mm
# orden obligatorio para empezar a correr
/run/initialize
#comandos para permitir procesos de desexcitación
/process/em/deexcitation world true false true
/process/em/fluor true
/process/em/pixe true
/process/em/augetr false
# nombre del archivo con los histogramas, en formato aida(hbook)
/testem/histo/setFileName esX_FLi_Ambiente9BLivermore
/testem/histo/setFileType hbook
#los histogramas se imprimen por absorbedor. Se define:
# /testem/histo/setHisto <número de absorbedor> <número de canales>
<energía inicio> <energía final> <unidades de energía>
/testem/histo/setHisto 1 200 0. 80 keV #edep in absor1
#partículas que se disparan
/gun/particle gamma
#control de impresión
#/testem/event/printModulo 100
# número de eventos generados
/run/beamOn 10000000

```

Tabla A-2.: Script de control de parámetros

Bibliografía

- [1] AGULLES PEDRÓS, L. *Legislación en Radiaciones Ionizantes*. Curso de Radioprotección dictado en la Universidad Nacional de Colombia. Marzo 2014
- [2] ATHWAL, G. ; BUENO, R. ; WOLFE, S.: Radiation Exposure in Hand Surgery: Mini Versus Standard C-Arm. En: *The Journal of Hand Surgery* 30 (2005), Nr. 6, p. 1310–1316
- [3] ATTIX, F.: *Introduction Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. First. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co, 2004
- [4] BUSHBERG, J. ; SEIBERT, J. ; LEIDHOLDT, E. ; BOONE, J.: *The Essential Physics for Medical Imaging*. Second. Lippincott Williams & Wilkins, 2002
- [5] DAVROS, W. J.: Fluoroscopy: basic science, optimal use, and patient/operator protection. En: *Techniques in Regional Anesthesia & Pain Management* 11 (2007), p. 44–54
- [6] DEWEY, P. ; GEORGE, S. ; GRAY, A.: Ionising Radiation and Orthopaedics. En: *Current Orthopaedics* 19 (2005), p. 1–12
- [7] DEWEY, P. ; INCOLL, L.: Evaluation of thyroid shields for reduction of radiation exposure to orthopaedic surgeons. En: *Aust N Z J Surg* 68 (1988), p. 653–659
- [8] DRUGS.COM. http://www.drugs.com/cg_esp/endoscop%C3%ADa-biliar-por-colocaci%C3%B3n-de-stent-precare.html. Recuperado. Diciembre 2013
- [9] FINO, D. ; SIERRA, B. ; PLAZAS, M.C. *Simulación mediante GEANT4 del espectro de radiación generado por un equipo de rayos X en Fluoroscopia*. Comunicación privada, trabajo inédito presentado a la revista de Radioprotección francesa.
- [10] GARCÍA, Lady ; PATIÑO, Sandra: *Registro de la exposición a la radiación ionizante en personal no ocupacionalmente expuesto y ocupacionalmente expuesto en cirugía de columna utilizando fluoroscopia*, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Tesis de Grado, 2012
- [11] GARCÍA, M. ; EWERT DE-GUES, J.: *Introducción a la Física Moderna*. Tercera. Unibiblos, 2003

- [12] HMHOSPITALES. <http://www.hmhospitales.com/grupohm/documentacion/Consentiminetos/Embolizaci%C3%B3n%20Hep%C3%A1tica.pdf>. Recuperado. Diciembre 2013
- [13] RPOP IAEA. <http://rpop.iaea.org/RPOP/.../poster-staff-radiation-protection-es.pdf>. Recuperado. Octubre 2013
- [14] Y SERVICIO EN IMAGEN, ISI: I. <http://www.reparaciondeequiposparaultrasonidoimagenologia.com.mx/images/header.jpg>. Recuperado. Enero 2014
- [15] INGEOMINAS, protección radiológica y gestión a. *Curso de protección radiológica para el manejo de material radioactivo*. Ministerio de Minas y Energía-Colombia. 2002
- [16] LI, Y. ; HUANG, T. ; CHENG, C. ; WU, M. ; LEE, C.: Comparing radiation exposure during percutaneous vertebroplasty using one- vs. two-fluoroscopic technique. En: *Musculoskeletal Disorders* 14 (2013), Nr. 38
- [17] MCBRIDEL, J. ; SCHUELER, B. ; ODERICH, G. ; MISRA, S.: An Analysis of the Factors Influencing Radiation Dose and Fluoroscopic Time During Renal Artery Stent Placement. En: *Vascular and Endovascular Surgery* 47 (2013), Nr. 6, p. 462–466
- [18] MEDLINEPLUS. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/002303.htm>. Recuperado. Diciembre 2013
- [19] PODGORSK, E.: *Radiation Physics for Medical Physicists*. Second. Springer, 2001
- [20] QUINTERO, E. <http://dreduardoquintero.com/inicio/vertebroplastia.php>. Recuperado. Diciembre 2013
- [21] EN RADIODIAGNÓSTICO Y EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA, Protección R. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/TrainingRadiology/Lectures-es/RPDIR-L03-Biological-effects-es-WEB.ppt>. Recuperado. Mayo 2014
- [22] SCHULZ, B. ; HEIDENREICH, R. ; HEIDENREICH, M. ; EICHLER, K. ; THALHAMMER, A. ; NAGY, N. ; T., Vogl ; ZANGOS, S.: Radiation exposure to operating staff during rotational flat-panel angiography and C-arm cone beam computed tomography (CT) applications. En: *European Journal of Radiology* 81 (2012), p. 4138–4142
- [23] SCIENTIFIC, Thermo F. <http://www.scribd.com/doc/211257032/Manual-Harshaw-3500>. Recuperado. Mayo 2014
- [24] SIEMENS, <http://www.SiemensMedical.com>. *Siremobil Iso-C 3D*
- [25] SIERRA, Brigith: *Evaluación del efecto genotóxico de la Radiación Ionizante en médicos ortopedistas expuestos laboralmente, en cuatro instituciones de salud en Bogotá, Colombia 2011.*, Universidad Nacional de Colombia, Tesis de Grado, 2011