Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
Facultad de Ciencias Físicas
Escuela Profesional de Física

"Simulación de un arreglo de diodos cilíndrico espiral para técnicas de radioterapia de intensidad modulada y de arcoterapia volumétrica modulada con la herramienta PENELOPE Monte Carlo"

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

AUTOR

José Vidal VALLADOLID SALAZAR

ASESORES

Dr. Raúl Félix CARITA MONTERO (Asesor)

Mg. Eduardo CUSTODIO CHUNG (Coasesor)

Lima, Perú

2021



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Valladolid, J. (2021). *Simulación de un arreglo de diodos cilíndrico espiral para técnicas de radioterapia de intensidad modulada y de arcoterapia volumétrica modulada con la herramienta PENELOPE Monte Carlo*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Físicas, Escuela Profesional de Física]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	**José Vidal Valladolid Salazar**
DNI	**46391876**
URL de ORCID	**https://orcid.org/0000-0001-5110-588X**
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	**Raúl Félix Carita Montero**
DNI	**08385676**
URL de ORCID	**https://orcid.org/0000-0001-6275-5554**
Datos de coasesor	
Nombres y apellidos	**Eduardo Custodio Chung**
DNI	**09069935**
URL de ORCID	**https://orcid.org/0000-0001-7010-6909**
Datos de investigación	
Línea de investigación	**A.2.2.2 Física Medica**
Grupo de investigación	**Física aplicada y computacional en nuclear**
Agencia de financiamiento	**Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Vicerrectorado de Investigación y Posgrado. Programa de Promoción de Tesis de Pregrado. B17130524b-PTPGRADO.**
Ubicación geográfica de la investigación	**País: Perú** **Departamento: Lima** **Provincia: Lima** **Distrito: Lima** **Latitud: -12.0453** **Longitud: -77.0311**
Año o rango de años en que se realizó la investigación	**Julio 2017 - Noviembre 2020**

URL de disciplinas OCDE	**Física Nuclear** **https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#1.03.04**

Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Siendo las 17:30 horas del miércoles 10 de febrero del 2021, en la Sala de Sesión Virtual de la Facultad de Ciencias Físicas, bajo la Presidencia del Lic. Navor Enrique Figueroa Jamanca, el Lic. Antonio Escalante Aburto (Miembro), el Dr. Raúl Félix Carita Montero (Asesor) y el Mg. Eduardo Custodio Chung (Co-Asesor), se dio inicio a la Sesión Pública de Sustentación de Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Física, del Bachiller:

JOSÉ VIDAL VALLADOLID SALAZAR

El Presidente del Jurado en primer lugar dio lectura al documento formal que designa al Jurado y aprueba el acto de sustentación de la Tesis, así como el Resumen del Expediente e invitó al citado Bachiller a realizar la presentación y exposición de su Tesis titulada:

"SIMULACIÓN DE UN ARREGLO DE DIODOS CILÍNDRICO ESPIRAL PARA TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA Y DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA MODULADA CON LA HERRAMIENTA PENELOPE MONTE CARLO"

Concluida la exposición del candidato y luego de las preguntas de rigor por parte del Jurado, el Presidente del Jurado con el apoyo de la Unidad de Informática, invitó al Bachiller y al público a abandonar momentáneamente la Sala de Sesión Virtual, para dar paso a la deliberación y calificación por parte del Jurado.

Al término de la deliberación del Jurado el Lic. Navor Enrique Figueroa Jamanca invitó al candidato y al público en general a pasar a la Sala de Sesión Virtual, para dar lectura al Acta de Calificación, en cuyo contenido se ha registrado la nota obtenida por el bachiller, la misma que ha sido de:

18	DIECIOCHO	APROBADO CON MENCIÓN HONROSA
.....	.....	.....
(NÚMERO)	(LETRAS)	(MENCIÓN)

Habiendo concluido la Sustentación de la Tesis, el Presidente del Jurado, remitirá el Acta al Vicedecano Académico de la Facultad de Ciencias Físicas, quien la suscribirá dando fe de la realización del acto virtual de manera remota.

El Acta de Calificación será remitida al Director de la Escuela Profesional de Física quien a su vez solicitará la aprobación del Consejo de Facultad para el otorgamiento del Título Profesional de Licenciado en Física al Bachiller José Vidal Valladolid Salazar.

Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

Siendo las 19:17 horas, se dio por concluido el acto académico, expidiéndose tres (03) Actas originales de la Sustentación de la Tesis.

Ciudad Universitaria, 10 de febrero de 2021.

Lic. Navor Enrique Figueroa Jamanca
PRESIDENTE

Lic. Antonio Escalante Aburto
MIEMBRO

Dr. Raúl Félix Carita Montero
ASESOR

Mg. Eduardo Custodio Chung
CO-ASESOR

UNMSM
Firmado digitalmente por BUSTAMANTE DOMÍNGUEZ Angel Guillermo FAU 20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 09.04.2021 00:37:58 -05:00

Dr. Ángel Guillermo Bustamante Domínguez
DECANO DE LA FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

Datos de la plataforma virtual institucional del acto de sustentación:

Enlace:

ttps://zoom.us/j/99594870311?pwd=WXpGZEpxWFVGYWpGakptd3VSVTIrQT09

ID de reunión: 995 9487 0311

Código de acceso: 852693

Grabación archivada en: https://fb.watch/410Xwh238w/

Dedicatoria

Esta tesis está dedicada a mi padre, Benito, por estar siempre a mi lado acompañándome en mi formación, compartiendo las alegrías y las tristezas vividas en esta etapa de mi vida y a mi madre, Marina, que, con su enorme esfuerzo, su fuerte carácter y su inmenso amor no permitió que desistiera de investigar en los momentos más difíciles.

Los quiero con el inmenso amor que un hijo agradecido puede tener por sus padres.

Agradecimientos

Quiero agradecer en primer lugar y sobre todo humildemente a la doctora Mariela Berrocal quien me fue la chispa que inicio mi dedicación por la investigación y el conocimiento. Le tengo mucho respeto y cariño a su memoria, fue una gran inspiración y quiero honrar su memoria con este trabajo, a pesar que ya no se encuentre con nosotros.

Agradezco también al doctor Raúl Carita y al magister Eduardo Custodio, quienes me proporcionaron los conocimientos necesarios para poder realizar este trabajo, dos grandes mentores al que tengo el honor de llamarlos orientadores.

Finalmente, a mi alma mater, la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, a la facultad de Ciencias Físicas y evidentemente a la escuela de Física por permitirme desarrollar mis tareas de investigación que llevaron a redactar esta tesis.

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Paginas
Anexo A Índice de Tablas	8
Anexo B Índice de Figuras	9
Resumen	12
Introducción	14
Capítulo I	
Introducción del control de calidad en radioterapia.	16
1.1. Requisitos en radioterapia	17
1.2. Programa de garantía de calidad	20
1.3. Consideraciones en radioterapia	22
1.4. Límites de acción en radioterapia	24
1.5. Garantía de calidad de los equipos de radioterapia	31
1.6. Garantía de calidad en la planificación y administración del tratamiento en teleterapia	33
Capitulo II	
Interacción de la radiación con la materia	36
2.1. Consideraciones generales	38
2.2. La sección eficaz y otras definiciones previas	40
2.3. Interacción de partículas cargadas con la materia	41
2.4. Interacción de fotones con la materia	49
2.5. Simulación con Penelope and PenEasy	62
2.6. Uso de espacios de fase validados por la IAEA	64
2.7. ArcCheck	65
Capitulo III	
Metodología del proyecto	66
3.1. Metodología	66
3.2. Resultados de la primera fase (VALIDACIONES).	68
3.3. Resultados de la segunda fase (SIMULACIONES)	74
3.4. Resultados de la tercera fase (RESULTADOS)	84

Capitulo IV

Conclusiones 82

Bibliografía 84

Anexo : Header del espacio de fase de la IAEA 88

ANEXO A: Índice de tablas.

INDICE DE TABLAS

		Página
Tabla I	Pruebas de garantía de calidad de las unidades de ^{60}Co	26
Tabla II	Pruebas de garantía de calidad de aceleradores (Adaptada de AAPM TG-40)	27
Tabla III	Pruebas de garantía de calidad de los simuladores (Adaptada de AAPM TG-40)	30
Tabla IV	Pruebas de garantía de calidad de los equipos de Roentgen terapia	30
Tabla V	Clasificación de las radiaciones de acuerdo al tipo de partícula, su masa y su carga eléctrica	37
Tabla VI	*Energía critica de algunos materiales*	47
Tabla VII	*Longitud de radiación L para diferentes materiales absorbentes*	48
Tabla VIII	*Coeficientes de absorción de fotones en función de la energía para diferentes materiales*	58
Tabla IX	*Análisis porcentual de las diferencias entre la dosis experimental del comisionamiento y la dosis simulada con el espectro de Mohan*	72
Tabla X	*Análisis porcentual de las diferencias entre la dosis experimental del comisionamiento y la dosis simulada con el espectro de Daryoush*	76
Tabla XI	*Análisis porcentual de las diferencias entre la dosis experimental del comisionamiento y la dosis simulada con el espacio de fase de la IAEA*	75
Tabla XII	*Comparación entre las medidas experimentales tomadas del ArcCheck durante la calibración y las medidas de las simulaciones obtenidas de penEasy*	83
Tabla XIII	*Resultados de la desviación estándar de las diferencias de las medidas de dosis entre la simulación y los resultados experimentales.*	83

ANEXO B: Índice de figuras

INDICE DE FIGURAS

Pagina

Figura 1.	Interacción con la materia de los distintos tipos de radiación. El esquema no está en escala.	38
Figura 2.	Definición de la sección eficaz de dispersión.	38
Figura 3.	Transmisión de partículas en función del espesor absorbente.	41
Figura 4.	Atenuación de un haz de fotones al atravesar dos medios absorbentes diferentes, en este caso, aire y plomo.	50
Figura 5.	Esquema del proceso de interacción fotoeléctrica.	51
Figura 6.	Sección eficaz fotoeléctrica calculada para el caso del Pb.	52
Figura 7.	Esquema del proceso de interacción Compton.	53
Figura 8.	Sección eficaz para el proceso de dispersión Compton en función de la energía del fotón incidente.	54
Figura 9.	Esquema del proceso de formación de pares.	55
Figura 10.	Importancia relativa de los tres tipos de interacciones de fotones con la materia.	57
Figura 11.	Coeficiente de absorción total de fotones para el caso de Pb.	58
Figura 12.	Arreglo cilíndrico espiral de diodos ArcCheck de Sun Nuclear.	66
Figura 13.	Medida de un perfil de dosis en profundidad (PDD) relacionado al comisionamiento de un acelerador lineal con parámetros dosimétricos específicos.	70
Figura 14.	Validación del espectro de Mohan respecto a las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulación iguales: Field Size: 10x10 cm2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm3, SSD=100 cm.	71
Figura 15.	Validación del espectro de Daryoush respecto a las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulación iguales: Field Size: 10x10 cm2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm3, SSD=100 cm.	73
Figura 16.	Validación del Espacio de Fase de la IAEA respecto a las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulación iguales: Field Size: 10 x 10 cm2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm3, SSD=100 cm.	74
Figura 17.	Comparación de los archivos fuente para las simulaciones usando penEasy y las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulación iguales: Field Size: 10x10	75

cm2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm3, SSD=100 cm.

Figura 18. Dispositivo para control de calidad ArcCheck. En la figura A se observa el inserto de acrílico para la homogeneidad del material en el cilindro. En la figura B se observa que no está colocado el inserto, simulando heterogeneidades de acrílico (zona donde se encuentran los diodos) y aire (zona central donde se debería encontrar el inserto). 77

Figura 19. Muestra la disposición de los diodos en un arreglo cilíndrico espiral de radio $R = 10.45\ cm$. Ademas, la prolongación de la espiral sigue la ley $x = Rcos(\theta t); y = Rsen(\theta t); z = kt$ siendo k la prolongación de z e igual a k = 0.015151 cm. 78

Figura 20. Representa la cantidad de diodos involucrados con la radiación primaria del tamaño de campo de 10 x 10 cm utilizado en la calibración. Son 221 detectores considerando los de entrada y salida. 78

Figura 21. Representa las posiciones de los diodos simulados involucrados con la radiación primaria del tamaño de campo de 10 x 10 cm utilizado en la calibración y que vamos a utilizar para comparar con las medidas de los detectores del ArcCheck. 79

Figura 22. Se observa una dosis en profundidad al centro del fantoma cilíndrico comenzando en la superficie y terminando a 26.6 cm. 80

Figura 23. Medida de la dosis en profundidad a 5 cm del centro del campo sobre el cilindro. Se observa que las medidas no nulas de la dosis y normalizadas a Dmax comienzan aproximadamente a 3.45 cm y es debido a la concavidad de la superficie y la zona de penumbra. 80

Figura 24. Medida de la perturbación generada por el diodo colocado al centro del fantoma cilíndrico y centrado al campo de radiación. Los picos mostrados son debido a los datos en la entrada y salida. Así mismo las medidas simuladas son comparadas al PDD en PMMA del cilindro (referencia). 81

Figura 25. Medida de la perturbación generada por el diodo de silicio colocado al centro del fantoma cilíndrico y centrado al campo de radiación. El pico mostrado es la amplificación de la perturbación de entrada localizada entre 2 cm y 4 cm. 82

Figura 26. Esquema de la proyección del haz primario sobre la superficie del fantoma ArcCheck. Detectores de entrada y salida involucrados mostrados para un campo de 10 x 10 cm de un corte coronal del detector. 83

Resumen

Este trabajo consiste en la simulación de una propuesta para un arreglo cilíndrico espiral de diodos para el control de calidad de las técnicas de radioterapia más usadas hasta la fecha como IMRT, VMAT, SBRT entre otros. Así mismo, se proponen nuevas configuraciones y materiales que disminuyan la perturbación dosimétrica que las líneas de señal, los mismos diodos y otros elementos generan en cantidades considerables.

La simulación cuenta con el uso de la mayor parte de las subrutinas de adquisición de datos, así como con herramientas externas como los archivos de espacios de fase validados y publicados por la IAEA para distintos tamaños de campo particulares del acelerador lineal Varian iX 6 MV.

Esta investigación sirve como base para un proyecto mucho mayor que es la creación de un detector manufacturado con enfoque en radiocirugía, el cual a la fecha está en proceso de simulación.

Finalmente se presentan resultados, se discuten alternativas de materiales, distribuciones y se mencionan conclusiones por cada fase del proyecto.

Summary

This work consists of simulating a proposal for a spiral cylindrical diode array for quality control of the most widely used radiotherapy techniques to date, such as IMRT, VMAT, SBRT, among others. Likewise, new configurations and materials are proposed that decrease the dosimetric disturbance that the signal lines, the same diodes and other elements generate in considerable quantities.

The simulation employs most of the data acquisition subroutines, as well as external tools such as the phase space files validated and published by the IAEA for different particular field sizes of the Varian iX 6 MV linear accelerator.

This research serves as the basis for a much larger project that is the creation of a manufactured detector with a focus on radiosurgery, which is currently in the simulation process.

Finally, results are presented, material alternatives, distributions are discussed and conclusions are mentioned for each phase of the project.

Introducción

Los centros clínicos que proveen el servicio de radioterapia deben tener en cuenta ciertos requerimientos (de índole estructura, material y humano) para el aseguramiento de la correcta entrega del tratamiento en función de la dosimetría independientemente de la técnica empleada (tratamiento o el diagnóstico radiológico) cuya certeza depende de que cumplan con los estándares de calidad sugeridos por los protocolos internacionales así como los limites publicados por los organismos de protección radiológica que sirven de orientar el desarrollo de guías de garantía de calidad en aras de la seguridad de los pacientes. El programa de control de calidad del servicio de radioterapia de una institución médica debe contener una rigurosa administración de los medios que se tienen para el uso de equipos de radiación ionizante, siendo responsabilidad directa el jefe de la licencia de aplicación del servicio, pasando por el personal calificado y los controles de los equipos de entrega de dosis. El uso de equipos de aceleradores lineales (electrones o fotones) para el servicio de radioterapia exige un control intensivo visto desde la perspectiva dosimétrica, ya que este aplica altas tasas de dosis utilizando como unidad de medida las unidades monitor (UM) y cuya falta de control puede poner en riesgo al paciente. Allí radica la importancia de la precisión de la distribución de la dosis del haz de fotones en los Linac, los controles de calidad de sus softwares de planificación y de la competencia e instrucción de los operadores.

Comúnmente se deben realizar pruebas rutinarias de dosimetría para garantizar que las características del equipo que será empleado en el servicio funcionen de manera óptima. Para ello se emplean distintos arreglos dosimétricos tales como cámaras de ionización, TLDs, arreglo de diodos planares, volumétricos, etc.

En la actualidad, la dosimetría orientada a los equipos de radiación ionizante y sobre todo a los aplicados a medicina vienen requiriendo exactitud y precisión a la hora de cuantificar la dosis entregada por el equipo sobre la región a tratar. Es bien sabido que la tecnología avanza rápidamente y los controles de calidad de los equipos deben estar a la vanguardia con los mismos equipos. No solo se observa nueva electrónica involucrada en los aceleradores lineales y los equipos dosimétricos, también se desarrollan nuevas técnicas experimentales que tras evaluaciones pueden ser implementadas (o descartadas) por otros servicios. No es común las medidas directas de los espectros de partículas (o fotones) debido a la complejidad de la adquisición de

estas sobre un equipo de dosimetría y su complejo nivel de pos procesamiento, sin embargo, las simulaciones Monte Carlo nos proveen un resultado que, siendo probabilístico, es muy fidedigno al esperado por el equipo mismo.

Los cálculos Monte Carlo hacen uso de las ecuaciones de transporte de partículas dentro de un medio recopilando una serie de interacciones que tiene lugar una partícula dentro de un material (en el vacío no hay interacciones), por lo cual se puede predecir cuál es la perdida, entrega y energía resultante debido a una determinada interacción.

La forma geométrica como se construye un modelo de simulación usando Penelope Monte Carlo es programada utilizando superficies cuadráticas que conforman los cuerpos que determinaran los medios de interacción. Las interacciones de la radiación ionizante con la materia se fundamentan en el principio atómico de la extracción de electrones del material sobre el que se incide la radiación (al extraer electrones del material, este queda con una carga positiva equivalente al número de electrones retirados, lo que se conoce como ionización). Este principio físico depende de muchos factores tales como la energía, el ángulo de incidencia, el número atómico del material, la partícula incidente (considerando partícula a los elementos con masa) o la onda electromagnética incidente, así como los poderes de frenado y las secciones eficaces de interacción de cada evento posible (dispersión elástica, inelástica, Bremsstrahlung, efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares, dispersión de Rayleigh, etc.). Todos estos fenómenos son simulados mediante técnicas cuya solución es estocástica y considera cada partícula a simular como el origen o fuente y, todas las interacciones de esta hasta que se detiene o es completamente absorbido, como la historia de la partícula. El programa Penelope 2014 realiza justamente el rastreo individual de cada partícula simulada y almacena su historia generando un resultado que es almacenado (stored) en una pila de datos hasta su procesamiento (como sabemos, no se simula solo la historia de una sola partícula sino de un conjunto grande de partículas para una mayor precisión de los resultados). El programa Penelope (PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons) posee herramientas tanto de muestreo de las historias de las partículas dentro de un material donde se incide nuestra radiación ionizante, así como una subrutina propia desarrollada en fortran que permite el ploteo de diferentes geometrías que se desarrollan para un experimento particular. Se ingresaron todos los paramentos de los cuerpos que se emplearan para poder caracterizar el fantoma ArcCheck (propiedad de la SUN NUCLEAR CORPORATIONS), gracias a la información suministrada por el manual y los datos empíricos suministrados por el software de calibración del mismo. El objetivo de esta tesis es presentar los resultados comparativos entre las medidas dosimétricas reales obtenidas por el equipo de control de calidad

ArcCheck y los obtenidos por el mismo esquema y distribución simulados en el programa Penelope Monte Carlo 2014. Así mismo, el estudio y la validación de los resultados permitirán afianzar los conocimientos acerca de las diferentes interacciones de la radiación ionizante con la materia y, específicamente, con un equipo que precisamente mide la dosis que se pretende garantizar cuando se tratan tumores, canceres, entre otras anomalías médicas que requieren del servicio de radioterapia. Con esto, se aumenta posibilidad de realizar investigación sin requerir de equipos con precios fuera del alcance de los estudiantes, limitando la brecha a la propia dedicación de la investigación.

Capítulo I

Introducción del control de calidad en radioterapia

"*Un control de calidad (QA) es el conjunto de los mecanismos, acciones y herramientas realizadas para detectar la presencia de errores*." (Stevenson, 2017)

El control de calidad de un determinado procedimiento u/o equipo es la forma con la cual uno puede verificar que las medidas obtenidas por un instrumento patrón son las mismas que los elementos a evaluar deberían medir. En general y enfocándonos en los controles de calidad del equipo de radioterapia, un control de calidad se entenderá como el conjunto de evaluaciones para la cual se verificará y tendrá certeza que el tratamiento administrado a los pacientes es el mismo que el planificado para el equipo. En particular hemos realizado pruebas de calidad del haz de radiación de fotones y medidas relacionadas a dosis mediante un arreglo de diodos cilíndrico espiral muy empleado para el control de calidad de tratamientos arcos volumétricos modulados, el ArcCheck de SUN NUCLEAR CORPORATIONS. (Neilson et al., 2013)

Mediante la calibración del equipo ArcCheck se midieron diferentes parámetros técnicos relativos a elementos mecánicos que podrían ser relevantes en la precisión de la dosis y se han comparados dichos datos con los obtenidos en la simulación para encontrar la desviación estándar de esta.

1. Introducción

Existen varios factores que se deben mantener óptimos a la hora de aplicar un tratamiento a un paciente de radioterapia. Estos factores por lo general se dividen en tres esenciales: el factor clínico (referido a la dolencia, diagnostico, planteamiento del tratamiento, optimización del tratamiento, etc), el factor dosimétrico (referido a la dosis sobre el tumor, la dosis que recibirán los órganos de riesgo, la dosis que entregará el equipo, etc) y el factor humano (relacionado evidentemente a la aplicación práctica del

manejo del paciente en sala y a la hora de evaluar el mejor tratamiento para determinado mal) (Agencia Internacional de Energía Atómica, 2000; Fraass et al., 1998).

La protección radiología tiene como uno de sus objetivos la protección del paciente frente al uso de las radiaciones ionizantes, como lo define las Normas Básicas Internacionales de Seguridad de la IAEA(Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016a), consiste en "velar porque la exposición del tejido normal durante las sesiones de radioterapia se reduzca al valor más bajo que pueda ser razonablemente alcanzable y sea compatible con la administración de la dosis requerida al volumen blanco de planificación", el cual es el enfoque principal de los físicos médicos a la hora de planificar el tratamiento (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016b). El entrenamiento y conocimiento de las diferentes técnicas, equipamiento y software permiten al físico medico generar habilidades que permiten optimizar la dosis de tratamiento, lo que conlleva a mejorar la protección del paciente y por ende mejora la calidad del tratamiento de radioterapia. Para que todos estos factores trabajen en armonía, existe un órgano regulador (para el caso de Perú el IPEN) cuya labor de actuación consiste en vigilar que las instituciones que provean de servicios donde se emplee las radiaciones ionizantes implementen programas integrales de garantía de calidad propios, siendo el IPEN el auditor potencial en la evaluación de dichos programas, no para ejecutar, sino con miras a mejorar.

1.1. Requisitos en radioterapia

Hay requerimientos mínimos que las instituciones oncológicas deben tener para llegar a un nivel aceptable de calidad. Las instituciones en particular tienen el derecho de contratar al personal que deseen, así como adquirir los equipos para el servicio y las técnicas que deseen aplicar en dicho servicio. Así mismo ellos deberán plantear las políticas de trabajo antes de la puesta en marcha del servicio. El punto clave son los requisitos mínimos en las cuales todas las instituciones de determinado país deben cumplir para considerarse habilitados para aplicar a una licencia. Por ejemplo, cuando se adquieren equipos médicos para servicios de radioterapia estos deben tener ciertos parámetros de calibración y precisión (como se menciona, dependiendo de la técnica) que generalmente pueden ser controlados desde la matriz de producción (empresa que provee el equipo), aunque se ha evidenciado el uso de equipos repotenciados en ciertas clínicas a nivel mundial que a la fecha están en funcionamiento debido a que cumplían los requisitos mínimos para su habilitación para determinadas técnicas en servicios de

radioterapia. Estos requisitos por lo general no solo aplican a los equipos sino también a los softwares de planificación de tratamiento, al personal profesional calificado, a los equipos de control de calidad, de producción de imágenes, a la misma localización del bunker, entre otros.

El desarrollo de un proyecto de construcción de un local para los equipos de radioterapia debe ser supervisado por un físico medico el cual debe tener el nivel de conocimientos y entrenamiento suficiente para poder hacer cumplir los estándares internacionales y los propios requisitos nacionales para obtener las licencias tanto de localización como de funcionamiento. El profesional Físico Medico debe, así mismo, participar en el diseño del bunker y en la instalación del equipo propio para el diseño del bunker. No solo se debe considerar el equipo para el diseño y construcción, sino también las técnicas que se utilizara con dicho equipo.

Finalmente, toda variación, propuesta o rediseño debe ser consultada y aprobada por el dueño de la licencia del servicio y aprobada (en su culminación) por el ente regulador encargado.

1.1.1. Personal

Las propuestas mínimas recomendadas por la agencia internacional de energía atómica en cuanto a las aplicaciones médicas y el uso específico de radiaciones ionizantes recomiendan que el Físico Medico es el profesional sobre el cual recaerá la responsabilidad de la dosimetría que se controlara en el servicio, por lo cual un servicio de radioterapia es impensable sin el Físico médico.

Considerando la rama propia de la medicina, se debe contar con profesionales altamente calificados en los campos de oncología radioterapéutica (dependiendo de la técnica, la especialidad puede cambiar), medicina general, enfermería, tecnología médica, gerencia, etc. Además, se recomienda que todo el personal involucrado en el servicio reciba una constante capacitación respecto a las técnicas empleadas y futuras técnicas a desarrollar en el servicio, así como la protección radiológica involucrada.

Deberá existir una armonía entre la cantidad de personal contratado para cubrir las labores en el centro, la cantidad de pacientes a tratarse y la cantidad de módulos de trabajo disponibles debido a que un tratamiento de radioterapia involucra en su desarrollo elementos previos como la toma de imágenes, diagnostico, pintado de

órganos y tumor, planificación del tratamiento, control de calidad y finalmente la irradiación y monitoreo continuo de la evolución del paciente. Por ende, el trabajo es multidisciplinario y la infraestructura, el personal y los equipos deben estar en concordancia con la calidad de tratamiento que se desea brindar.

En la actualidad, se han publicado reportes en los que se orienta las reuniones entre el personal de diferentes áreas pero que confluyen en la participación del servicio de radioterapia pues se muestra que dicha comunicación evita (en un gran porcentaje) errores humanos a la hora de coordinar un tratamiento. Así mismo, cuando se desea implementar una nueva técnica en el servicio, esta no puede ser aplicada hasta que todo el personal involucrado haya sido capacitado y se tenga completo conocimiento de la rutina del procedimiento, las alteraciones dosimétricas y todos los efectos del cambio que involucre la técnica. Además, se debe considerar las nuevas medidas de control y emergencia para cada situación posible dentro de una matriz de riesgo general del servicio y particular para la técnica.

1.1.2. Equipamiento

Los equipos que se disponen para radioterapia han evolucionado desde los primeros tratamientos con tubos de rayos X de ortovoltaje hasta los equipos modernos como los aceleradores lineales, los equipos Gamma Knife, Tomotherapy o CyberKnife (equipos avanzados para técnicas de vanguardia). Estos avances han ido a la par del desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento, aunque lamentablemente su costo también involucra que no todas las instituciones pueden contar con ellos. En américa latina pocos países cuentan con equipos como Tomotherapy o CyberKnife y esto es debido a su elevado costo no solo del equipo sino de los dispositivos que son requisitos para su óptimo funcionamiento.

Por lo general, una institución proyecta la implementación de un determinado equipo para un servicio en función de los tratamientos que se deseen realizar. Los equipos más comunes, de relativa mayor disponibilidad y costo medio son los aceleradores lineales que a su vez proporcionan una gama amplia de tratamientos que está más orientado al volumen de pacientes.

Aun así, es existen ciertos requisitos mínimos en cuando se refiere a garantizar que el equipo proporciona la dosis de tratamiento que se está planificando en el software.

Para ello se compara inicialmente los datos obtenidos en las pruebas de aceptación (controles previos que se realizan en el equipo y que se evalúan usando criterios establecidos por el fabricante y los requeridos por el servicio) que son supervisados por el Físico Medico encargado y que permitirá la puesta en servicio.

a) Equipos de dosimetría absoluta (por ej., cámaras de ionización y electrómetro) y relativa (placas radiográficas, densitómetro, etc.) para la realización de controles de calidad.

b) Sistemas de colocación, alineamiento, inmovilización y protección del paciente.

c) Elementos de variación del tamaño de campo y fluencia (cuñas, bloques, etc).

d) Software de planificación para el servicio vinculado al equipo de radioterapia calibrado y comisionado.

e) Sistema de localización y simulación.

La “puesta en servicio” es un término usado para relacionar el comisionamiento con la habilitación del servicio. El comisionamiento es un proceso posterior a la compra (adquirido a una empresa distribuidora) y la aceptación del equipo, por el cual un equipo de radioterapia es, instalado (en el bunker y con la asesoría de la misma empresa distribuidora) y se procede a aplicar varios procesos dosimétricos, mecánicos, electrónicos y de software para habilitar el servicio de radioterapia.(Chang et al., 2012).

Previamente a la compra o adquisición del equipo o equipos, el físico medico ha evaluado cuales son los requerimientos del servicio (técnica más usada, equipos de dosimetría, energía nominal, sistemas de adquisición de imágenes, software, colimación, etc.) y cuando la empresa entrega dicho equipamiento debe realizar ciertas evaluaciones para demostrar que el equipo es el mismo que fue solicitado. El físico medico tiene mucha importancia a la hora de aceptar el equipo ya que será el responsable inmediato del trato y reportará todo al dueño de la licencia. Verificarán características suministradas por el fabricante correspondientes a las solicitadas para el servicio, presupuestos, licencias de funcionamiento, etc.

Luego, se realiza el comisionamiento que consiste en realizar pruebas que permitirán elevar la calidad de adquisición a “puesta en marcha” del servicio. Generalmente se realizan pruebas para verificar errores, pruebas dosimétricas, mecánicas, etc.

Las mediciones de puesta en servicio constituyen el conjunto de medidas de referencia con las que se compararán los controles de calidad de cada equipo de radioterapia.

1.1.3. Programa de garantía de calidad

El principal propósito de generar un programa de garantía de calidad se fundamenta en la necesidad de mantener (y con fines de optimización) un nivel sobre el mínimo sugerido por la agencia internacional de energía atómica (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016a) que permita garantizar la entrega de dosis planificada con los respectivos niveles de exposición para el personal ocupacional expuesto (POE) y el público en general.

El hecho de desarrollar un programa de control de calidad documentado permite prever muchos de los incidentes y/o accidentes y delegar responsabilidades a cada participante (personal del servicio) a fin de focalizar las mejoras. La institución tiene la responsabilidad de presentar un programa de garantía de calidad (que generalmente es propuesto por el físico medico) considerando en primera instancia cumplir con todas las normas instauradas por la entidad regulatoria nacional y en segunda instancia con la optimización del servicio dentro del marco posible con que se cuente. El programa, en el marco de optimización, debe tener la capacidad de retroalimentarse para poder corregir deficiencias observadas durante el progreso de la evaluación.

La responsabilidad de la aprobación del programa, la viabilidad de los equipos y la correlación de lo planteado con el documento respecto a lo que se dispone recae en el dueño de la licencia (documento que permite la apertura del servicio y entregada por la entidad regulatoria nacional luego de algunas auditorias). Los administradores, ejecutivos y profesionales del servicio (recomendable) deben participar en el desarrollo del programa sugiriendo mejoras y/o haciendo observaciones que pueden ser pasados por alto.

El programa de control de calidad puede ser desarrollado por el mismo personal interno, así como se puede proponer la contratación de los servicios de asesoría externa. Finalmente, este debe incluir a todo el recurso humano del servicio (cada uno con su propia responsabilidad).

Las Normas Básicas Internacionales de Seguridad (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016a) publican informes de apoyo de carácter teorico-tecnico cuyo fin es plantear niveles mínimos de seguridad para el uso de las radiaciones ionizantes. Estas también “proponen” niveles óptimos sobre los cuales se puede considerar un programa de garantía de la calidad recordando siempre, que el principio de optimización depende mucho de los instrumentos y equipo con los que cuenta la institución.

1.2. Programa de garantía de calidad

Es necesario que cada institución que brinde un servicio que utilice radiación ionizante deba implementar un programa de garantía de calidad que debe ser sustentado de manera escrita por protocolos, pautas, guías, todo aquel material que un oficial de radioproteccion pueda evaluar y aprobar como óptimo. Dentro del programa de garantía de calidad se deben indicar las responsabilidades de cada elemento que lo incluya, ya sea de carácter humano como de los equipos.

1.2.1. Apoyo institucional

La entidad que brinda el servicio de radioterapia debe brindar los medios necesarios para garantizar la calidad del mismo. Para ello se requiere de una adecuada infraestructura, materiales, instrumentos, entre otros. La forma de interrelación multidisciplinaria debe involucrar tanto a médicos oncólogos, como físicos médicos, dosimetristas, tecnólogos, enfermeras, personal administrativo, ingenieros, etc. Las autoridades del centro deberán tomar medidas como:

a) Se debe declarar el compromiso institucional con relación a las normas y principios de los protocolos desarrollados para el programa de garantía de calidad y de la misma manera se debe elegir a un responsable que ponga en práctica dicho protocolo y se sustente en el apoyo de todo el personal involucrado.

b) La segunda medida (y tan importante como la anterior) la institución debe procurar tener el equipamiento necesario para establecer un programa de

calidad del servicio, tener recurso personal calificado, tener protocolos de protección radiológica, contar con equipos de dosimetría calibrados y disponer de metodologías para el uso de los equipos de radioterapia.

1.2.2. Equipo de garantía de calidad

Para el desarrollo, ejecución y armonía del trabajo en equipo del servicio de radioterapia, todo el personal involucrado debe tener conocimiento, entrenamiento y compromiso con los parámetros determinados por el programa de garantía de calidad. Los miembros del equipo, tales como los radioncologos, físicos médicos, enfermeras, técnicos de radioterapia, personal técnico, personal administrativo y oficial de protección, así como el responsable de la licencia del servicio, deben tener responsabilidades especificadas y descritas por escrito en el programa cuyas acciones deben disminuir la probabilidad de aparición de accidentes e incidentes. Además, se debe entrenar al personal de manera apropiada para cumplir dichos roles y ejecutar las responsabilidades.

El incumplimiento de una de las responsabilidades de algún miembro del equipo podría afectar globalmente la efectividad del programa de garantía de calidad por lo cual, la contratación del personal debe tomar en consideración a la persona y su propia responsabilidad al cargo y papel a desempeñar.

1.2.3. Auditoría del programa

La evaluación sistemática con miras a la optimización y mejora de un determinado programa se llama auditoria y este término es particularmente aplicado al análisis de cada elemento que compone el programa de garantía de calidad del servicio de radioterapia. La evaluación considera tanto las acciones como las responsabilidades de cada miembro mencionado en el programa, así como los resultados de las evaluaciones internas hechas por el mismo servicio en las simulaciones de los incidentes y accidentes.

Es necesario mencionar que las auditorias deben ser realizadas por profesionales altamente calificados que no laboren en la institución a fin de obtener una conclusión desligada de la perspectiva del equipo. Se pueden solicitar auditorías externas a

instituciones particulares, así como auditorías internas solicitadas por el oficial de protección contratado por el servicio. Aun así, existe un tipo de auditoría general habilitada por el órgano supervisor (IPEN en Perú) que es programado anualmente como parte de su labor de gestión y supervisión para garantizar que el programa de garantía de calidad del servicio sea efectivo.

Una vez que se verifique que los resultados de los procesos de control de calidad sean óptimos, se emitirá un documento que acredite que el servicio está habilitado para continuar trabajando, se observaran los posibles errores y se realizaran sugerencias para la mejora. Si en caso contrario, se observasen elementos del programa que no son óptimos o alcanzados, se inhabilitará al servicio hasta que los errores y observaciones sean levantadas.

1.2.4. Comité de garantía de calidad

El comité de garantía de calidad es un organismo creado dentro de la institución donde se realizará el servicio de radioterapia. Las responsabilidades de este equipo son las siguientes:

- Debe asignar responsabilidades
- Debe ser un ente deliberador
- Debe poseer el apoyo y la autoridad para hacer valer el protocolo de garantía de calidad.

El comité debe representar a cada individuo que sea participe del servicio (médicos, físicos, tecnólogos, enfermeras, etc) y a su vez debe tener total conocimiento y control de las técnicas que se realizaran en el mismo.

La sugerencia de la IAEA en sus reportes de las normas básicas de seguridad (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016a) es que por lo menos un profesional de las áreas de física médica, medicina oncológica y tecnología médica sean partícipes del comité. Así mismo, todos los participantes deberán tener el reconocimiento y el apoyo de la autoridad superior de la institución, la cual también puede participar como miembro del comité. Es recomendable que exista una cantidad razonable de miembros para poder optar por la deliberación y la mayor fluidez al momento de tomar una decisión.

Finalmente, el comité deberá utilizar, sintetizar y adaptar las sugerencias de las normas básicas de protección radiológica de la IAEA u otro documento que tenga relación a las practicas del propio servicio a fin de poder controlar y asegurar que todos los componentes del protocolo funcionen de manera correcta y cada supervisión será documentada adecuadamente a fin de entregar un tratamiento de calidad y con la protección a los trabajadores como al paciente.

1.3. Consideraciones en radioterapia

La definición de incertidumbre, según la ISBN (International Organization for Standardization Geneva), considera el error como la variación entre un valor numérico de la medida de una magnitud del valor “real”. Esta variación siempre es positiva, aunque los valores numéricos de las medidas sean positivos o negativos. El error mínimo será aquel valor que se encuentre más cerca del valor “real”. Existen dos tipos de errores considerados por la ISBN, los aleatorios y los sistemáticos. Ambos tienen en común la dificultad de determinar el “valor real o verdadero”, sin embargo bajo un sistema o entorno de medición con alta precisión, el valor obtenido puede ser corregido algebraicamente en función de la cantidad de valores tomados, el promedio de errores y la magnitud del error con su signo propio (ISBN, 2008).

Existen generalmente cuatro errores durante el proceso de radioterapia, estos son:

(i) Errores humanos debidos a la falta de entrenamiento, preparación, atención o problemas de comunicación entre los elementos profesionales del servicio, así como las negligencias sobre la mejor alternativa, forma o proceso de tratamiento.

(ii) Errores por el instrumental utilizado para la entrega, medida y calibración debido a problemas eléctricos y de software (la mayoría de los instrumentales son electrónicos y automatizados) o mecánicos.

(iii) Errores aleatorios de complicado enfoque, conocimiento o control provocados o generados durante los procesos de tratamiento de planeación o ejecución de la entrega de dosis al paciente. Estos deben ser evaluados a fin de minimizar su impacto en el supuesto de sus apariciones.

(iv) Errores de procedimiento de las etapas del tratamiento, etc.

Cuando la medida no se puede estimar debido a los errores aleatorios o sistemáticos, se puede optar por describir un límite del valor "real" para el cual se considera aceptable dicha medida. En ciertos casos, estos límites se consideran como cotas superiores e inferiores, este valor numérico es llamado incertidumbre. La incertidumbre es un valor dentro de un rango aceptable donde se puede estimar que la medida es correcta. Otro modo de calcular la incertidumbre es considerar un intervalo de una distribución de probabilidad donde se tenga entre el 95% y el 98% de la precisión de la medida.

Estas incertidumbres tienen dos tipos de clasificación: tipo A (que son evaluadas mediante procesos estocásticos) y tipo B (evaluados por otro método) y todas se describen por desviaciones estándar (SD) que se combinan en cuadratura (raíz cuadrada de la suma de los cuadrados) para determinar la incertidumbre estándar asociada a un resultado (Attix, 1986).

La comisión internacional de medidas y unidades de radiación (ICRU) es uno de los grupos de trabajo que constantemente publica informes sobre los estudios de la aplicación de la radiación ionizante sobre la materia (y se tienen apartados especiales para su uso médico). El informe N°24 (International Commission on Radiation Units & Measurements, 1976) sobre la forma de determinar la dosis absorbida en procedimientos de radioterapia con fotones (rayos gamma y X) concluye "aunque es demasiado pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores señala la necesidad de una exactitud del ±5% en el suministro de la dosis a un volumen blanco si se persigue la erradicación del tumor primario" (ICRU, 1977). Este valor fue investigado para aquellos tiempos donde el contexto considero que teniendo un 95% de aseguramiento de la dosis sobre el volumen a tratar tenía el nivel suficiente de confianza (dos desviaciones estándar) y, para la época, este intervalo de confianza resulto suficiente.

Se debe tomar en cuenta que los valores propuestos por la IAEA para las desviaciones estándar ($\pm 2.5\%$) como máximo en la entrega de dosis clínica como criterio de corrección por maquina es un valor operacional difícil de alcanzar por lo que busca modificarlo pero no existen publicaciones con referencias implícitas de este cambio, solo sugerencias.

Las técnicas (que eventualmente con los años son más complejas) llevan un sentido estricto de precisión y cuyos valores límites son directamente proporcionales a la entrega de dosis (a mayor dosis se requiere mayor precisión). Esto también es limitante del equipo, algunos no pueden acceder a técnicas complejas justamente porque no

existe la manera de garantizar los limites estipulados para tal. Como ejemplo podemos notar la radioterapia conformada cuando se emplea un escalamiento de dosis, por lo cual estamos hablando de una precisión de la dosis sobre el blanco con un error del orden milimétrico.

Entonces, como conclusión observamos que existe cierto tipo de técnicas modernas no pueden ser aprovechadas por los servicios si no existe un nivel de precisión aceptable para aplicarlas. Además, las técnicas más modernas no solo tienen límites debido al equipo que entrega la dosis, sino que también depende de otros equipos "complementarios" con sus propios límites pero que, sin ellos, no es posible hablar de la técnica (equipos de imágenes, equipos de posicionamiento, equipos de inmovilización, etc.).

El proceso de tratamiento contempla un conjunto de procedimientos fielmente estipulados, cada uno vinculados entre si para la correcta entrega de la dosis sobre la lesión a tratar. Entre estos procedimientos existen aspectos físicos que son medibles y sobre todo comparables con patrones (de calibración, de dosis, de unidades monitor, etc.) y que permiten medir estadísticamente los errores por las desviaciones de sus datos. Por ejemplo, cuando se calibra el haz clínico se debe considerar medidas directas de homogeneidad, planicidad, dosis en profundidad, perfiles de haz, penumbra, factores de campo, etc. Adicionalmente también se deben considerar cálculos de los planificadores como tiempo de irradiación, MU, cantidad de campos, posicionamiento, por lo que cada uno de estos aspectos puede ser evaluado para encontrar errores e incertidumbres que mostraran si la planificación es correcta y procede o no.

En cuando a los aspectos humanos dentro de la parte clinica, se considera incertidumbre el desarrollo de nuevas tecnologías asi como técnicas y la preparación y/o entrenamiento que cada profesional tiene sobre la técnica. Por ejemplo, los modelos radiobiológicos tienen mucha precisión en un rango de dosis efectiva mientras que a bajas dosis el modelo no tiene mucha predicción.

Finalmente, para conservar y garantizar la calidad del tratamiento se procura minimizar los errores e incertidumbres utilizando los protocolos desarrollados por el oficial de protección radiológica y las pautas de tratamiento del servicio (desarrolladas en la práctica clínica, el entrenamiento y los estudios previos de la técnica).

1.4. Límites de acción en radioterapia

Las tolerancias consideraras en las tablas adyacentes de esta tesis deben ser consideradas de la siguiente manera: el nivel de restricción de un determinado parámetro viene descrito por su límite en la tabla, es decir, su máximo valor tolerable (por ejemplo, en el caso del isocentro del acelerador no puede tener una desviación máxima de 2 mm de diámetro pues este sería el nivel restrictivo para la garantía de calidad de ese equipo) y/o una variación porcentual para también determinar los límites de tolerancia del parámetro restrictivo (este otro caso es para evaluar la constancia del valor de un determinado como el perfil de dosis, TMR, dosis de referencia, PDD, etc), la cual debe indicar si dicha situación requiere alguna medida correctiva o está libre de observación. Para el caso específico del control de calidad del equipo de radioterapia se puede emplear las tablas I – IV como valores sugeridos por la IAEA para los parámetros evaluados en los controles, con sus propias frecuencias de aplicación y, la cual nos permite ajustarlos a valores aceptables o en el caso se requiera, se aplique medidas correctivas a fin de evitar un incidente o posible accidente.

Para determinadas técnicas de radioterapia se consideran niveles de tolerancia respecto a los parámetros de calidad del equipo empleado en el servicio, este documento muestra algunos de estos parámetros en las tablas I, II, III, IV. Actualmente con el avance de la tecnología es posible que alguno de estos parámetros mude en referencia a la complejidad del procedimiento. Siempre existe la necesidad de optimizar aquellos valores publicados como referencia para los limites de dosis, lo que devendrá en la calidad del servicio.

En la tabla I, II, III y IV se muestran las pruebas de garantía de calidad que se utilizan para los equipos de radioterapia cuyas referencias fueron establecidas por el organismo de energía atómica (IAEA) (Agencia Internacional de Energía Atómica, 2000) que son consideradas como pruebas estándar que deben ser resueltas con las frecuencias mencionadas en las tablas para minimizar errores o posibles incidentes observados en la matriz de riesgo del protocolo. El valor de la incertidumbre dosimétrica alcanzada no debe rebasar los $\pm 5\%$ en su suma cuadrática y la incertidumbre global no debe rebasar $\pm 5\ mm$ como SD (desviación estándar). Como se vuelve a mencionar, estos valores son establecidos como parámetros estándar y cuyo valor puede y deber ser optimizado para garantizar la precisión de la técnica que se desee aplicar.

Tabla I. Pruebas de garantía de calidad de las unidades de ^{60}Co (adaptada de AAPM TG-40)		
Frecuencia	**Prueba**	**Tolerancia**
Diario	*Seguridad:* Indicador de la posición de la fuente Consola Equipo Puerta Monitor (alarma) de radiaciones	 Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando
	Sistemas de visualización	Funcionando
	Sistemas de parada de emergencia	Funcionando
	Sistema de retorno manual de la fuente	Disponible
	Temporalizador Reproducibilidad	 1%
	Mecánicos: Láseres Telemetro Tamaño de campo (10 x 10 cm) Centrado del retículo	 2mm 2mm a DFI 2 mm 2 mm de diámetro
Semanal	Verificación de la posición de la fuente	
Mensual	*Seguridad*: Verificación de enclavamientos y código de accesorios (cuñas, bandejas, etc.) Pulsadores de corte de energía eléctrica Verificar topes de camilla Campos permitidos para cuñas	 Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando y coincidente con la indicación del fabricante

	Mecánicos: Indicadores angulares del brazo Indicadores angulares del colimador Telemetro Centrado del retículo Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso. Verticalidad del eje luminoso Indicadores de Tamaño de campos Isocentro Mecánico Horizontalidad de la camilla Coincidencia de campos de luz-radiación Posición de cuña Posición de bandeja Traba de cuñas y bandejas Escalas de la camilla Intensidad del campo de luz Posición efectiva (virtual) de la fuente	 1 grado 1 grado 3 mm en el rango de uso 2 mm de diámetro 2 mm 2 mm 2 mm 2 mm de diámetro 2 mm en el rango de uso 3 mm 2 mm (o 2% en el factor de transmisión) 2 mm Funcionando 2 mm/ 1° Funcionando 3 mm
	Dosimétrica: Constancia de la Dosis de Referencia Constancia de Plenitud y Simetría	 2% * 2%

Anual	*Seguridad*: Comprobación de todos los enclavamientos (según especificaciones del fabricante). Radiación de fuga y contaminación: Tasa de kerma en aire a 5 cm de la fuente Tasa de kerma en aire a 1 m de la fuente Contaminación del colimador	 Funcionando $200\mu Gy/h\ (20mR/h)$ $20\mu Gy/h\ (2mR/h)$ 18.5 Bq
	Mecánicos: Isocentro de rotación del colimador Isocentro de rotación del brazo Isocentro de rotación de la camilla Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro Desplazamiento vertical de la camilla	 2 mm de diámetro 2 mm de diámetro 2 mm de diámetro 2 mm de diámetro 2 mm
	Dosimétricos: Constancia de la Dosis de Referencia Reproducibilidad de la Dosis de Referencia Coincidencia de isocentro mecánico y de radiación Constancia de los factores de campo Constancia de los factores transmisión de todos los accesorios Constancia de los factores de transmisión de las cuñas Temporalizador: Reproducibilidad Linealidad Corrección por tiempo efectivo de irradiación Constancia de la Dosis de Referencia con la angulación del brazo Uniformidad del haz con el giro del brazo Modo Rotacional (según especificaciones)	 2% 1% 2 mm 2% 2% 2% 0.5% 1% 2 seg. (ó 2%) 2% 3% Funcionando
*Significa que, manteniéndose dentro de las especificaciones del fabricante, no debe permitirse un incremento absoluto de más de 2% en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial (por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría era de 0.5%, entonces podría aceptarse un valor de hasta 2.5%, si no sobrepasara lo especificado por el fabricante al respecto).		

Tabla II. Pruebas de garantía de calidad de aceleradores (adaptada de AAPM TG-40)

Frecuencia	Prueba	Tolerancia
Diario	*Seguridad:* Luces ON/OFF Luces en panel de control Luces irradiación Sistemas de visualización Sistemas anti-colisión Interruptor de radiación en acceso a búnker Interruptor de radiación en panel de Control Programación Interrupción por UM Verificación de ambas monitoras	 Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando y coincidentes

	Mecánicos:	
	Láseres	2 mm
	Telémetro	2 mm a DFI
	Tamaño de campos (10 × 10)	2 mm
	Centrado del retículo	2 mm diámetro
	Centrado del campo luminoso	2 mm
	Dosimétricos:	
	Constancia de la Dosis de Referencia (fotones y electrones)	3%
Mensual	*Seguridad:*	
	Verificar topes de camilla	Funcionando
	Verificación de enclavamientos y códigos de accesorios (modos de irradiación, aplicadores, cuñas, etc.)	Funcionando
	Pulsadores de corte de energía eléctrica	Funcionando
	Verificar posición de los colimadores de fotones para cada cono de electrones	Coincidente con la indicación del fabricante
	Campos permitidos para cuñas	Funcionando y coincidente con la indicación del fabricante
	Mecánicos:	
	Indicadores angulares del brazo	1 grado
	Indicadores angulares del colimador	1 grado
	Telémetro	2 mm en el rango de uso
	Centrado del retículo	2 mm de diámetro
	Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo Luminoso	2 mm
	Indicadores de Tamaño de campos	2 mm
	Isocentro Mecánico	2 mm de diámetro
	Coincidencia de campos de luz-radiación	2 mm
	Horizontalidad de la camilla	2 mm en el rango de uso
	Posición de cuña	2 mm (ó 2% en el factor de transmisión)
	Posición de bandeja	2 mm
	Traba de cuñas y bandejas	Funcionando
	Centrado de conos	2 mm
	Verticalidad del eje luminoso	2 mm
	Escalas de la camilla	2 mm/ 1°
	Intensidad del campo de luz	Funcionando

	Dosimétricos:	
	Constancia de la Dosis de Referencia (fotones y electrones)	2%
	Constancia del monitor secundario	2%
	Constancia de Calidad del haz:	
	Fotones ($PDD_{20,10}$ o $TPR_{20,10}$)	2%
	PDD de Electrones (o J1/J2)	2 mm (4%), región terapéutica
	Constancia de:	
	Planitud:	
	Fotones	2%*
	Electrones	3%*
	Simetría (fotones y electrones)	3%*
Anual	Seguridad:	
	Comprobación de todos los enclavamientos (según especificaciones del fabricante).	Funcionando
	Mecánicos:	
	Isocentro de rotación del colimador	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación del brazo	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación de la camilla	2 mm de diámetro
	Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro	2 mm de diámetro
	Desplazamiento vertical de la camilla	2 mm
	Dosimétricos:	
	Constancia de la Dosis de Referencia	2%
	Reproducibilidad de la Dosis de Referencia	1%
	Constancia de factores de campo	2%
	Constancia de parámetros sobre el eje del haz (PDD, TMR, etc.)	2%
	Constancia de factores fuera del eje del haz	2%
	Constancia de los factores de transmisión de todos los accesorios	2%
	Constancia de los factores de transmisión de las cuñas	2%
	Linealidad de respuesta de cámaras monitoras	1%
	Dependencia de la Dosis de Referencia con la tasa de dosis	1%
	Constancia de la Dosis de Referencia con la angulación del brazo	2%
	Constancia de los factores fuera del eje del haz con la angulación del brazo	2%
	Modo Rotacional	Funcionando

* Significa que, manteniéndose dentro de las especificaciones del fabricante, no debe permitirse un incremento absoluto de más de 2% en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial (por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría era de 0.5%, entonces podría aceptarse un valor de hasta 2.5%, si no sobrepasara lo especificado por el fabricante al respecto).

Tabla III. Pruebas de garantía de los simuladores (adaptada de AAPM TG-40)		
Frecuencia	**Prueba**	**Tolerancia**
Diario	Sistemas anti-colisión	Funcionando
	Interruptor de radiación en accesos a la sala de simulación	Funcionando
	Interruptor de emergencia	Funcionando
	Láseres	2 mm
	Telémetro	2 mm a DFI
	Tamaño de campos (10x10 cm)	2 mm
	Centrado del reticulo	2 mm diámetro
Mensual	Indicadores angulares del brazo y colimador	1º
	Indicador de distancia Foco-Isocentro	2 mm
	Telémetro	2 mm en el rango de uso
	Centrado del reticulo	2 mm de diámetro
	Indicadores de tamaño de campos	2 mm
	Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso	2 mm
	Isocentro Mecánico	2 mm de diámetro
	Horizontalidad de la camilla	2 mm en el rango de uso
	Congruencia entre el punto focal y el eje	2 mm
	Calidad de la imagen fluoroscópica	Nivel de referencia *
	Coincidencia de campos de luz-radiación	2 mm
	Indicador de distancia Foco-Película	3 mm
	Verificación de accesorios (bandeja, soportes, etc.)	2mm
	Verticalidad del eje luminoso	2 mm
	Escalas de la camilla	2 mm/1º
	Intensidad del campo de luz	Funcionando
Anual	*Mecánicos*:	
	Isocentro de rotación del colimador	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación del brazo	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación de la camilla	2 mm de diámetro
	Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro	2 mm de diámetro
	Desplazamiento vertical de la camilla	2 mm
	Radiográficos:	
	Tasa de Exposición (Radiografía)	Nivel de referencia *
	Tasa de Exposición (Fluoroscopia)	Nivel de referencia *
	Calibración de kV y mAs	Nivel de referencia *
	Resolución de alto y bajo contraste	Nivel de referencia *
*Se refiere al valor en el estado de referencia inicial.		

Tabla VI. Pruebas de garantía de los equipos de Roentgen-Terapia (adaptada de AAPM TG-40)		
Frecuencia	**Prueba**	**Tolerancia**
Diario	*Seguridad:*	
	Indicadores del panel de mando	Funcionando
	Interruptor de radiación en accesos a la sala de tratamiento	Funcionando
	Interruptor de radiación en panel de control	Funcionando
	Sistemas de visualización	Funcionando
	Sistema de filtros y conos intercambiables	Funcionando
	Movimientos y frenos del soporte y del tubo	Funcionando

Mensual	*Dosimetría**:	
	Constancia de la Dosis de Referencia	3%
	Constancia de la calidad de haz (IC)	3%
	Constancia de Planitud y Simetría	3% **
Anual	*Seguridad*:	
	Evaluación del circuito protector de sobrecarga	Funcional
	Radiación de fuga:	
	Equipos < 50 kV, tasa de Kerma en aire a 5 cm de la fuente	0.30 Gy-h-1
	Equipos entre 50-500 kV, tasa de Kerma en aire a 1 m de la fuente	0.01 Gy-h-1
	Dosimetría:	
	Constancia de la dosis de referencia	3%
	Constancia de la calidad del haz (CHR)	2%
	Constancia de la dosis de referencia con el movimiento del brazo/cabezal	3%
	Constancia de factores de campos (conos aplicadores)	3%
	Factores sobre el eje del haz (PDD)	3%
	Dependencia de la tasa de dosis con el mA	2%
	Estabilidad de la dosis	2%
	Temporizador:	
	Reproducibilidad	1%
	Linealidad	1%
	Corrección por tiempo efectivo de irradiación	2% (2 seg)

*Verificar cada mes para una calidad de haz diferente.
**Significa que, manteniéndose dentro de las especificaciones del fabricante, no debe permitirse un incremento absoluto de más de 2% en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial (por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría era de 0.5%, entonces podría aceptarse un valor de hasta 2.5%, si no sobrepasara lo especificado por el fabricante al respecto).

1.5 Garantía de calidad de los equipos de radioterapia

1.5.1. Generalidades

La garantía de calidad en radioterapia es la evaluación de la funcionalidad y precisión de los equipos involucrados en el tratamiento radioterapéutico. Por lo mismo que sabemos los efectos que tiene la radiación ionizante con los tejidos, es muy importante poder controlar estos factores con mucha precisión ya que de este modo es posible evitar dosis no previstas durante la irradiación.

La funcionalidad del equipo (como de cualquier equipo) puede ser alterada debido a diversos problemas de carácter temporal (por el uso, deterioro o el daño de elementos internos, golpes, etc) o por errores de los componentes (daño de algún elemento electrónico, sobrecarga, cortos, etc). Por ello, cada que se requiera es preciso realizar

un control de calidad del equipo para monitorizar el correcto funcionamiento de estos elementos trabajando de manera sistemática y, procurando el mantenimiento preventivo cuya finalidad será corregir el comportamiento errado de un determinado elemento o, en su defecto, el remplazo del mismo.

Así mismo, los criterios de evaluación deben siempre ser orientados a mantener o buscar la mínima variación de las características funcionales del equipo con referencia a los parámetros físicos instaurados durante el comisionamiento (medidas iniciales del equipo en su estado más óptimo).

Las normas básicas de radioproteccion sugieren que la responsabilidad de la elaboración del programa de garantía de calidad sea un físico médico y que este incluya las responsabilidades divididas entre las personas que trabajen en el servicio: médicos oncólogos, dosimetristas, físicos médicos, ingenieros electrónicos, técnicos radioterapeutas, oficiales de radioproteccion, etc.

1.5.2. Acelerador lineal (LINAC)

La garantía de calidad de los aceleradores lineales se enfoca básicamente en la precisión y certeza de las dosis entregadas al paciente por el equipo. Como es lógico, el avance de la tecnología incrementa también la complejidad de las técnicas así como se mejoran los equipos. Como existe diferencias sustanciales entre los diferentes equipos y marcas patentadas, no es posible hablar de un procedimiento general para la garantía de calidad, así que este viene incluido con el equipo en función a lo indicado por el fabricante y regulado por los estándares internacionales.

Los equipos actuales poseen movimientos independientes de los colimadores primarios como un modo de cuña dinámica y el uso de accesorios (como cuñas, multilaminas o conos) así como equipos incluidos de toma de imágenes en kV. Cada uno de estos elementos deberá ser evaluado dentro de los parámetros de garantía de calidad antes de ser empleados en los tratamientos. Vale recalcar que también, el sistema de planificación de tratamiento debe ser evaluado con cada elemento del equipo como si se estuviera aplicando un control de calidad del mismo equipo en la realidad.

1.6. Garantía de calidad en la planificación del tratamiento en radioterapia

1.6.1. Sistemas de planificación digital

Los sistemas digitales de planificación del tratamiento (TPS) son la base del proceso de tratamiento que vincula el equipo de radioterapia, un cálculo anticipado de la distribución de dosis (dada por el mismo fabricante) que se entregará en una región específica, la energía del haz, el cálculo de las unidades monitor y los parámetros ingresados por el médico oncólogo (que prescribirá la dosis) y el físico médico (que optimizará la dosis en la lesión disminuyendo la dosis en los órganos de riesgo).

El sistema de planificación requiere un riguroso control de calidad que está incluido en la adquisición del equipo y posteriormente se debe realizar cada determinado tiempo. (Dyk et al., 1993; T. R. Möller, U. Rosenow, R. E. Bentley, J. R. Cunningham, F. Nüsslin, J. C. Rosenwald, 1987).

Es imprescindible el ingreso de los datos de entrada del haz de radiación al sistema de planificación debido a que este calculará, de manera virtual, la dosis como si estuviese irradiándose de manera real con el acelerador y de este modo se puede garantizar que la planificación del tratamiento es la óptima a entregar al paciente.

1.6.2. Proceso de planificación del tratamiento

Para poder iniciar el proceso de planificación del paciente se requiere de un conjunto de imágenes estructurales que pueda ser usado para posicionar las estructuras anatómicas en el software. Generalmente estas imágenes se obtienen mediante tomografía computarizada que permite la ubicación anatómica de la lesión o tumor a tratar. Estas imágenes (usualmente en formato DICOM) son ingresadas al software de planificación del equipo de radioterapia para ser utilizadas de referencia en el pintado (selección y voxelizacion volumétrica) de los órganos y las lesiones así como para generar sus márgenes según el reporte ICRU 83 (International Commission on Radiation Units & Measurements, 2010).

Para tener la garantía de calidad del proceso de planificación se deben considerar tres etapas secuenciales de evaluación:

(1) Se calculan las unidades monitor (MU) previamente para que el equipo entrega la dosis que el médico oncólogo prescribe al blanco. Esta dosis puede ser prescrita en un punto referencial que generalmente es un PDD, TMR o TPR dependiendo de la configuración inicial del acelerador. Además, se debe tomar en cuenta el tamaño de campo, las formas y tipo de modulación y la orientación de estos sobre las imágenes adquiridas previamente por el sistema de imágenes tomografías (CT).

(2) A partir de las imágenes ingresadas en el software de planificación, se debe pintar los órganos y lesiones, corte por corte, para generar una imagen volumétrica de los mismos. También es necesario definir la superficie del paciente y la orientación debe coincidir con la que se planificará en la sala de tratamiento. El médico oncólogo es quien define el volumen bruto del tumor (GTV), volumen de control tumoral (CTV) y volumen de planificación tumoral (PTV) (International Commission on Radiation Units & Measurements, 2010).

(3) Una vez obtenidos los volúmenes en tres dimensiones (3D) se puede planificar sobre ellos teniendo una visualización directa de la entrada de los haces de planificación, la forma de los campos, el ángulo del gantry, los volúmenes a tratar y los órganos de riesgo.

Mediante un software de planificación es posible recrear las curvas de isodosis, DVH y otros histogramas que son muy solicitados por los físicos médicos a la hora de planificar el tratamiento de manera tridimensional.

Capitulo II

Interacción de la radiación con la materia

Desde el punto de vista de la Física atómica y nuclear, el conocimiento de la interacción de la radiación con la materia es de gran importancia, no sólo por los adelantos en ciencia básica sino también por las potenciales aplicaciones tecnológicas. Por ejemplo, en el área clínica, la radioterapia busca entregar una determinada cantidad de energía en forma de dosis para eliminar ciertos tejidos malignos (tumores, malformaciones arteriovenosas, cáncer, etc.). Otro campo donde este tipo de procesos es de fundamental importancia es la protección radiológica, campo en el que se estudian y formulan acciones para minimizar el efecto de las radiaciones sobre los seres vivos.

2.1. Consideraciones generales

La materia “percibe” la radiación gracias a sus partículas cargadas constituyentes (electrones y protones) en función de sus energías iniciales y finales después de una interacción. La radiación interactuará con los electrones o núcleos del medio mediante una función de probabilidad definida como “sección eficaz de interacción” la cual depende del tipo de radiación, la naturaleza del medio y la energía con la que las partículas incidentes llegan al material. La probabilidad que ocurra los procesos mencionados estarán desarrolladas por las siguientes secciones. (Rogers, 1987).

A fin de facilitar el estudio, se puede dividir el estudio de la radiación en dos grandes grupos: partículas cargadas y partículas neutras. En el caso de las partículas cargadas, se distinguirá entre partículas pesadas (partículas alfa, protones, deuterones, iones pesados) y ligeras (partículas beta, electrones). Por otro lado, las partículas neutras pueden diferenciarse en partículas con masa (neutrones) y sin masa. Esta clasificación de las partículas se encuentra resumida en la Tabla V (Francesc Salvat, José M. Fernández-Varea, 2011). Cada tipo de radiación presenta características propias y diferentes en sus formas de interactuar con la materia, y por lo que es necesario su

tratamiento en forma individual. Se destaca que para la interacción directa entre las partículas con carga eléctrica y el medio material a través de las fuerzas Coulombianas, existe un espesor en el cual se frenarán totalmente. El alcance en el medio no está definido con certeza para radiación electromagnética y neutrones ya que cuando interactúan con las partículas estas son absorbidas o dispersadas del haz en un solo evento. Los diferentes tipos de procesos de interacción permiten comprender las características particulares de las radiaciones tales como la dificultad (o facilidad) de detección, el *poder de penetración*, el riesgo para los organismos vivos, etc.

En todos los casos, los efectos más comunes producidos por la interacción de la radiación con la materia son la ionización y la excitación. Por este motivo reciben el nombre de *radiaciones ionizantes*. La energía promedio necesaria para producir la ionización de un elemento depende de su número atómico. En los elementos ligeros es del orden de decenas de eV y para aire se acepta el valor de 34 eV. Aunque no toda la energía transferida producirá ionizaciones, una sola radiación de energía de varios MeV es capaz de producir del orden de 100000 pares ion-electrón en aire. En la Figura 1 se esquematizan las principales características de cada proceso de interacción.

Tabla V. Clasificación de las radiaciones de acuerdo al tipo de partícula, su masa y su carga eléctrica

Tipo de radiación	Masa	Carga
Rayos γ	Masa = 0	Sin carga eléctrica
Neutrones	Masa ≠ 0	Sin carga eléctrica
Radiación β	Masa ≠ 0	Con carga eléctrica
Partículas pesadas	Masa ≠ 0	Con carga eléctrica

La interacción de la radiación con la materia ha sido ampliamente desarrollada y los procesos de interacción son en general bien descriptos. El desarrollo formal de la misma se puede encontrar en diferentes libros de Física Nuclear y Partículas, por lo que aquí sólo se resumirán las ideas, definiciones y conceptos más importantes, restringiendo el rango de energía de las de las partículas que producen ionización (desde unos pocos KeV hasta los MeV) (Rogers, 1987).

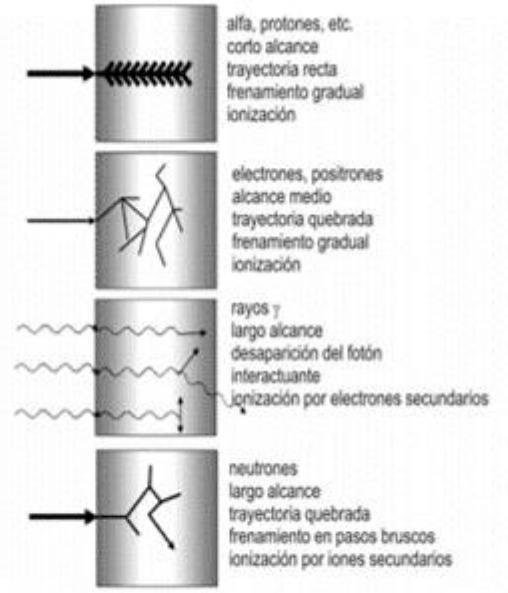

Figura 1. Interacción con la materia de los distintos tipos de radiación. El esquema no está en escala.

2.2. La sección eficaz y otras definiciones previas

Antes de describir los diferentes procesos de interacción es conveniente introducir el concepto de *sección eficaz*. Este parámetro mide la función de probabilidad de que un determinado proceso de interacción ocurra en función de determinados parámetros entre las partículas del medio (Rogers, 1987)

.

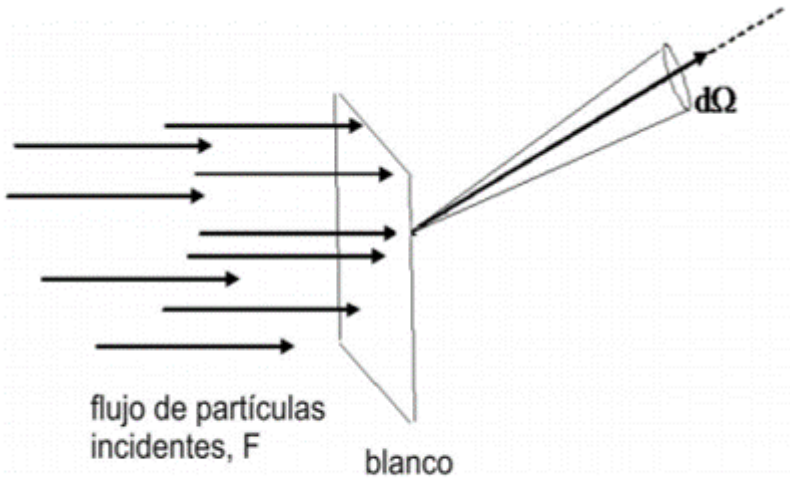

Figura 2. Definición de la sección eficaz de dispersión

La Figura 2 muestra un haz de *F* partículas incidentes impactando una lámina (blanco de impacto) con área A y medio material m en un determinado tiempo*, teniend*o el haz una distribución espacial y temporal uniforme y una sección transversal mayor que el blanco.

Dada la naturaleza estadística del proceso de interacción, el número de partículas que interactúan (N_S) fluctuará, es así que el número de partículas dispersadas por unidad de tiempo en el ángulo sólido dependerá de la probabilidad de interacción dada por la sección eficaz:

$$\frac{dN_s}{d\Omega} = F\frac{d\sigma}{d\Omega} \qquad 1.1$$

Una interpretación geométrica intuitiva es asociar a cada elemento del blanco un área relacionada con la sección eficaz, de modo que cualquier partícula que se dirija a éste área interactuará con la partícula del blanco.

La sección eficaz depende de la energía de las partículas incidentes, de las características del blanco y de la naturaleza del proceso de interacción (o, mejor dicho, cada proceso de interacción tiene una sección eficaz característica) (Attix, 1986). La sección eficaz total para una dada energía *E* se calcula integrándolo sobre todos los ángulos sólidos posibles:

$$\sigma(E) = \int d\Omega \frac{d\sigma}{d\Omega} \qquad 1.2$$

Cuando el material blanco tiene una área s, un espesor *dx* y contiene n_V átomos por unidad de volumen, hay un total de $n_V\, s\, dx$ átomos en el blanco. En el caso hipotético de que solo se realice un tipo de interacción, cada núcleo de cada átomo (o molécula) de material tendrá su propia probabilidad de interacción llamada “sección eficaz total” Entonces la probabilidad de interacción en el espesor *dx* vendrá dada por:

$$P(dx) = n_V \sigma\, dx \qquad 1.3$$

El número de partículas incidentes que interactúan con un material de espesor finito *x*, se obtiene al considerar todo el espesor del blanco. Suponiendo que cada partícula incidente puede interactuar una sola vez y que luego es dispersada, el número *N*(*x*) de partículas que atraviesan el espesor *x* se obtiene de la siguiente integral:

$$\int_{N_o}^{N(x)} \frac{dN(x)}{N(x)} = -n_V \, \sigma \int_0^x dx \qquad 1.4$$

Con lo cual

$$N(x) = N_o e^{-n_V \sigma x} \qquad 1.5$$

Por lo tanto, el número de partículas que "sobreviven" luego de que el haz atraviesa un espesor *x* decrece exponencialmente con el aumento de *x*. A este exponencial ($n_V \sigma$) se le llama *coeficiente de atenuación lineal* μ y tiene unidades de inversa de longitud. El valor de μ determina qué tan rápidamente es atenuado el haz de partículas dentro del material. La Figura 3 muestra una curva típica de atenuación.

En analogía con la vida media, se puede definir *la capa hemi-reductora* ($x_{1/2}$) como el espesor de absorbente que reduce la intensidad inicial del haz a la mitad. Dos capas hemi-reductoras la reducen a una cuarta parte, y así *i* capas la reducen en un factor $1/2^i$. La capa hemi-reductora está relacionada con el coeficiente lineal de atenuación según:

$$x_{1/2} = 0{,}693 \, / \, \mu \qquad 1.6$$

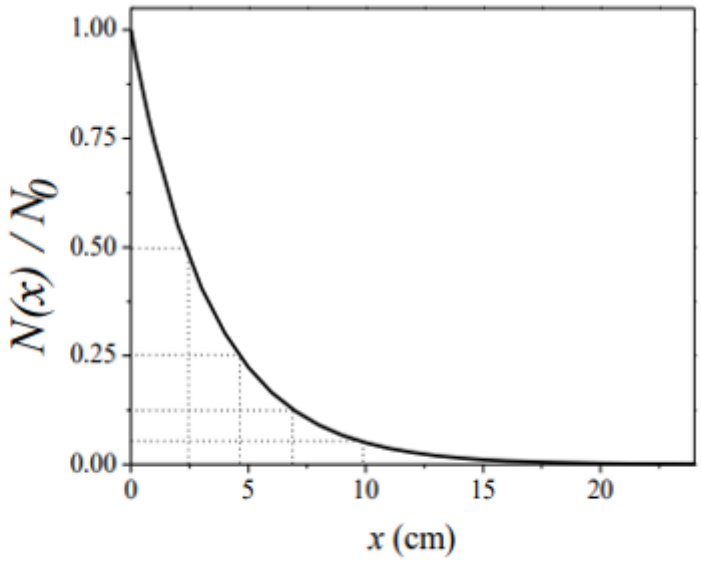

Figura 3. Transmisión de partículas en función del espesor absorbente

Para cuantificar la capacidad de atenuación de un material se puede definir la trayectoria libre media de la partícula dentro del mismo. Ésta es la distancia promedio que una partícula puede recorrer dentro del material antes de interactuar con un elemento del blanco y se la expresa como:

$$l = \frac{1}{n_V \sigma} \qquad 1.7$$

2.3. Interacción de partículas cargadas con la materia

Toda partícula cargada con energía suficiente para generar ionización interactuará con los protones del núcleo o los electrones de un material y experimentará colisiones. A estas colisiones se las puede clasificar en colisiones elásticas (siempre que se mantenga constante la energía del sistema por conservación) y colisión inelástica (cuando una parte de la energía inicial se transforma en algún otro tipo de energía y es cedida al medio) y restada al equilibrio de energías iniciales) (MEREDITH, 1977). Se pueden distinguir los siguientes tipos de procesos de interacción básicos con los electrones y con los núcleos:

Con electrones

- Colisiones elásticas: Este tipo de interacción es importante sólo en el caso de electrones de energía menor a los 100 eV. Se da cuando el electrón incidente

es desviado por los electrones del medio material, produciéndose una transferencia de energía del electrón incidente al medio. Si esta energía transferida es menor que el menor potencial de excitación de los electrones, la interacción se lleva a cabo con el átomo como un todo.

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

Con núcleos

- Colisiones elásticas: La interacción relevante se da entre las fuerzas coulombianas de las partículas incidentes con el núcleo positivo (debido a los protones) y esta desvía la trayectoria con la que viaja la partícula. La partícula incidente pierde en este proceso sólo una fracción de su energía cinética inicial.

- Colisiones inelásticas: La interacción también es del tipo Coulombiana, pero a diferencia de la interacción elástica, esta pierde una energía significativa debido al frenamiento por el campo eléctrico positivo del núcleo. Esta pérdida de energía se convierte en una onda electromagnética (fotón) de magnitud igual a la diferencia entre la energía inicial y final de la partícula incidente. A este proceso se le conoce con el nombre de Bremsstrahlung.

Una característica importante de las partículas pesadas es que, debido a su masa, tienden a interactuar con trayectorias rectilíneas en cada interacción hasta frenarse, lo que no ocurre con las partículas livianas.

2.3.1 Interacción de partículas livianas

Se consideran partículas livianas dentro del marco de la radiación ionizante aquellas cuya masa sea tan pequeña como el orden de magnitud del electrón ($m = 9.1x10^{-31}kg$) y cuya energía sea la suficiente para generar ionización (Attix, 1986).

Los electrones y los positrones sufren pérdida de energía por colisiones cuando atraviesan la materia al igual que las partículas pesadas. No obstante, la pérdida de energía por frenado se vuelve un factor importante debido a su masa pequeña. Este proceso tiene poca preponderancia a energías de unos pocos MeV, pero la probabilidad

de Bremsstrahlung crece rápidamente, al incrementarse la energía de la partícula incidente hasta llegar a una energía crítica para la cual la pérdida de energía por este proceso es semejante a la pérdida por colisiones. Las pérdidas por radiación son las dominantes, por encima de esta energía. El proceso más importante para absorbentes con elementos de Z alto es el frenado radiativo (Rogers, 1987, p:56).

.

El último proceso a considerar es la dispersión inelástica. Las partículas β al atravesar el medio absorbente, semejantemente al de las partículas cargadas pesadas, pueden excitar o ionizar los átomos del material por acción Coulombiana, y depositan su energía a lo largo de su trayectoria. Este es el proceso dominante para energías por debajo del valor límite para el frenado por radiación. Las probabilidades relativas para la interacción por alguno de estos procesos varían fuertemente con la energía de la partícula β incidente y, en menor medida, con la naturaleza del medio absorbente. En conclusión, la pérdida de energía se puede escribir como la suma de dos términos:

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{total} = \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{radiacion} + \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{colision} \qquad 1.7$$

El análisis en el caso de partículas livianas y el cálculo del poder de frenado es semejante al caso de partículas pesadas, pero las fórmulas de Bohr y Bethe-Bloch deben ser modificadas debido a la trayectoria no rectilínea de las partículas livianas. Además, se debe tener en cuenta la indistinguibilidad de las partículas interactuantes. Ambos efectos producen cambios en la ecuación de Bethe y Bloch. En particular, la máxima energía que se puede transferir en cada colisión es W_{max} = E/2, siendo E la energía cinética inicial de las partículas β. Si se incluyen estos efectos, la ecuación de Bethe y Bloch resulta:

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{colision} = 2\pi N_a r_o^2 m_o c^4 \rho \frac{Z}{A}\frac{z^2}{v^2}\left[\ln\left(\frac{(\tau+2)\tau^2}{2(I/m_o c^2)^2}\right) + f(\tau) - \delta - \frac{2C}{Z}\right] \qquad 1.8$$

donde τ es la energía de la partícula incidente en unidades de $m_o c^2 (E/m_o c^2)$, $f(\tau)$ es una función de la velocidad de la partícula incidente, δ y C son correcciones por densidad y apantallamiento respectivamente.

Resulta interesante comparar las expresiones para la pérdida de energía por radiación y por colisiones. Mientras que la pérdida por colisiones varía en forma logarítmica con la energía y linealmente con Z, la pérdida por radiación se incrementa linealmente con E y cuadráticamente con Z, lo cual explica el rápido crecimiento de las pérdidas por radiación.

En las expresiones anteriores sólo se considera la pérdida por radiación al interactuar la partícula β con el núcleo. Sin embargo, también existen pérdidas de energía por radiación debidas a la interacción entre la partícula β y los electrones del material absorbente.

La relación entre ambas formas de pérdida de energía es proporcional a la energía E de la partícula incidente y al número atómico del material absorbente:

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{radiacion} \Big/ \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{colision} = \frac{E(Z+1,2)}{800MeV} \qquad 1.9$$

De esta expresión se puede deducir la energía crítica a partir de la cual el Bremsstrahlung se vuelve importante, es decir cuando la relación entre pérdidas por radiación y colisión se vuelve igual o mayor a 1. En la Tabla VI se presentan las energías críticas de algunos materiales.

Puede deducirse también de la Ec. 1.17 la importancia relativa de ambos tipos de interacción. Por ejemplo, para un elemento como el plomo (Z=82) la pérdida de energía por radiación resulta importante incluso para energías de 1 MeV. En cambio, en el caso de aluminio (Z=13), la pérdida por radiación de frenado es un pequeño porcentaje de la energía inicial de la partícula incidente. Este hecho permite comprender porque el plomo no constituye un buen material para blindar fuentes radioactivas emisoras β, ya que su empleo como tal producirá una elevada emisión de radiación de frenado. En cambio, en aluminio las partículas pierden gran parte de su energía no por radiación sino en choques inelásticos con los electrones orbitales, resultando ser un revestimiento adecuado para este tipo de partículas.

Tabla VI. Energía critica de algunos materiales	
Material	Energía critica (MeV)
Pb	9.51
Al	51.0
Fe	27.4
Cu	24.8
Aire	102
Lucite	100
Polyestireno	109
NaI	17.4
Antraceno	105
H_2O	92

Por último, el poder de penetración de las partículas β está ligado a la distancia de radiación. Y es definida como la distancia en la cual la energía de la partícula es reducida, sólo por pérdidas por radiación, a 1/e de su valor inicial. Considerando el caso límite de altas energías para el cual las pérdidas por radiación son las dominantes se encuentra que la energía de la partícula a la distancia x recorrida por la partícula en el material puede expresarse como:

$$E(x) = Ee^{-x/L} \qquad 1.10$$

donde E es la energía inicial y L es la longitud de radiación. Una aproximación muy empleada para el cálculo de L en un material de número atómico Z y número másico A es:

$$L = \frac{716{,}4 g/cm^2 A}{Z(Z+1)\ln(287/\sqrt{Z})} \qquad 1.11$$

Puede verse que la longitud de radiación es proporcional al número másico e inversamente proporcional a Z^2. En la Tabla VII se presentan valores de L para distintos materiales.

Tabla VII. Longitud de radiación L para diferentes materiales absorbentes	
Material	L (cm)
Pb	0.56
Al	8.9
Fe	1.76
Cu	1.43
Aire	30050
Lucite	42.9
Polyestireno	36.1
NaI	2.59

Para mezclas de absorbentes, la longitud de radiación puede obtenerse usando la Regla de Bragg.

En cuanto al alcance, debido a la trayectoria sinuosa de estas partículas en un medio absorbente, el alcance real es muy diferente al calculado a partir de la integración de la expresión para $-dE/dx$, resultando la diferencia entre el valor calculado y el real de entre un 20% y un 400%, dependiendo de la energía de la partícula y del material absorbente. Adicionalmente, las fluctuaciones en el alcance de las partículas β son mucho mayores que en el caso de las partículas pesadas debido a la mayor capacidad de transferencia de energía de los electrones y al Bremsstrahlung. En ambos casos, la partícula incidente pierde la mayor parte de su energía en unas pocas colisiones o por la emisión de unos pocos fotones. De aquí que las partículas pesadas son menos penetrantes que las partículas β. Para tener una idea comparativa, una partícula α de 3 MeV tiene un alcance en aire de 2,8 cm y produce alrededor de 4000 pares iónicos por milímetro de recorrido, mientras que una partícula β de igual energía tiene un alcance en aire de más de 100 cm, y sólo produce 4 pares iónicos/mm.

Es posible determinar el alcance en un material (1) a partir del conocimiento del alcance en otro medio (2) mediante la siguiente relación empírica:

$$R_1\rho_1 = R_2\rho_2 \qquad 1.12$$

Debido a que las partículas β emitidas en un decaimiento radioactivo presentan un espectro continuo de energía, su absorción exhibe un comportamiento que puede aproximarse por la función exponencial dada por la Ec.1.5.

2.4. Interacción de fotones con la materia

Para propósitos de simulación, la física de la compleja solución de la ecuación de Boltzman para el transporte de energía se sintetiza en las siguientes definiciones del algoritmo según Sempau (J. Sempau et al., 1997) donde los fotones interaccionan en la materia de manera diferente a las partículas cargadas debido a que a la ausencia de masa y carga eléctrica, por eso los fotones al atravesar un material no pueden ser frenados lentamente.

Existen tres importantes efectos dentro de los mecanismos de interacción de los fotones con la materia: el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton y la producción de pares. Los dos primeros involucran interacciones con electrones orbitales de los átomos del absorbente. La producción de pares se manifiesta para energías superiores a 1.02 MeV. Estos tres procesos de interacción permiten explicar las dos características principales de la interacción de fotones con la materia: poseen un alto nivel de penetración antes de ceder parte de su energía (dependiendo de la energía inicial de la onda electromagnética) y, el haz de fotones atenúa su intensidad dentro del material debido a los procesos antes mencionados, no pierde energía por colisión. La primera característica se debe a que la sección eficaz para los tres procesos citados es mucho menor que las secciones eficaces para procesos de colisiones inelásticas de partículas cargadas con los electrones del medio material. La segunda característica de la interacción de fotones se debe a que los tres procesos remueven completamente al fotón del haz (J. Sempau et al., 1997).

El número total de fotones emergentes luego de atravesar un material queda reducido al número de fotones del haz incidente menos los fotones que interactuaron. La reducción de intensidad sufrida por un haz de fotones viene dada por la Ec.1.5. En este caso, el coeficiente μ_m varía muy levemente con Z y la variación del espesor de la capa hemi-reductora (Ec.1.6) de un elemento a otro también es pequeña. Cuanto mayor es la densidad del material, menor el espesor necesario para producir una atenuación dada de la intensidad de la radiación. Es por ello que como absorbente suelen utilizarse materiales pesados, como el plomo. En la Figura 4 se muestra como ejemplo la atenuación de un haz de fotones en aire y plomo (J. Sempau et al., 1997).

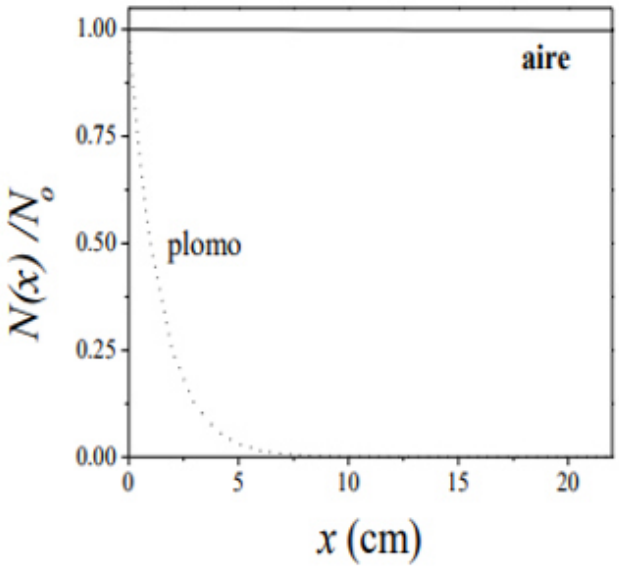

Figura 4. Atenuación de un haz de fotones al atravesar dos medios absorbentes diferentes, en este caso, aire y plomo.

2.4.1 Efecto fotoeléctrico

Cuando un fotón es absorbido totalmente en un solo proceso de interacción este es llamado efecto fotoeléctrico y este fotón arrancará un electrón del medio (fotoelectrón). Dicho efecto ocurre con electrones ligados, siendo el núcleo el que absorbe el momento de retroceso, ya que un electrón libre no puede absorber un fotón y conservar el momento. La energía cinética (E_k) del fotoelectrón corresponde a la diferencia entre la energía del fotón incidente (hv) menos la energía de ligadura ($\phi_{ligadura}$) del electrón en la capa electrónica desde donde fue removido (Figura 5):

$$E_k^{fotoelectron} = hv - \phi_{ligadura} \qquad 1.13$$

Cuando el fotoelectrón deja una vacante en un determinado nivel electrónico esta es llenada o suplida por otro electrón de un nivel superior cercano cuya energía es mayor al del subnivel del fotoelectrón. Al bajar el electrón "suplente" genera un fotón de energía igual a la diferencia entre los dos niveles electrónicos (nivel inicial y nivel final) llamado fotón característico o rayos X característicos. La importancia de estos rayos x característicos radica en que son estos los que determinan los elementos del material del cual son producidos. Estos fotones tienen una probabilidad (menor) de entregar su

energía a otro electrón secundario (electrón Auger) el cual ioniza al átomo por segunda vez.

.

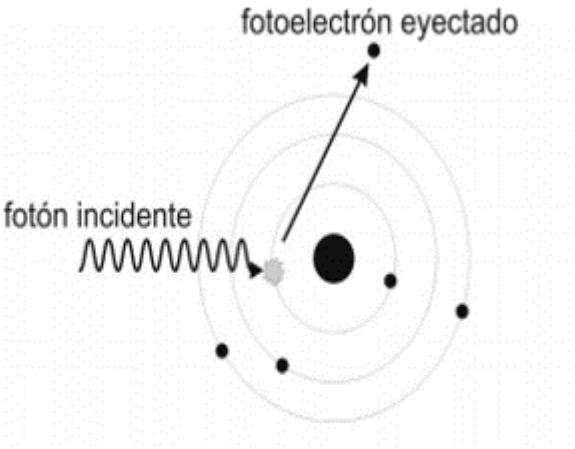

Figura 5. Esquema del proceso de interacción fotoeléctrica

La Figura 6 muestra la dependencia típica de la sección eficaz fotoeléctrica en función de la energía del fotón incidente cuando el material blanco es plomo. Como puede verse, para energías por encima de la mayor energía de ligadura del átomo (capa K), la sección eficaz se incrementa rápidamente a medida que la energía del fotón se acerca a la energía correspondiente a la capa K. Pasado este punto, la magnitud de la sección eficaz decrece drásticamente puesto que no hay electrones K "disponibles" para el efecto fotoeléctrico. Esta caída se conoce como borde de absorción K. Por debajo de esta energía, la sección eficaz vuelve a crecer hasta alcanzar los bordes L y M sucesivamente.

El efecto fotoeléctrico no puede ser explicado con precisión de manera teórica para energías relativistas.

En el caso de energías no relativistas, $hv = m_o c^2$, y electrones del nivel K, se puede encontrar una expresión para la sección eficaz atómica:

$$\phi_{foto} = 4(1/137)^4 \sqrt{2} Z^5 \phi_0 (m_0 c^2/hv)^{7/2} \qquad 1.14$$

Con $\phi_0 = 8\pi r_e^2/3 = 6{,}651x10^{-25}cm^2$ siendo r_e el radio clásico del electrón, igual a 2,817x10^{-13}

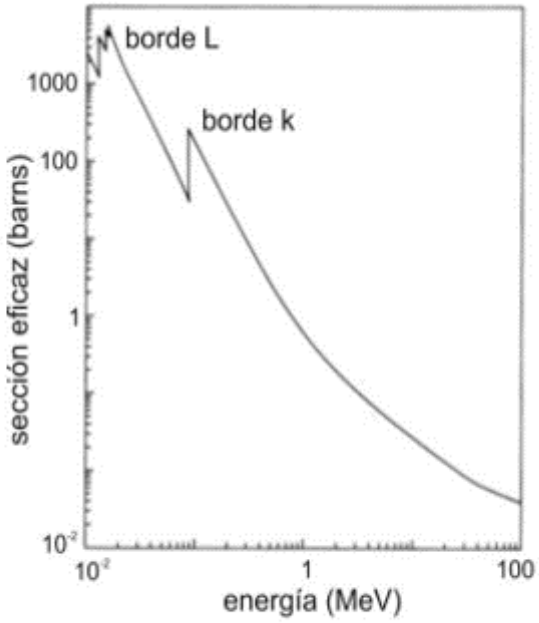

Figura 6. Sección eficaz fotoeléctrica calculada para el caso del Pb

Existe una dependencia directa del número atómico Z con la sección eficaz del efecto fotoeléctrico y la energía del fotón incidente. A energías del orden del MeV, ϕ_{foto} es proporcional a Z^5. Este hecho es un factor fundamental para el diseño de blindajes y de detectores de radiación γ.

2.4.2 Dispersión Compton

La dispersión del tipo Compton es un tipo de dispersión elástica que resulta entre un fotón incidente y un electrón libre del medio y tiene mayor probabilidad mientras mayor es la energía (orden de los MeV). Sin embargo, si la energía del fotón incidente es mucho mayor que la energía de ligadura del electrón, se puede despreciar la energía de ligadura y considerar al electrón como libre. El resultado de este proceso de interacción es la asimilación del fotón incidente de energía $E_o = hv$ y la generación de otro fotón de menor energía $E = hv'$. La diferencia de energía $(E_o - E)$ entre ambos fotones se transforma en energía cinética (E_e) del electrón que absorbió el fotón. Este proceso es mostrado en la Figura 7.

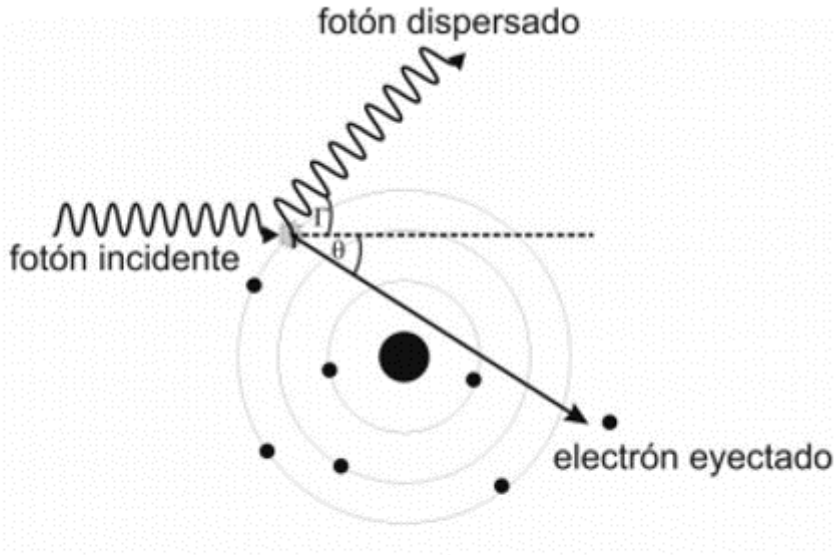

Figura 7. Esquema del proceso de interacción Compton

A partir de las leyes de conservación de la energía y el momento lineal se pueden obtener las siguientes relaciones:

$$hv' = \frac{hv}{1+\Gamma(1-cos\theta)} \qquad 1.15$$

$$E_e = hv - hv' = hv\frac{\Gamma(1-cos\theta)}{1+\Gamma(1-cos\theta)} \qquad 1.16$$

Donde $\Gamma = \frac{\mathrm{hv}}{m_o c^2}$ y θ es el ángulo de dispersión del fotón emitido (ver figura 7). Es posible deducir:

$$E_e^{max} = hv\left(\frac{2\Gamma}{1+2\Gamma}\right) \qquad 1.17$$

De las ecuaciones anteriores con lo que obtendremos el valor numérico de la energía máxima del electrón Compton. Asumiendo que el electrón generado por el fenómeno Compton tiene suficiente energía para interactuar con el material, este será absorbido por el medio, siendo su energía la máxima depositada por los electrones la cual es denominada borde Compton.

La dispersión Compton fue uno de los primeros procesos estudiados mediante electrodinámica cuántica. El resultado para la sección eficaz por electrón se conoce como Fórmula de Klein-Nishina:

$$\sigma_c = 2\pi\, r_e^2 \left\{ \frac{1+\Gamma}{\Gamma^2} \left[\frac{2(1+\Gamma)}{1+2\Gamma} - \frac{1}{\Gamma} \ln(1+2\Gamma) \right] + \frac{1}{2\Gamma} \ln(1+2\Gamma) - \frac{1+3\Gamma}{(1+2\Gamma)^2} \right\} \qquad 1.18$$

La Figura 8 muestra la dependencia de σ_c con la energía del fotón incidente. Analizado la Ec. 1.26, se observa que este mecanismo de interacción se resalta para fotones cuyas energías se encuentran entre 0.5 y 10 MeV. Para obtenerse la sección eficaz de dispersión Compton por átomo debe multiplicarse la Ec.1.26 por Z.

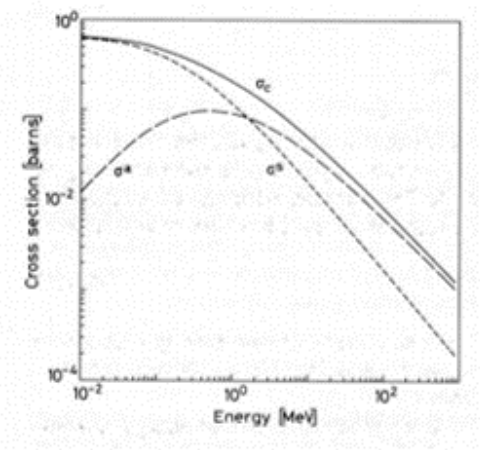

Figura 8. Sección eficaz para el proceso de dispersión Compton en función de la energía del fotón incidente.

Dos magnitudes importantes que pueden derivarse de la ecuación de Klein-Nishina son las secciones eficaces de dispersión y de absorción. La sección eficaz de dispersión, σ_c^S , se define como la fracción promedio de energía del fotón dispersado, mientras que la sección eficaz de absorción, σ_c^A, es la fracción de energía transferida al electrón eyectado. La energía absorbida (cedida por el electrón incidente) debido al proceso de dispersión Compton es absorbida por el material del medio y puede ser calculada por la ecuación 1.16.

2.4.3 Formación de pares

La interacción que se da a una determinada energía (fotón de 1.022 MeV o mas) en la que el fotón genera dos partículas idénticas de masa, pero de cargas diferentes se denomina formación de pares. Las energías tanto de las partículas (energías relativas) creadas como las diferenciadas por el fotón incidente y la energía cinética del par se encuentran dentro del modelo de conservación lineal de energía. Una vez creado el par electrón – positrón, ambas partículas interactúan de manera directa (partícula y antipartícula) con el mismo comportamiento de una partícula β. El proceso de formación de pares se esquematiza en la Figura 9.

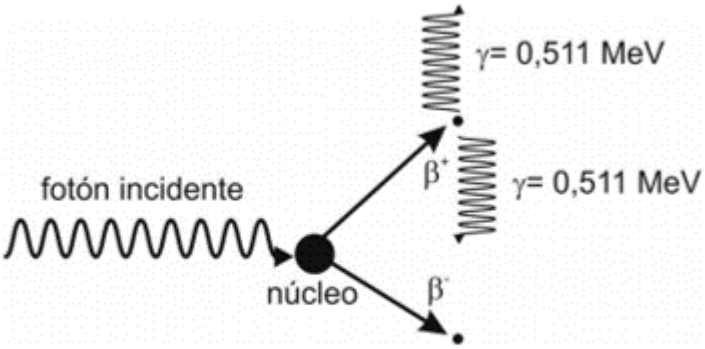

Figura 9. Esquema del proceso de formación de pares

El proceso de formación de pares puede ser expresado usando la sección eficaz mostrada en la siguiente formula:

$$\tau_{pares} = \frac{4Z^2 r_0^2}{137} = \left[\frac{7}{9}\left(\ln\frac{2hv}{m_o c^2} - f(Z)\right) - \frac{109}{54}\right] \quad 1.19$$

Siendo esta la expresión validad para $m_o c^2 < hv < 137 m_o c^2 Z^{-1/3}$. Para el caso $hv > 137 m_o c^2 Z^{-1/3}$, la sección eficaz toma la forma:

$$\tau_{pares} = \frac{4Z^2 r_0^2}{137} = \left[\frac{7}{9}\left(\ln 183 Z^{-1/3}\right) - f(Z) - \frac{1}{54}\right] \quad 1.20$$

siendo $f(Z)$ una función que depende del número atómico. Para otros rangos de energía no existen soluciones analíticas para τpares, sólo soluciones numéricas. A partir de las ecuaciones 1.27 y 1.28 se evidencia que la probabilidad de interacción para la formación de un par electron-positron es directamente proporcional al cuadrado del

número atómico y al logaritmo de la energía, por lo cual este proceso resulta importante para absorbentes con Z elevado.

Es interesante calcular, a partir de la sección eficaz, el camino libre medio para fotones y para procesos de formación de pares. Este viene dado por:

$$\frac{1}{L_{pares}} ; \frac{7}{9} 4Z(Z+1)N_b r_o^2 \frac{1}{137} \left(\ln\left(183Z^{-\frac{1}{3}}\right) - f(Z)\right) \quad 1.21$$

donde N_b es la densidad de átomos en el absorbente. Esta expresión es muy similar al camino libre medio para partículas cargadas livianas en la materia y comparando ambos caminos se obtiene:

$$L_{par} \approx \frac{9}{7} L_{rad} \quad 1.22$$

A partir de lo presentado en las secciones anteriores, se pueden resumir las dependencias funcionales de las secciones eficaces de interacción de fotones con la materia para los tres procesos con E y Z:

$$\phi_{foto} \propto \frac{Z^5}{E^3} \quad 1.23$$

$$\sigma_{compton} \propto \frac{Z}{E} \quad 1.24$$

$$\tau_{pares} = Z^2 lnE \quad 1.25$$

Estas dependencias permiten evaluar la importancia relativa de los tres procesos de interacción, conforme al número atómico y a la energía del fotón, tal como se muestra en la Figura 10.

Un fotón al ingresar en la materia puede sufrir alguno de los tres procesos mencionados anteriormente de forma tal que la probabilidad total de que un fotón interactúe tiene que

tener en cuenta las tres formas de interacción. Esta probabilidad será la suma de las secciones eficaces de cada proceso, resultando entonces la sección eficaz por átomo:

$$\sigma = \phi_{foto} + Z\sigma_{compton} + \tau_{pares} \qquad 1.26$$

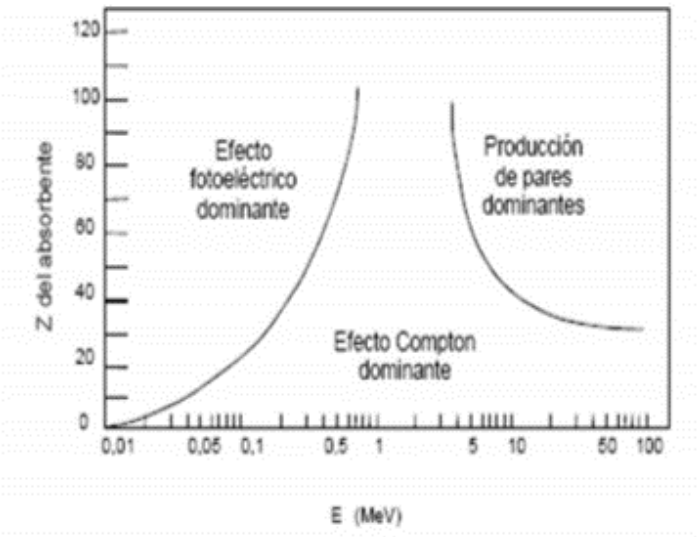

Figura 10. Importancia relativa de los tres tipos de interacciones de fotones con la materia.

Finalmente, el coeficiente de absorción total obtenido a partir de la Ec.1.34 para el plomo es mostrado en la figura 11. La tabla VIII presenta los coeficientes de absorción para diferentes materiales y energías.

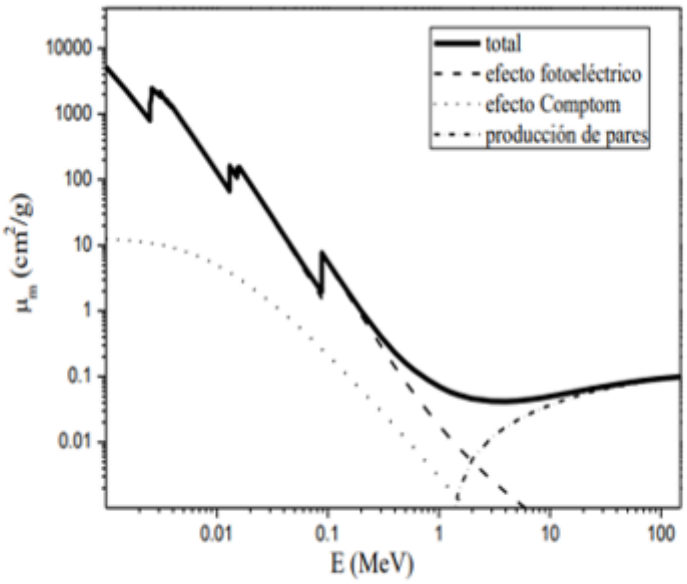

Figura 11. Coeficiente de absorción total de fotones para el caso de Pb

Tabla VIII. Coeficientes de absorción de fotones en función de la energía para diferentes materiales

Material	μ/ρ en cm^2/g		ρ en g/cm^3
	E=0.66 MeV	E=1.33 MeV	
Aire	0.078	0.055	0.001293 (STP)
Agua (Tejido)	0.087	0.060	1
Aluminio	0.077	0.055	2.7
Plomo	0.100	0.056	11.3
Hierro	0.073	0.053	7.0 – 7.9
Cemento	0.078	0.055	2.7 – 3.0

2.6. Simulación con Penelope e implentación de PenEasy

PenEasy (Vargas et al., 2014), es un subprograma desarrollado como programa principal para PENELOPE (Josep Sempau et al., 2011) que provee modelos de fuentes de radiación y permite calcular diversas magnitudes de interés de manera más simplificada pero a su vez mas especifica. PenEasy está escrito en fortran77 y es un código de libre acceso cuyo código fuente puede ser obtenido de manera online.

La decisión de utilizar PenEasy junto con Penelope 2011 es debido a la facilidad de manipular sus módulos internos (llamados Tallies), que vinculan cada subrutina del nombre encabezado (Header) con la estructura de código fuente de Penelope 2011. Así

no es requerido correr todas las rutinas del mismo Penelope, sino que se puede seleccionar específicamente las que se requieran para un determinado problema.

Los tallies escritos para penEasy son:

- "Section Tally Spatial Dose Distrib": Procesa la cantidad de dosis que es absorbida por todos los diferentes tipos de interacción por cada historia simulada en el material definido por el usuario.
- " Section Tally Energy Deposition": Indica cual es la cantidad de energía depositada por cada partícula que ha sido simulada sobre un material.
- "Section Tally Fluence Track Length": Genera un espectro de fluencia por unidad de historia simulada integrada sobre el material de detección.
- "Section Tally Particle Track Structure": Genera un archivo de seguimiento de la trayectoria de una partícula hasta que pierde toda su energía.
- "Section Interaction Forcing": Es la rutina que contiene las tres subrutinas de aplicación para la reducción de la varianza: Interacción forzada, ruleta rusa y la división.

El vínculo de comunicación entre el subprograma PenEasy y las subrutinas generales de Penelope se vinculan usando la línea de código "common" que permite guardar la información de las partículas en su estado dinámico y cada proceso de interacción. La simulación se detendrá siempre y cuando se cumpla unos de los siguientes parámetros:

(i) Se alcanzan las historias programadas por el usuario.
(ii) Se termina el tiempo que se estableció como máximo permitido.
(iii) Se alcanza la incertidumbre estadística programada por el usuario.
(iv) Se detiene el programa usando un comando "stop" de un archivo (externo) de volcado que se escribe y lee cada determinado tiempo (definido por el usuario).

La estructura del código se conforma de 5 fases, una primera fase de iniciación y lectura de parámetros de simulación ingresadas por el usuario y otras tres fases de bucles anidados ("history", "particle" e "interact") que se ejecutan consecutivamente para finalizar en la publicación de los resultados. Cada secuencia de historias se almacena en un "bin" o apilamiento que simula una partícula y todas sus interacciones, así como las partículas secundarias generadas hasta que es detenida o se pierde fuera la región

de puntuación. Para este estudio, cada apilamiento de información de la partícula simulará un fotón como partícula inicial y el apilamiento de interacción almacenará tanto la trayectoria de viaje del fotón, las energías de las partículas secundarias, el ángulo de dispersión, así como el material donde son absorbidos al final. Si la distancia dentro del medio es menor a la longitud de camino medio de absorción, se producirá una interacción que será almacenada en un bin.

El algoritmo descrito consistirá en un bucle de programación con las subrutinas JUMP.STEP (calcula la distancia por perdida energía debido a una interacción) y KNOCK.JUMP (cálculo de la distancia “ds” aplicada en JUMP.STEP para la siguiente interacción), STEP (que determina si en la siguiente interacción, la partícula abandona el medio donde empieza la subsecuente interacción para atravesar otro medio diferente en la siguiente interacción) y KNOCK (que calcula la energía final de la partícula al final de la interacción).

Si la partícula incidente en la subsecuente interacción atraviesa un medio diferente (interfase), la trayectoria no concluye en el otro medio, sino que se detiene en la frontera (ncross del material diferente a cero) y un nuevo ciclo del bucle “interact” es inicializado.

La historia de una partícula termina cuando el material con el que interactúa tiene índice cero, o cuando la energía que le resta a la particular es menor que la energía de absorción (eabs), que depende del material y debe ser definido por el usuario o tomado como un valor por defecto que depende de la energía nominal.

Mientras corre la simulación, las líneas de código van almacenando, a intervalos de tiempo, las características que han sido programadas para ser adquiridas en función de lo que se requiere (en un archivo de volcado) lo que permite que se pueda revisar el progreso de la simulación en cualquier instante. El modo de optimizar el tiempo de procesamiento es utilizando técnicas de reducción de la varianza tales como ruleta rusa, interacción forzada o división las cuales aparecen escritas en el programa principal de PENELOPE, como fue mencionado anteriormente y solo se requiere su activación.

2.7. Uso de espacios de fase validados por la IAEA

Los espacios de fase PHS (W. Guber, J. Nagel, R. Goldstein & Kalos, 1967) son archivos que contienen una cantidad limitada de historias condensadas de simulaciones previas

con determinados parámetros característicos de lo que se desea simular. Los espacios de fase validados por la IAEA son archivos de aceleradores clínicos comerciales como VARIAN, ELEKTA, SIEMENS entre otros y para diversos tipos de radiación (fotones gamma, fotones por frenamiento, electrones).

El desarrollo de esta investigación se ha de enfocar en los fotones generados en aceleradores lineales clínicos, enfocados en la marca registrada VARIAN y con diferentes tamaños de campo, así como algunas variaciones como los filtros aplanadores y el uso de multilaminas que se verá más adelante.

La implementación de dichos espacios de fase en el código principal de penEasy se realiza mediante la subrutina SECTION SOURCE PHASE SPACE FILE, la cual nos permite, mediante valores ingresados por el usuario, variar las coordenadas direccionales de la fuente de espacio de fases, la posición de la misma y la incertidumbre relativa con la cual vamos a buscar precisión de las historias generadas en las futuras interacciones. Para el trabajo usaremos los valores por default del PSF (Phase Space File) así, la geometría de nuestra distribución será totalmente ubicada en el espacio positivo del Virtual Bounding Box y ambas serán vinculadas para el inicio de la simulación.

Cabe resaltar que para poder implementar los espacios de fase previamente mencionados se debe contar con dos archivos propios del espacio de fases validado, el archivo de las historias simuladas en sí, que se encuentra en formato ASCCI y el HEADER que está en un formato C+ que puede ser leído por la computadora.

Así mismo, existe una subrutina adicional llamada SECTION TALLY FLUENCE TRACK LENGTH que nos permite visualizar de manera directa las trayectorias de las partículas en promedio cada intervalo de cantidad de partículas.

Cabe mencionar que estos archivos son generados también mediante cálculos Monte Carlo y su adquisición será determinada por los parámetros de simulación del equipo tales como tamaño de campo, distancia fuente-superficie, tiempo de simulación, cantidad de historias simuladas, energías de absorción para cada material, valores de corte, etc. para el determinado tipo de simulación. Así mismo, el tamaño de los archivos de espacio de fase es directamente proporcional a la cantidad de información almacenada siendo necesario conocer la cantidad de partículas generadas virtualmente en una geometría para poder emplearla como “fuente” para las simulaciones respectivas.

Cabe destacar que el uso del espacio de fase reduce en un 60% en promedio el tiempo de cálculo de los experimentos de simulación debido a que la parte del cabezal (también conocido como s1) ya tiene una salida y solo resta aplicarla sobre nuestro punto de interés.

Los espacios de fase de la IAEA son calculados en el programa BEAMncr (Kawrakow & Walters, 2006) que es una herramienta software para el modelamiento de haces de radiación que trabaja con cálculos Monte Carlo puros, por lo cual el tiempo de generación de un espacio de fase enriquecido (con suficientes datos de partículas para simular) tiene un tiempo de adquisición aproximado de 40 días en máquinas muy potentes (CPUs de 32 núcleos).

Finalmente se debe aclarar que estos espacios de fase han sido validados, es decir, han sido comparados con medidas experimentales para los aceleradores (particularmente para este proyecto se trabajará con los espacios de fase del acelerador Varian iX 6MV) cuyas características están determinadas en los parámetros de simulación.

2.8. ArcCheck

Los conjuntos de detectores 2D, como MapCheck (Sun Nuclear, Melboume, FL) y MatriXX (IBA Dosimetry, GmbH, Schwarzenbrook, Alemania), a menudo se utilizan para validar distribuciones de dosis planas (Jursinic et al., 2010; Létourneau et al., 2004; J. G. Li et al., 2009). Recientemente se ha descrito una matriz de diodos tridimensional (3D) (Delta4, ScandiDos AB, Uppsala, Suecia) que consta de 1069 diodos de silicio tipo p en una matriz cruzada dentro de un fantasma de polimetilmetacrilato cilíndrico (PMMA) (Bedford et al., 2009).

Se ha desarrollado una nueva matriz de diodos 3D (ArcCheck, Sun Nuclear, Melbourne, FL) para el control de calidad de rutina de IMRT y VMAT (G. Li et al., 2013). ArcCheck es un fantoma cilíndrico equivalente al agua con una matriz tridimensional de detectores de diodos 1386 con un espacio entre detectores de 10 mm. La geometría del dispositivo es cilíndrica. Los detectores descienden en espiral por el cilindro de 21 cm de diámetro y longitud para aumentar la velocidad de muestreo espacial y reducir la superposición del detector desde la vista del haz (BEV). El tamaño del detector activo es 0.8 mm × 0.8

mm. Hay una cavidad de 15 cm de diámetro en el fantasma que puede contener un inserto con una cámara de ionización para la medición de dosis absoluta. El ArcCheck mide en intervalos de 50 ms, guarda todos los datos de medición en función del tiempo y realiza mediciones de dosis relativas y absolutas.

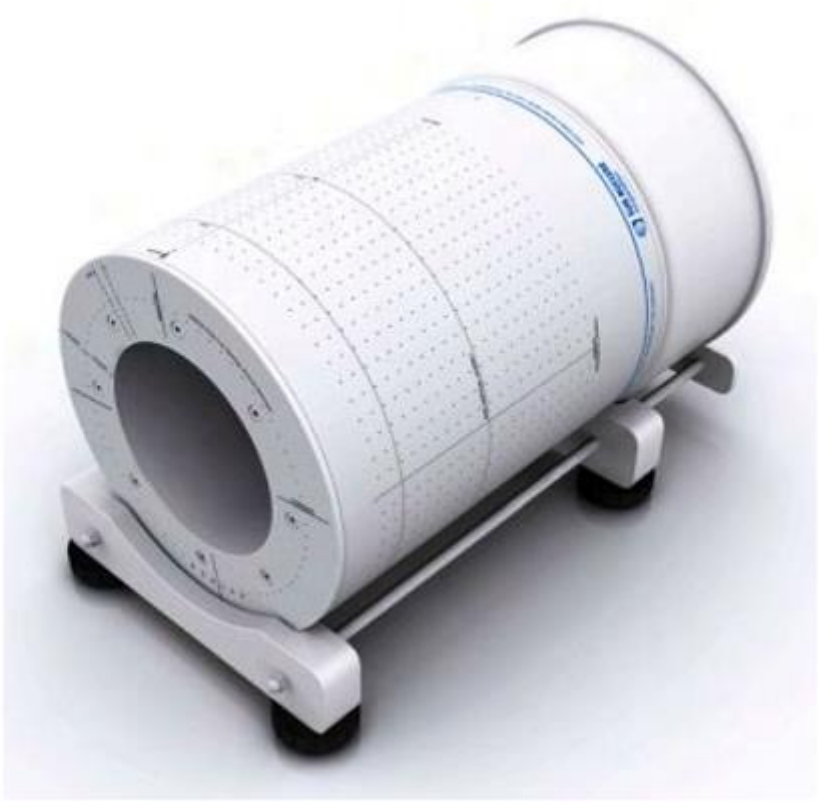

Figura 12. Arreglo cilíndrico espiral de diodos ArcCheck de Sun Nuclear

Como equipo de control de calidad, el ArcCheck debe ser lo suficientemente preciso como para medir la dosis absoluta. Por lo tanto, es necesario comprender las características de ArcCheck. Kozelka informó acerca de la tasa de repetición, la dependencia del tamaño del campo y la dependencia de la posición angular del ArcCheck (Kozelka et al., 2011). Se observaron algunas diferencias en las tasas de repetición más bajas con el enchufe en su lugar, y la dependencia del tamaño del campo y la dependencia de la posición angular eran obvias. Feygelman a su vez desarrollo la ecualización de la respuesta informada de los detectores individuales, dependencia de tamaño de campo menor y dependencia de respuesta angular para ArcCheck (Feygelman et al., 2011).

Cabe señalar que el algoritmo de cálculo de dosis en el sistema de planificación del tratamiento (TPS) podría afectar los resultados de la verificación al comparar las dosis medidas y calculadas. Se compararon las distribuciones de dosis absolutas medidas y calculadas en dosis iPlan RT con algoritmos de dosis Monte Carlo (MC) y Pencil Beam

(PB) en el cilindro de la matriz de diodos ArcCheck para planes HybridArc (Petoukhova et al., 2011). Los cálculos de PB difieren significativamente de las mediciones de ArcCheck, por lo que se encuentra que el algoritmo MC es superior al algoritmo PB en el cálculo de los planes HybridArc. Kozelka estudió una serie de sofisticados algoritmos de planificación de tratamiento por su capacidad para manejar una gran cavidad de aire en el espectro de ArcCheck. Descubrieron que algunos algoritmos en la familia de convolución/superposición no eran lo suficientemente precisos para predecir la dosis de salida en presencia de una cavidad de aire de 15 cm de diámetro.

Capitulo III

Metodología del proyecto

3.1 Metodología

Se ha planteado dividir el trabajo de la simulación en 3 fases que permitirá el análisis, validación de resultados y seguimiento del proceso de manera secuencial para finalmente poder afinar los parámetros de la simulación y a futuro poder aplicarlos directamente a casos clínicos.

Cabe mencionar que se toma un modelo a escala no electrónico debido a la complejidad del equipo y a la reserva de manufactura que la empresa Sun Nuclear (desarrollador del equipo ArcCheck) (Neilson et al., 2013) limita. Aun así, los recursos geométricos de los diodos, así como el contenedor de estos son simulados lo más próximo posibles a lo existente. Por ello, los resultados sobre la dosis de perturbación generada y almacenada por los diodos mediante la simulación con el código Penelope Monte Carlo es, luego de la validación, lo más cercano a la realidad.

Las tres fases de trabajo son las siguientes:

I. Revisión bibliográfica sobre antecedentes a esta clase de trabajos en 3D y validación de las fuentes energéticas que recopilaran la información de todos los procesos generados desde la fuente hasta la salida del cabezal del acelerador.

   A la fecha no se han encontrado simulaciones con códigos Monte Carlo que tengan una gran cantidad de geometrías inmersas en el código con este tipo de configuración electrónica (cilíndrico – espiral), y esto es debido a la cantidad gigantesca de memoria e información que implica desarrollar una simulación robusta. Así mismo, los actuales arreglos de detectores de radiación para control de calidad en radiocirugía solo usan reconstrucciones por interpolación, aplicación de factores de corrección, etc. pero no hay valor en la dosis real que transita en un determinado punto del espacio dentro del detector. Por ende, primero se han de realizar mediciones que validen las fuentes para luego

aplicarlas a nuestros fantomas (volúmenes llenos de material homogéneo empleados para el cálculo de la dosis absorbida) de tratamiento.

II. Simulación de diferentes arreglos, materiales y con diferentes rutinas.

Aquí se generan diferentes tipos de *arrays* para conocer la perturbación generada por cada material en el fantoma. Así mismo, para evitar la perturbación "geométrica" se opta por elegir un modelo de distribución superficial.

Los parámetros de simulación para la construcción del fantoma virtual siguen los siguientes aspectos:

Fase 1: Disposición superficial sobre el detector de los diodos según el arreglo cilíndrico espiral.

Los requisitos son:

• Disposición de diodos dentro de un volumen 3D cilíndrico de 26.6 cm de diámetro que consta de 1386 posiciones (dimensión del diodo: 0.8 x 0.8 x 0.4 cm^3).

• Cada posición se determinó de modo que no haya superposición entre los diodos y la separación entre cada volumen central del diodo sea de 1 cm.

• Modelamiento de diferentes materiales para la construcción de los diodos que conducen la señal al detector (Sampaio et al., 2018).

Fase 2: Simulación con la subrutina PenEasy de PENELOPE.

• Grillado y uso de espacios de fase para el material del detector, la conectividad y la subsiguiente simulación de distribución de dosis.

Fase 3: Procesamiento de datos y entorno de matriz detector cilíndrico simulado, intercomparaciones con los datos experimentales y determinación de los errores relativos y su desviación estándar.

III. Publicación de resultados de las fases de simulación planteadas y conclusiones.

3.2 Resultados de la primera fase (VALIDACIONES).

Se han validado diferentes tipos de archivos de entrada con información de las partículas más relevantes para el proyecto (tanto espectros como espacios de fase) para su uso como fuente de radiación en las simulaciones usando PenEasy. Se seleccionaron solo fotones y electrones como las partículas generadas y a rastrear en todo el proceso de simulación y se obviaron los positrones debido a que la probabilidad de que estos depositaran una dosis relevante sobre los diodos es casi nula.

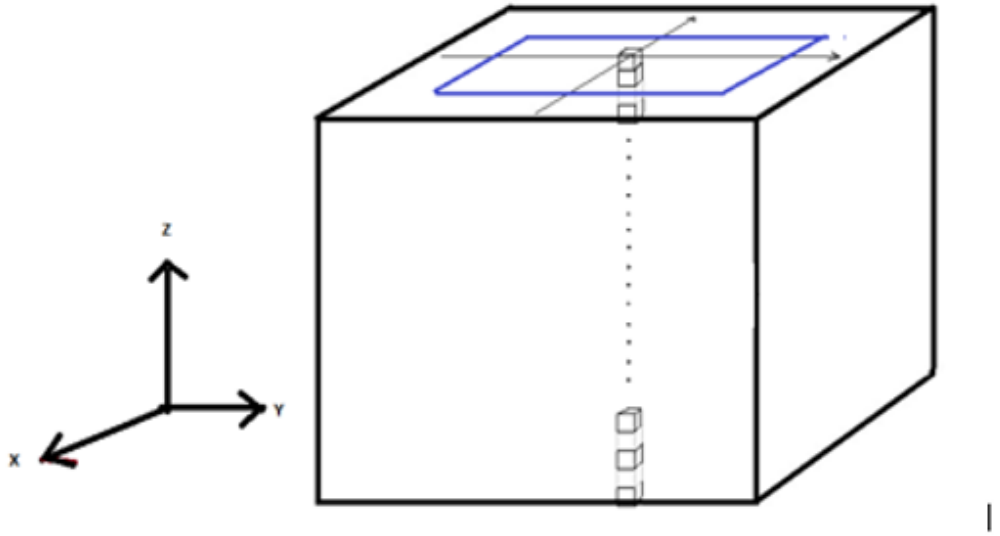

Figura 13. Medida de un perfil de dosis en profundidad (PDD) relacionado al comisionamiento de un acelerador lineal con parámetros dosimétricos específicos.

El comisionamiento es un conjunto de medidas que valida el buen funcionamiento de un acelerador lineal a la hora de su adquisición.

Se realiza sobre un campo estándar de 10x10 cm, SSD=100 cm, sobre un fantoma cubico de agua, al centro del haz de radiación y midiendo la dosis en toda la profundidad.

Inicialmente estas fuentes han sido comparadas con medidas experimentales de un comisionamiento para un acelerador tipo Varian 2100c. Los resultados se muestran a continuación.

Validación del espectro de Mohan

El espectro fue desarrollado para un equipo Varian 600c publicado en 1986 y empleado en varias publicaciones sobre perfiles de dosis en fantoma de agua (PDD en agua) (Laughlin et al., 1986) y tiene las siguientes características:

- Es un espectro de 12 canales con energía máxima de 6 MV que, a diferencia de un espacio de fase, requiere un valor de corte en función a las historias simuladas y al tiempo de simulación en sí.
- Este espectro solo fue usado en un principio para ver el comportamiento de la dosis en fantomas de agua antes de conseguir los espectros y los espacios de fase.



Figura 14. Validación del espectro de Mohan respecto a las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulación iguales: Field Size: 10x10 cm2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm3, SSD=100 cm

Se encontró que la diferencia de dosis entre el comisionamiento y la simulación sobre un fantoma de agua cubico tiene una desviación estándar de 0.64% y una media aparente de 2.42 %.

Este espectro difiere de los resultados del comisionamiento del acelerador debido a que son equipos diferentes (comisionamiento hecho al Varian 2100c) pero el comportamiento es similar. Por ende, los resultados entre las comparaciones del

espectro de Mohan, usando los factores de corrección apropiados, pueden ser totalmente validos a la hora de intercompararlos con los del espacio de fase de la IAEA y nuestros propios espacios de fase.

Tabla IX. Análisis porcentual de las diferencias entre la dosis experimental del comisionamiento y la dosis simulada con el espectro de Mohan	
Error relativo de la simulación (incertidumbre esperada por PENELOPE)	< 5E-2
Desviación Estándar	0.64%
Promedio	1.25%
Valor Máximo	4.85%

La máxima diferencia encontrada se da a 1.2 cm (> 4%) y es debido a una fuerte perturbación, probablemente un error en las semillas de simulación y/o factor de corte ya que se revisó la geometría y no se halló error alguno; estos datos fueron mejorando, pero se dejó de emplear debido a que se decidió usar espacios de fase validados y publicados y probablemente crear nuestros propios espacios de fase.

Así mismo se planteó validar un espectro más actual que se asemejara a las medidas el acelerador Varian 2100c. Este fue el espectro de **Daryoush**.

Validación del espectro de Daryoush

A la fecha, es el mejor espectro con el que se cuenta para el acelerador Varian 2100c debido a que las curvas de dosis en profundidad cuadran casi a la perfección.

Las incertidumbres fueron menores a otros experimentos debido a que se le dio un poco más de tiempo de simulación (5 días) y por ello aparece como una curva más perfilada.

Así mismo este espectro cuenta con 24 canales de energía con sus respectivas probabilidades siendo la máxima energía 6 MV.

La variación máxima se encuentra en la zona de entrada (es debido a los datos del comisionamiento) que probablemente deban ser revisados pues no cumple con una curva de dosis en agua común.

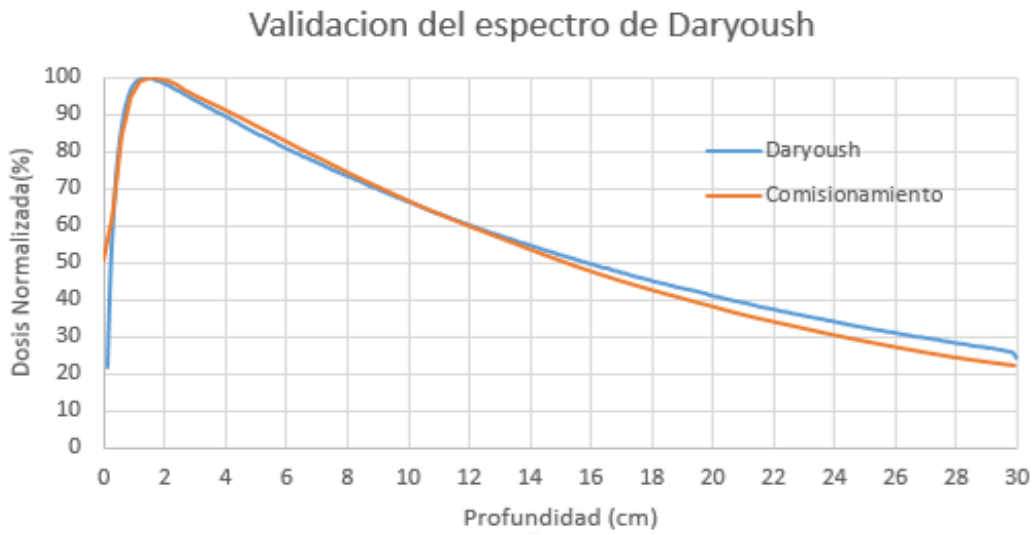

Figura 15. Validación del espectro de Daryoush respecto a las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulaciones iguales: Field Size: 10x10 cm^2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm^3, SSD=100 cm.

Tabla X. Análisis porcentual de las diferencias entre la dosis experimental del comisionamiento y la dosis simulada con el espectro de Darius	
Error relativo de la simulación (incertidumbre esperada por PENELOPE)	< 5E-2
Desviación Estándar	0.14%
Promedio	0.54%
Valor Máximo	2.55%

Se encontró que la desviación estándar fue mucho menor al 1% (0.14%) y menor a la desviación estándar del anterior espectro (0.64%) por lo que se decidió utilizarlo como comparación a los datos obtenidos usando los espacios de fase.

Validación del Espacio de Fase de la IAEA

Así mismo también se realizó la validación del espacio de fase publicado por la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA).

Para poder desarrollar las simulaciones se procedió a validar las fuentes que se emplearon en nuestro algoritmo. Estos archivos de espacios de fase se encuentran disponibles de manera libre en la página web de la IAEA y se encuentran organizados en función al tipo de partícula simulada, empresa registrada del acelerador y a los campos disponibles generados en la simulación.

Estos espacios de fase son empleados en el paquete penEasy para reducir el tiempo de simulación y obtener resultados para campos y equipos específicos. Para otros campos que no estén disponibles se ha de recalcular y generar nuevos espacios de fase con programas externos a Penelope.

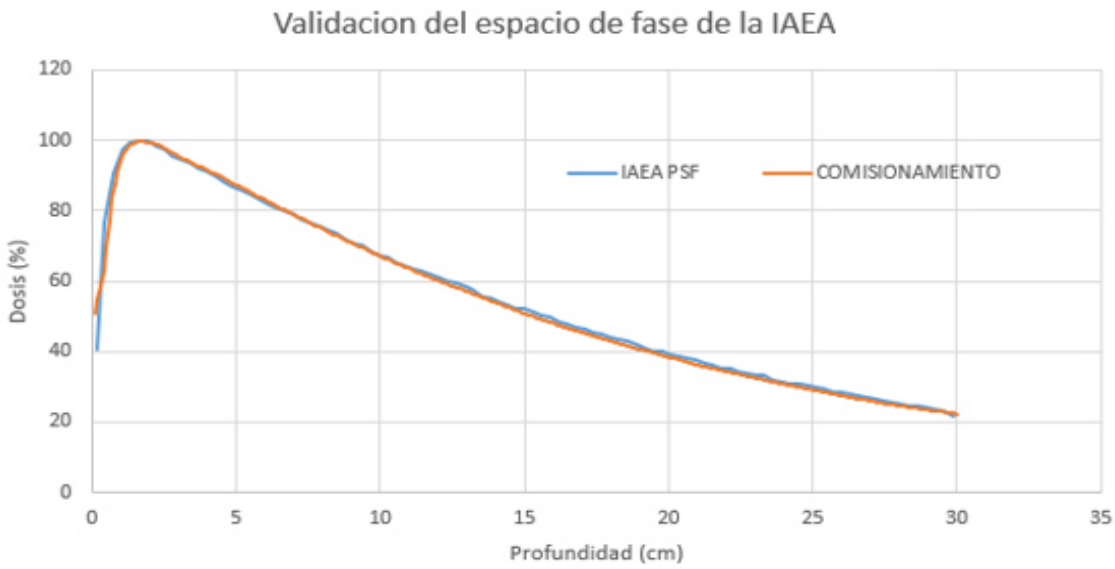

Figura 16. Validación del espacio de fase de la IAEA (IAEA PSF) respecto a las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulaciones iguales: Field Size: 10x10 cm^2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm^3, SSD=100 cm.

El espacio de fase publicado por la IAEA que se ha de emplear es para un acelerador Varian Clinac iX 6MV, mientras que las medidas hechas en el comisionamiento son de un Varian 2100c, una versión más antigua que el espacio de fase empleado para la tesis.

Por el momento estos datos (comisionamiento) han de ser nuestro punto de referencia, es decir, nos servirá para obtener resultados muy parecidos a los del acelerador Varian iX 6 MV mientras conseguimos estos datos. La mayoría de los experimentos se han de desarrollar con aquel acelerador (Varian 2100c).

Tabla XI. Análisis porcentual de las diferencias entre la dosis experimental del comisionamiento y la dosis simulada con el espacio de fase de la IAEA	
Error relativo de la simulación (incertidumbre esperada por PENELOPE)	< 5E-2
Desviación Estándar	0.86%
Promedio	1.74%
Valor Máximo	2.25%

Así mismo encontramos que las diferencias son menores al 1% (0.86% como desviación estándar) por ello y la misma tendencia es posible validar esta fuente aplicando un factor de corrección apropiado.

El valor máximo de diferencia se muestra en la cola de la gráfica debido a las mismas medidas del comisionamiento (diferentes fuentes de aceleradores).

Finalmente se realiza una comparación de los dos archivos fuente con menos error e incertidumbre de la simulación para ver las características de cada una.

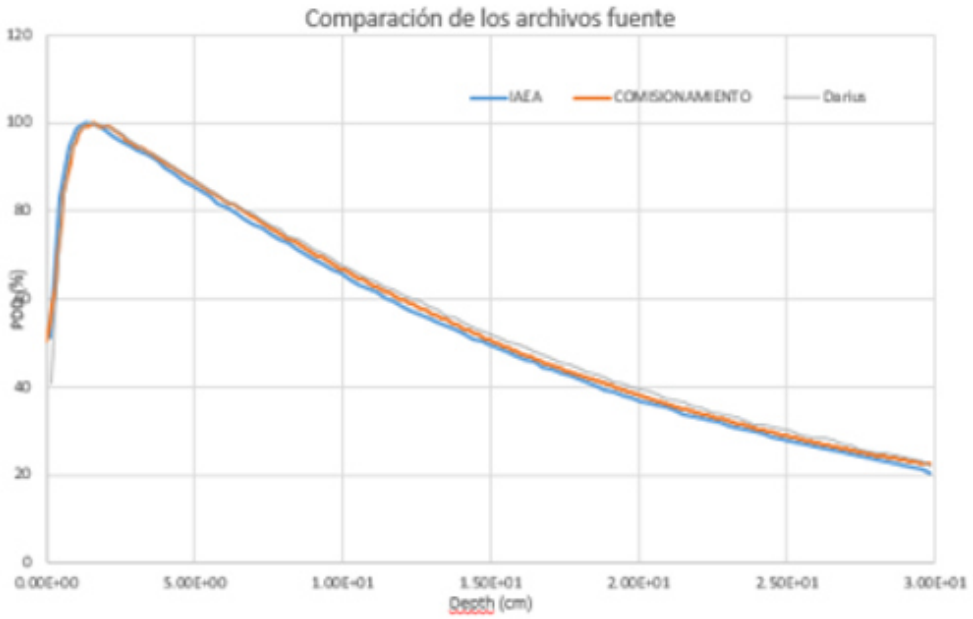

Figura 17. Comparación de los archivos fuente para las simulaciones usando penEasy y las medidas experimentales del comisionamiento de un acelerador Varian 2100c. Parámetros de adquisición de datos y simulación iguales: Field Size: 10x10 cm2, material: agua, Phantom Size: 30x30x30 cm3, SSD=100 cm

3.3 Resultados de la segunda fase (SIMULACIONES)

Para propósito de esta tesis, las geometrías necesarias en la distribución han de ser geometrías cubicas (básicas), cilíndricas (foco de la tesis) y con diodos detectores en distribuciones isotrópicas y heterogéneas.

Inicialmente, se ha de evaluar la dosis en una geometría cilíndrica homogénea y luego se ha de construir geometrías espirales equidistantes sobre la superficie que han de simular la perturbación provocada por la señal de los diodos en las profundidades del fantoma.

Finalmente, una vez validadas estas geometrías (con sus respectivas simulaciones) se ha de desarrollar una geometría especifica similar a la del ArcCheck empleando voxeles que tendrán contenido los diodos en las posiciones previamente calculadas de la distribución.

Para la creación de los materiales utilizaremos la librería mat.list que tiene predefinida una gran cantidad de materiales con sus respectivos parámetros de físicos y de interacción.

Las medidas experimentales fueron tomadas a partir de los datos de calibración del equipo ArcCheck (arreglo espiral de diodos inmersos en un cilindro de PMMA) y cuyos datos fueron analizados en función a la posición del diodo respecto a su perpendicularidad respecto al haz de radiación. El ArcCheck fue irradiado utilizando 200 UM, con un tamaño de campo de 10 x 10 cm a una distancia SSD de 86.7 (SAD=100 cm) y para campos estáticos y bien localizados.

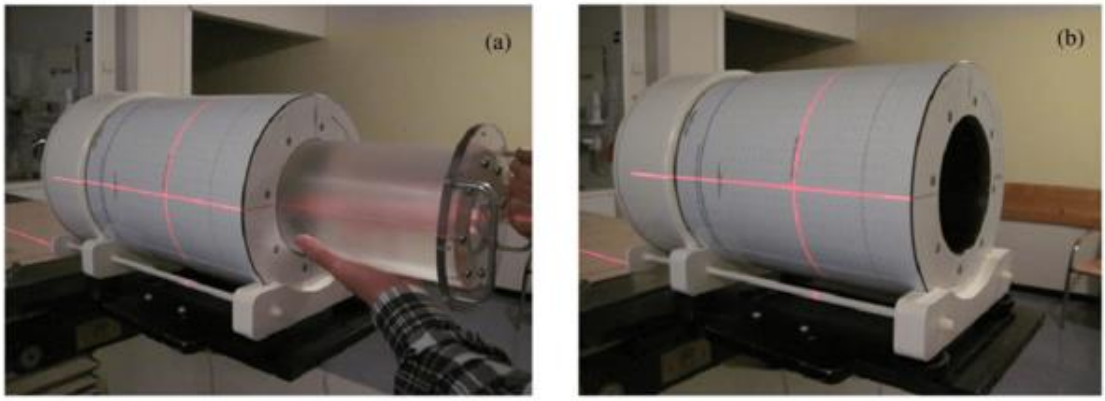

Figura 18. Dispositivo para control de calidad ArcCheck. En la figura A se observa el inserto de acrílico para la homogeneidad del material en el cilindro. En la figura B se observa que no está colocado el inserto, simulando heterogeneidades de acrílico (zona donde se encuentran los diodos) y aire (zona central donde se debería encontrar el inserto).

Así mismo se muestra en la siguiente figura un ploteo de las posiciones de los detectores en función al arreglo cilíndrico espiral en el programa GNUplot (Williams et al., 2012). Este arreglo como bien se mencionó cuenta con 1386 posiciones de detectores en una altura sobre el eje de 22 cm de largo y cuyo radio es 10.45 cm. El fantoma tiene como radio 13.3 cm, está construido con material acrílico PMMA para simular la homogeneidad que más se asemeja a la constitución del cuerpo humano (agua).

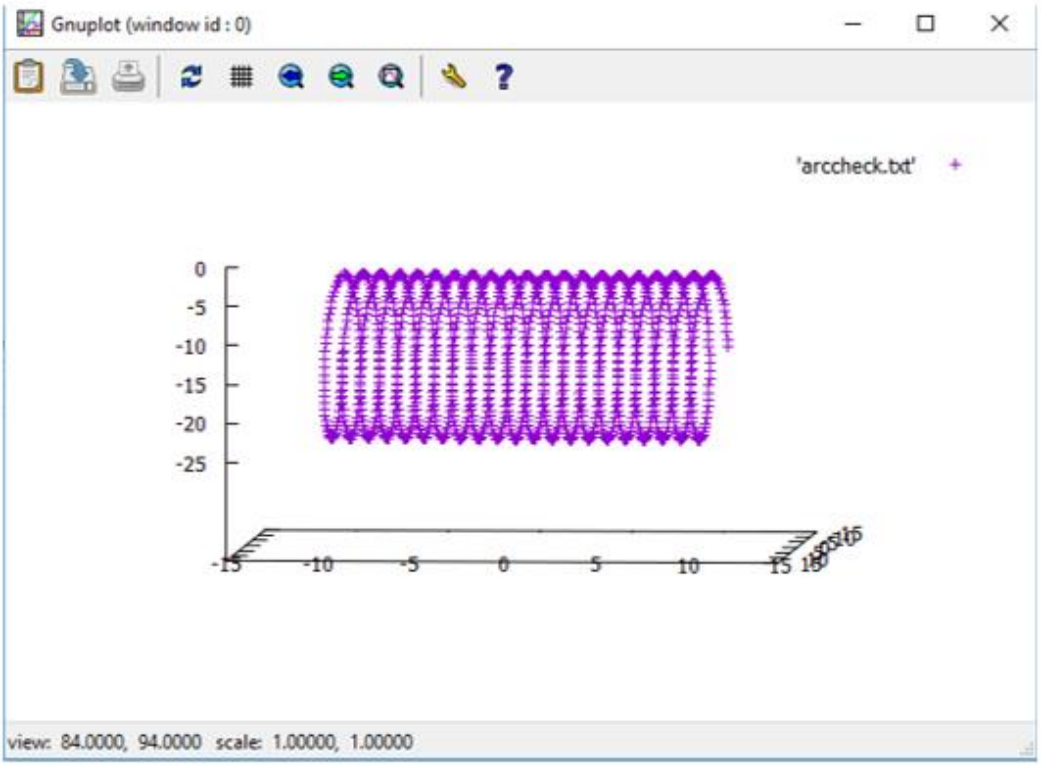

Figura 19. Muestra la disposición de los diodos en un arreglo cilíndrico espiral de radio $R = 10.45\ cm$. Ademas, la prolongación de la espiral sigue la ley $x = Rcos(\theta t); y = Rsen(\theta t); z = kt$ siendo *k* la prolongación de z e igual a *k* = 0.015151 cm.

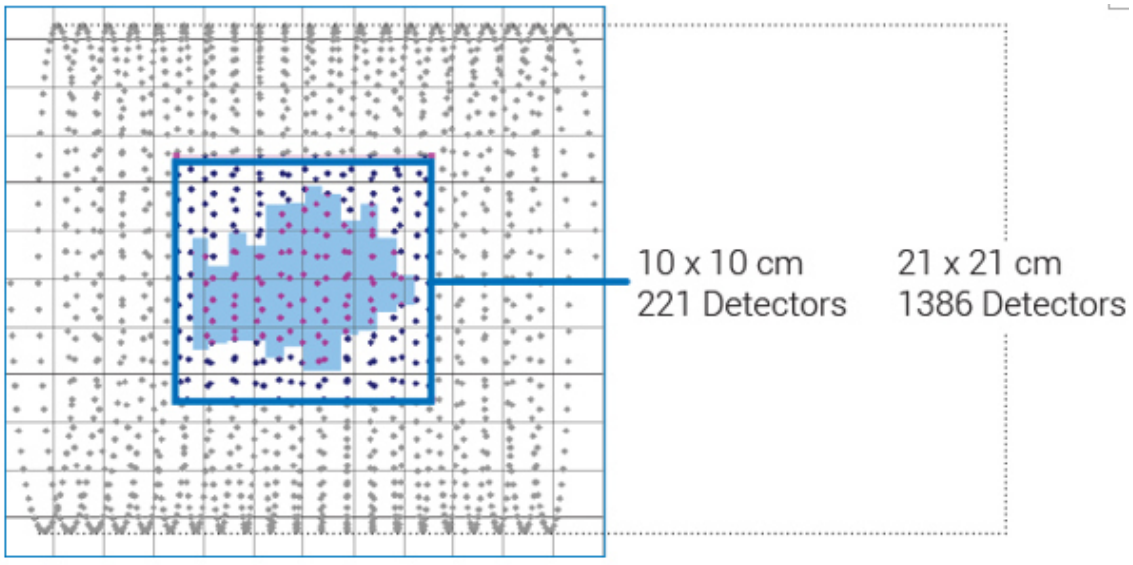

Figura 20. Representa la cantidad de diodos involucrados con la radiación primaria del tamaño de campo de 10 x 10 cm utilizado en la calibración. Son 221 detectores considerando los de entrada y salida.

Además de lo ya citado se debe mencionar que los datos experimentales de cada diodo fueron tomados en la calibración del dispositivo ArcCheck con el acelerador Varían iX 6 MV de la clínica Aliada contra el Cáncer, para lo cual este fue irradiado con medidas angulares, UM y posiciones específicas como lo determina el fabricante a la hora de la calibración.

Como la cantidad de diodos que son irradiados para un campo de 10 x 10 cm (campo determinado para la calibración), usaremos un archivo espacio de fase con las mismas características y lo aplicaremos a nuestra distribución a fin de hallar variaciones entre las medidas obtenidas por los diodos y los volúmenes simulados que harán de diodos de silicio.

El análisis se desarrolló para 10 posiciones de los diodos que resultaron ser los más representativos dentro de la radiación del haz primario y son los que comparamos con las medidas experimentales tomadas de la calibración del detector.

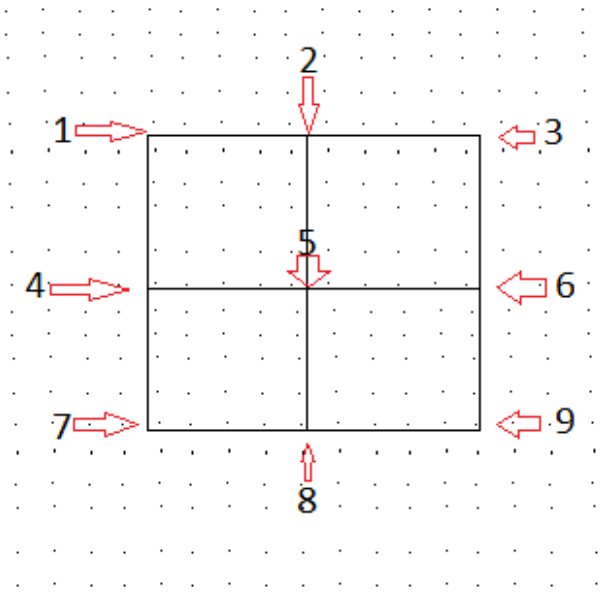

Figura 21. Representa las posiciones de los diodos simulados involucrados con la radiación primaria del tamaño de campo de 10 x 10 cm utilizado en la calibración y que vamos a utilizar para comparar con las medidas de los detectores del ArcCheck.

El PDD de un cilindro con eje sobre “y” de 13.3 cm de radio y una altura en z de 24 cm aplicado al centro viene dado como se muestra a continuación:

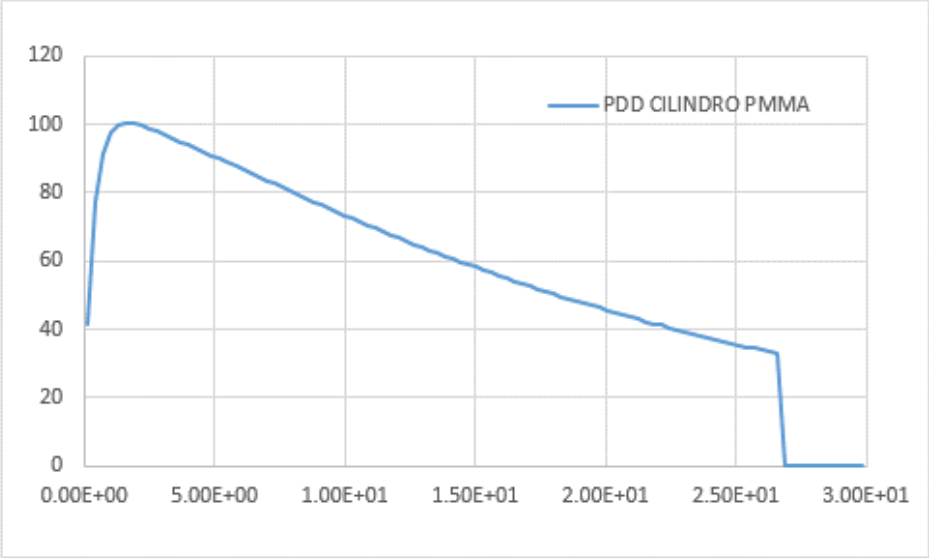

Figura 22. Se observa una dosis en profundidad al centro del fantoma cilíndrico comenzando en la superficie y terminando a 26.6 cm.

Así mismo, lateralmente el PDD a una distancia de 5 cm del centro sobre el eje x e y se obtienen los siguientes resultados:

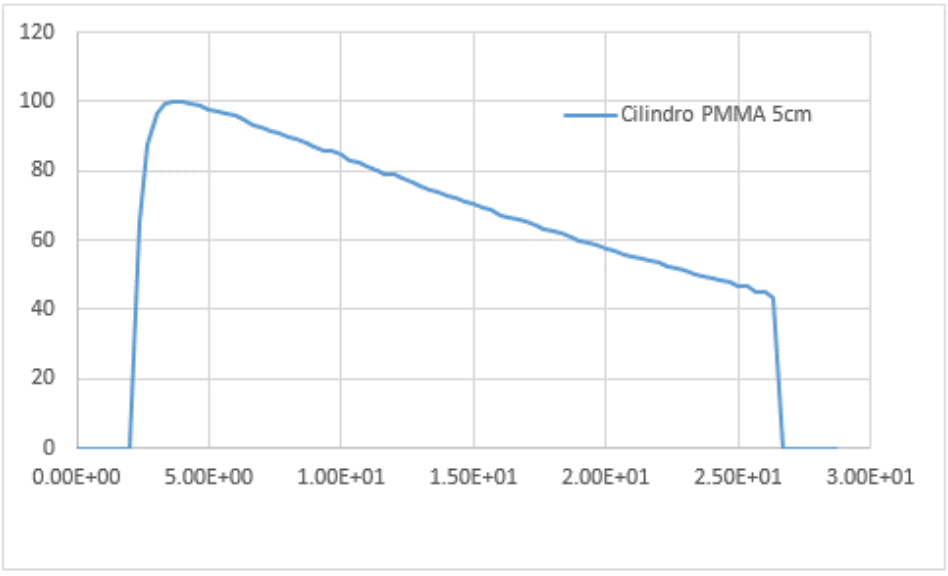

Figura 23. Medida de la dosis en profundidad a 5 cm del centro del campo sobre el cilindro. Se observa que las medidas no nulas de la dosis y normalizadas a Dmax comienzan aproximadamente a 3.45 cm y es debido a la concavidad de la superficie y la zona de penumbra.

Analizando lateralmente la dosis en profundidad a 5 cm observamos que la medida de la dosis absorbida en el agua dentro del fantoma comienza desde la profundidad de 2.14

cm debido a la concavidad de la superficie donde se aplica el campo de radiación. Por ello el Dmax observado se encuentra a 3.45 cm (dosis al 100%).

Ahora, la medición de la perturbación generada por los diodos de silicio de 0.8 x 0.8 x 0.5 cm3 (modelo de análisis por perturbación) sobre la zona previa al material es mostrada a continuación:

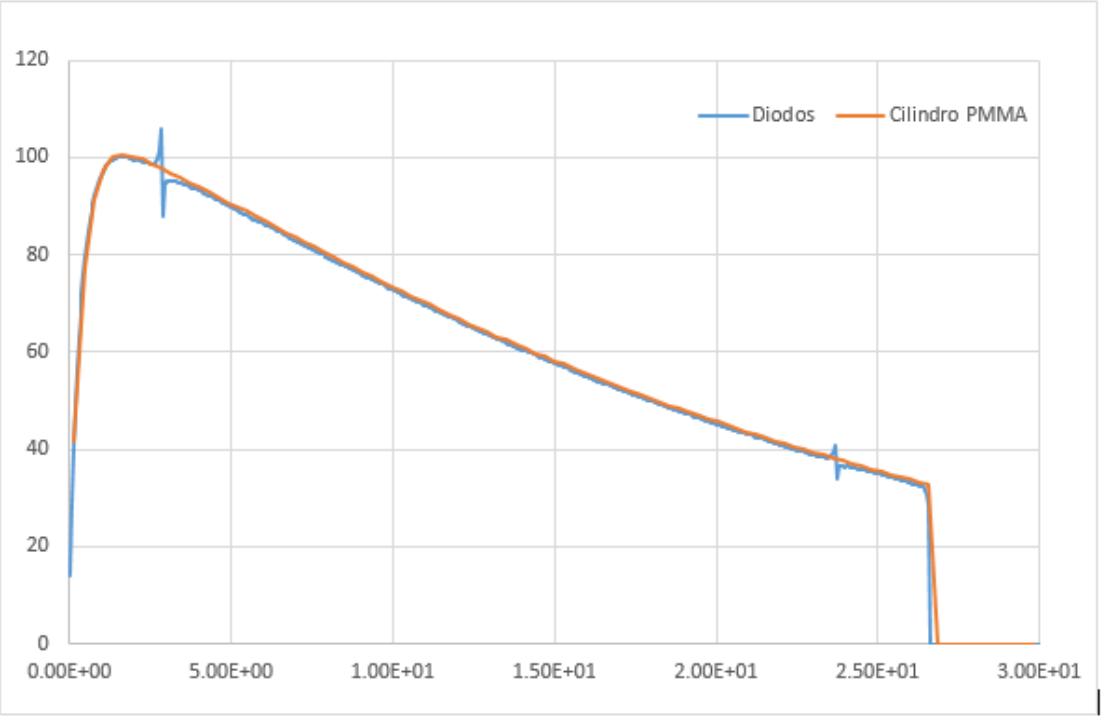

Figura 24. Medida de la perturbación generada por el diodo colocado al centro del fantoma cilíndrico y centrado al campo de radiación. Los picos mostrados son debido a los datos en la entrada y salida. Así mismo las medidas simuladas son comparadas al PDD en PMMA del cilindro (referencia).

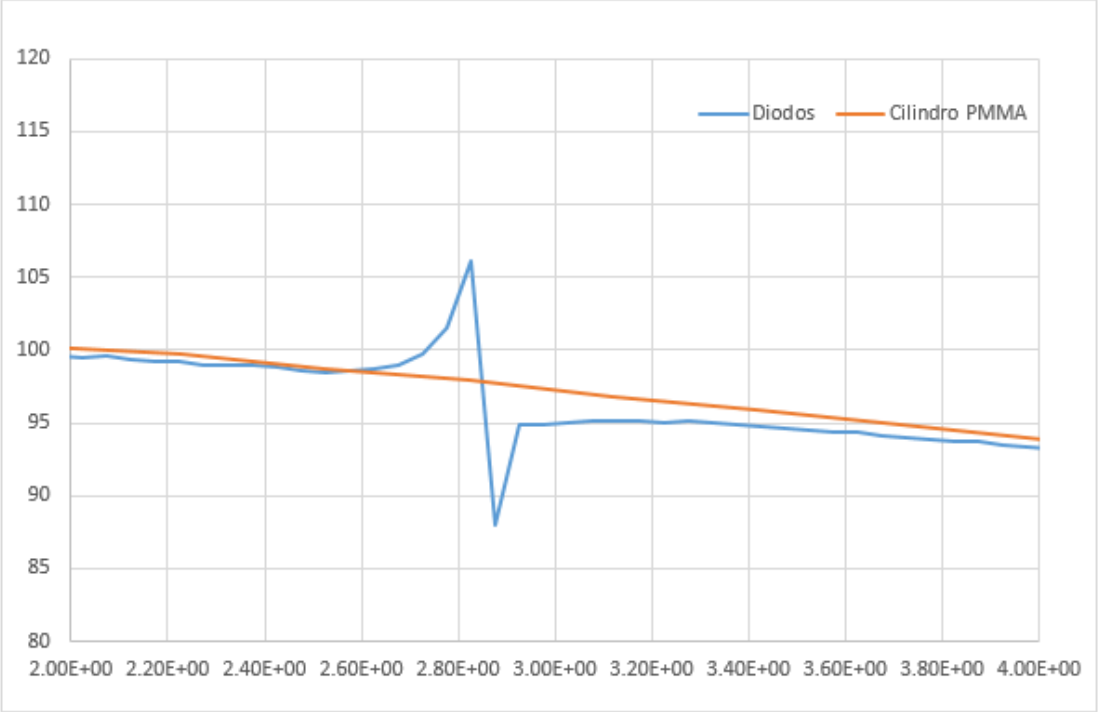

Figura 25. Medida de la perturbación generada por el diodo de silicio colocado al centro del fantoma cilíndrico y centrado al campo de radiación. El pico mostrado es la amplificación de la perturbación de entrada localizada entre 2 cm y 4 cm.

En las medidas simuladas antes del ingreso de los fotones a las placas se observa un aumento de la dosis que equivale al 10.5 % aproximadamente de la dosis sin los diodos.

Este aumento se explica debido al backscattering generado por el material de silicio que incrementa la dosis al ingreso del haz y a continuación disminuye de manera brusca dentro de este.

A la salida la dosis aumenta hasta un valor promedio (por debajo de la dosis en agua) y es en estos puntos donde se realiza el análisis por diferencias de dosis.

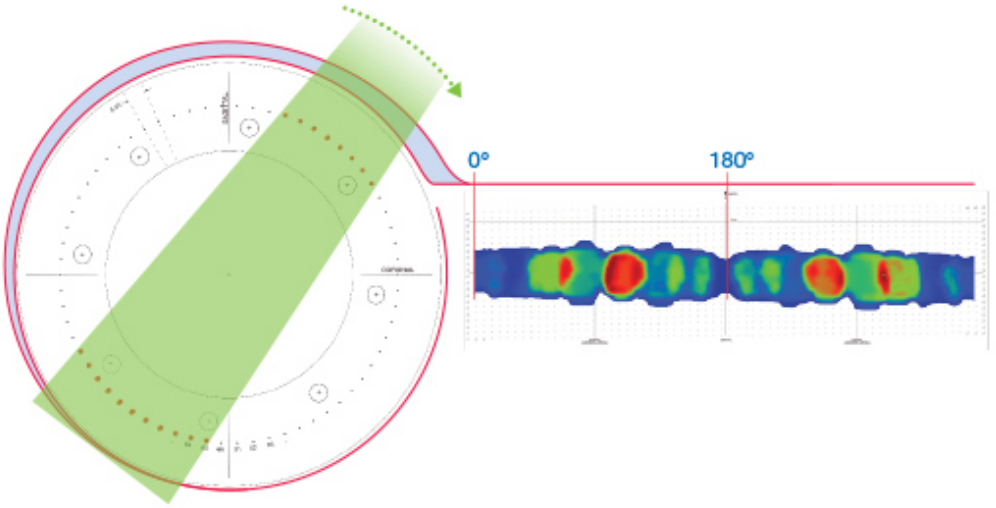

Figura 26. Esquema de la proyección del haz primario sobre la superficie del fantoma ArcCheck. Detectores de entrada y salida involucrados mostrados para un campo de 10 x 10 cm de un corte coronal del detector.

3.4 Resultados de la tercera fase (RESULTADOS)

Para el análisis se consideró analizar los dos diodos (entrada y salida) del fantoma para poder analizar la diferencia de dosis que se tiene respecto a la proyección del haz atenuado por el diodo superior. Así mismo, esta diferencia también se midió sobre el centro del haz, así como en la periferia del mismo. Los datos recopilados son mostrados a continuación:

De ello y comparando las medidas experimentales (ejemplificadas como puntos en la gráfica) observamos ligeras variaciones respecto a los resultados obtenidos en la simulación. Estos resultados son presentados en la siguiente tabla:

Tabla XII. Comparación entre las medidas experimentales tomadas del ArcCheck durante la calibración y las medidas de las simulaciones obtenidas de penEasy									
Medidas	Posicionamiento de los diodos según el tamaño de campo 10 x 10 cm con centro en el origen (0,0)								
	(-5,-5)	(-5,0)	(-5,5)	(0,-5)	(0,0)	(0,5)	(5,-5)	(5,0)	(5,5)
Experimentales	83.6	84.36	85.33	86.02	86.2	86.61	85.56	84.75	83.64
Promedio Simulación (4 medidas)	84.1	83.64	83.62	83.21	87.89	82.25	87.51	81.39	84.03
Desviación estándar	0.35	0.51	1.21	1.99	1.20	3.08	1.38	2.38	0.28
Error porcentual	0.42	0.60	1.42	2.31	1.39	3.56	1.61	2.80	0.33

Tabla XIII. Resultados de la desviación estándar de las diferencias de las medidas de dosis entre la simulación y los resultados experimentales.			
Errores	Desviación estándar en las posiciones 2,4,6 y 8	Desviación estándar en el centro (posición 5)	Desviación estándar en las posiciones 1,3,7 y 9
Error promedio de la medida	0.7658	1.2211	1.0558
Error porcentual	0.9586 %	1.3863 %	1.7124 %

Lamentablemente, el uso de la herramienta Penelope y Peneasy solo permite la detección y el promediado de la dosis en volúmenes espacialmente e homogéneamente distribuidos llamados BINS.

El tamaño de estos bins, para este trabajo, deben ser igual o proporcionalmente menor al tamaño del diodo debido a que la dosis debe ser promediada aquí. Por ello en la curva de la Figura 24 solo observamos dos medidas de perturbación: la de entrada y salida de un diodo inmerso en un bin de tamaño 0.8 x 0.8 x 0.4 cm^3 cada uno.

Respecto al cálculo de los errores se consideró que la medida estándar o patrón seria la experimental debido a que, aunque no es una medida absoluta, estaba dentro de los parámetros de calibración permitidos por el fabricante.

Las medidas de los resultados fueron obtenidas del PDD en las posiciones mencionadas en cada registro (posición de los diodos) y los experimentos fueron repetidos 4 veces con diferentes semillas iniciales (para la diversificación de las condiciones iniciales de los electrones de la fuente) lo que permitió tener más precisión en las medidas simuladas.

Los errores porcentuales son menores al 2% respecto al valor experimental, lo que está dentro de lo previsto debido a que no se han considerado mayor electrónica que la presencia de los diodos, su distribución y el medio de PMMA en el cual se encuentran inmersos.

CAPITULO IV

Conclusiones

Conclusiones Preliminares (el proyecto sigue en proceso)

- Los resultados respecto a las variaciones de los valores de dosis medidos y simulados se dan debido a que, en la calibración, los diodos ya han tenido un gran tiempo de uso y estos pierden sensibilidad debido a la recomposición de las cargas liberadas cuando se liberan tras la radiación, por ello probablemente la lectura de la dosis las simulaciones posean dichas variaciones). Recordemos que Penelope y PenEasy son modelos ideales.
- Así mismo, se observa una diferencia significativa entre las dosis medidas con las diferentes fuentes de simulación. Las fuentes poseen el mismo comportamiento, pero diferentes posicionamientos (corrimientos) respecto a las medidas del comisionamiento con errores relacionados a las diferencias menores al 2% lo que indica que son aptas para seguir empleándose en cálculos de simulación.
- También se pueden considerar los nuevos materiales como futuras opciones para el desarrollo de distribuciones electrónicas con bajo nivel de dispersión ya que el silicio perturbó el medio antes de llegar al material de silicio (backscattering) y así, tener lecturas de cada diodo espacialmente localizado con la aplicación de un factor de corrección pequeño reduciendo la desviación estándar de la diferencia.
- Los errores de las medidas laterales, verticales, así como las del centro indican que las simulaciones poseen diferencias menores al 2% lo cual es relativamente significante, pero se sustenta en el hecho que los materiales electrónicos componentes del equipo ArcCheck (líneas de conectividad de cobre, condensadores de silicio y resistencias cerámicas) no han sido consideradas a simular por la complejidad del arreglo que las involucraría. Aun así, al considerar la dosis depositada en los diodos, estos elementos electrónicos no depositarían dosis significativa como se muestra en otras publicaciones (Francescon et al., 2008).

- Es necesario tener en cuenta que las simulaciones son modelos teóricos, independientes de factores ambientales como temperatura, presión, tiempo de uso del acelerador, entre otros) por ende siempre existirán pequeñas variaciones respecto a medidas experimentales. Aun así, observamos que estas diferencias son muy pequeñas con las fuentes empleadas, por ello es posible trabajar empleándolas para nuestros cálculos.
- El uso de grafeno y grafito definitivamente será, en el futuro de este trabajo, dos de los materiales con las que se comenzará a trabajar tanto en su uso como líneas de señal, así como posiblemente medidores de señal (diodos de grafeno, grafito, etc.).
- Finalmente, cuando se trata de simulaciones, unos de los principales factores de trabajo es el tiempo, por ello que en ciertas simulaciones encontramos diferentes errores relativos de simulación. Estas datas mejoran en función al número de historias que se aplica y al tiempo que se dispone como factor de parada.

Bibliografía

Agencia Internacional de Energía Atómica. (2000). Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. *IAEA TECDOC*, *1151*, 144. https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1151_prn.pdf

Attix, F. H. (1986). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. In *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. https://doi.org/10.1002/9783527617135

Bedford, J. L., Lee, Y. K., Wai, P., South, C. P., & Warrington, A. P. (2009). Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Physics in Medicine and Biology*. https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/N04

Chang, Z., Wu, Q., Adamson, J., Ren, L., Bowsher, J., Yan, H., Thomas, A., & Yin, F. F. (2012). Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.4762682

Dyk, J. Van, Barnett, R. B., Cygler, J. E., & Shragge, P. C. (1993). Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. https://doi.org/10.1016/0360-3016(93)90206-B

Feygelman, V., Zhang, G., Stevens, C., & Nelms, B. E. (2011). Evaluation of a new VMAT QA device, or the “X” and “O” array geometries. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i2.3346

Fraass, B., Doppke, K., Hunt, M., Kutcher, G., Starkschall, G., Stern, R., & Van Dyke, J. (1998). AAPM TG 53. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.598373

Francesc Salvat, José M. Fernández-Varea, J. S. (2011). PENELOPE-2011 , a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. *Simulation*.

Francescon, P., Cora, S., & Cavedon, C. (2008). Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.2828195

ICRU, R. 24. (1977). Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams

of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.594356

International Commission on Radiation Units & Measurements. (1976). Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Ray in Radiotherapy Procedures (ICRU Report 42). *Journal of ICRU*, *os13*(1), NP. https://doi.org/10.1093/jicru/os13.1.Report24

International Commission on Radiation Units & Measurements. (2010). Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT)(ICRU Report 83). *Journal of the ICRU*. https://doi.org/10.1093/jicru/ndq003

ISBN, J. C. F. G. I. M. (2008). Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement. *International Organization for Standardization Geneva ISBN*.

Jursinic, P. A., Sharma, R., & Reuter, J. (2010). MapCHECK used for rotational IMRT measurements: Step-and-shoot, Tomotherapy, RapidArc. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.3431994

Kawrakow, I., & Walters, B. R. B. (2006). Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.2219778

Kozelka, J., Robinson, J., Nelms, B., Zhang, G., Savitskij, D., & Feygelman, V. (2011). Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: A comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.3622823

Laughlin, J. S., Mohan, R., & Kutcher, G. J. (1986). Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. https://doi.org/10.1016/0360-3016(86)90277-4

Létourneau, D., Gulam, M., Yan, D., Oldham, M., & Wong, J. W. (2004). Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiotherapy and Oncology*. https://doi.org/10.1016/j.radonc.2003.10.014

Li, G., Zhang, Y., Jiang, X., Bai, S., Peng, G., Wu, K., & Jiang, Q. (2013). Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. *Physica Medica*. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.04.005

Li, J. G., Yan, G., & Liu, C. (2009). Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.

https://doi.org/10.1120/jacmp.v10i2.2942

MEREDITH, W. J. (1977). Fundamental Physics of Radiology. In *Fundamental Physics of Radiology*. https://doi.org/10.1016/c2013-0-13302-8

Neilson, C., Klein, M., Barnett, R., & Yartsev, S. (2013). Delivery quality assurance with ArcCHECK. *Medical Dosimetry*. https://doi.org/10.1016/j.meddos.2012.07.004

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2016a). Normas de seguridad del OIEA. Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad. Requisitos de Seguridad Generales. Parte 3. *Normas de Seguridad Del OIEA*.

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2016b). Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad. *Normas de Seguridad Del OIEA*.

Petoukhova, A. L., Van Egmond, J., Eenink, M. G. C., Wiggenraad, R. G. J., & Van Santvoort, J. P. C. (2011). The ArcCHECK diode array for dosimetric verification of HybridArc. *Physics in Medicine and Biology*. https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/16/021

Rogers, D. W. O. (1987). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry by F. H. Attix. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.596041

Sampaio, C. C., Emiliozzi, C. Z. S., & Furnari, L. (2018). Caracterização de dosímetros semicondutores para dosimetria in Vivo na técnica de TBI. *Revista Brasileira de Física Médica*. https://doi.org/10.29384/rbfm.2018.v12.n1.p22-28

Sempau, J., Acosta, E., Baró, J., Fernández-Varea, J. M., & Salvat, F. (1997). An algorithm for Monte Carlo simulation of coupled electron-photon transport. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. https://doi.org/10.1016/S0168-583X(97)00414-X

Sempau, Josep, Badal, A., & Brualla, L. (2011). A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields. *Medical Physics*. https://doi.org/10.1118/1.3643029

Stevenson, J. D. (2017). Quality assurance. In *Project Management: A Reference for Professionals*. https://doi.org/10.1201/9780203741771

T. R. Möller, U. Rosenow, R. E. Bentley, J. R. Cunningham, F. Nüsslin, J. C. Rosenwald, J. V. de G. (1987). Use of Computers in External Beam Radiotherapy

Procedures with High Energy Photons and Electrons. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, *os22*(Report 42), NP. https://doi.org/https://doi.org/10.1093/jicru/os22.1.Report42

Vargas, A., Camp, A., Serrano, I., & Duch, M. A. (2014). Coincidence summing corrections for volume samples using the PENELOPE/penEasy Monte Carlo code. *Applied Radiation and Isotopes*. https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2013.11.057

W. Guber, J. Nagel, R. Goldstein, P. S. M., & Kalos, and M. H. (1967). A geometric description technique suitable for computer analysis of both the nuclear and conventional vulnerability of armored military vehicles. *Mathematical Applications Group, Inc.*, *Report MAG*.

Williams, T., Kelley, C., Campbell, J., Cunningham, R., Denholm, D., Elber, G., Fearick, R., Grammes, C., Hart, L., Hecking, L., Koenig, T., Kotz, D., Kubaitis, E., Lang, R., Lehmann, A., Mai, A., Bastian, M., Merritt, E. a, Mikul, P., … Zellner, J. (2012). Gnuplot 4.6. *Software Manual*.

ANEXO

HEADER del espacio de Fase del acelerador Varian IX 6MV para el tamaño de campo de 10x10 cm^2 a SSD=100 cm

```
$IAEA_INDEX:
506   // IAEA website: www-nds.iaea.org/phsp/photon/

$TITLE:
PHASESPACE in IAEA format for Varian Clinac iX at 6 MV

$FILE_TYPE:
0

$CHECKSUM:
2226333512

$RECORD_CONTENTS:
   1     // X is stored ?
   1     // Y is stored ?
   0     // Z is stored ?
   1     // U is stored ?
   1     // V is stored ?
   1     // W is stored ?
   1     // Weight is stored ?
   1     // Extra floats stored ?
   2     // Extra longs stored ?
   3     // ZLAST variable stored in the extrafloat array [ 0]
   1     // Incremental history number stored in the extralong array [ 0]
   2     // LATCH EGS variable stored in the extralong array [ 1]

$RECORD_CONSTANT:
    0.0000     // Constant Z

$RECORD_LENGTH:
37

$BYTE_ORDER:
1234

$ORIG_HISTORIES:
333333000

$PARTICLES:
60171176
```

$PHOTONS:
59905258

$ELECTRONS:
256510

$POSITRONS:
9408

$TRANSPORT_PARAMETERS:
 Global ECUT= 0.7
 Global PCUT= 0.01
 Global SMAX= 1e10
 ESTEPE= 0.25
 XIMAX= 0.5
 Boundary crossing algorithm= EXACT
 Skin depth for BCA= 0
 Electron-step algorithm= PRESTA-II
 Spin effects= On
 Brems angular sampling= KM
 Brems cross sections= NIST
 Bound Compton scattering= On
 Pair angular sampling= KM
 Photoelectron angular sampling= On
 Rayleigh scattering= Off
 Atomic relaxations= Off
 Electron impact ionization= Off

$MACHINE_TYPE:
Varian Clinac iX

$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:
BEAMnrc 2009

$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
  0.01000
$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
  0.70000
$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:
Beam axis along the Z axis, top of bremsstrahlung target at Z=0

// OPTIONAL INFORMATION

$BEAM_NAME:
Phase space collected at SSD 100cm

$FIELD_SIZE:
10x10 cm2 at SSD 100cm

$NOMINAL_SSD:

$MC_INPUT_FILENAME:

$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

DBS-radius 20 cm at SSD 100cm, NBRSPL=1000, ESAVE=2 MeV everywhere except in target where it was 1 MeV.

$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:
BEAMnrc Source 19 with monoenergetic 5.7 electrons and a spot size of FWHM=0.1 cm

$PUBLISHED_REFERENCE:
Report MFT-Radfys 2010:01

$AUTHORS:
E. Hedin, A. Back, R. Chakarova

$INSTITUTION:
Sahlgrenska University Hospital, Gothenburg, Sweden

$LINK_VALIDATION:

$ADDITIONAL_NOTES:
This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

//	Weight	Wmin	Wmax	<E>	Emin	Emax	Particle
	61287.9	0.001	1	1.624	0.01001	5.7	PHOTONS
	256.51	0.001	0.001	1.867	0.6997	5.944	ELECTRONS
	9.408	0.001	0.001	2.013	0.7001	4.795	POSITRONS

$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:
-29.9996 29.9995
-29.9981 29.9993