

FACTIBILIDAD DE MONITOREO DE HACES EXTERNOS DE RAYOS X EMPLEANDO UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA

Tesis que presenta:

Oscar Leonardo Acuña Gómez

para obtener el Grado de

Maestría en Ciencias con

Especialidad en Ingeniería y Física Biomédicas

Director de Tesis:

Dr. Héctor M. Garnica Garza

Apodaca, N.L.

Julio 2017

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al consejo nacional de ciencia y tecnología (CONACYT) por el apoyo brindado en mi periodo de estudio, al Doctor Héctor Garnica Garza por sus conocimientos brindados y acompañamiento en el desarrollo de este trabajo. También a los Doctores que me instruyeron y aquellos que me brindaron su más sincera amistad durante mi estancia en su país.

Dedicado a mi familia por toda su confianza y apoyo incondicional que me han brindado

ÍNDICE GENERAL

Índice de Figuras vii				
Índice de Tablas x				xi
1	ΙΝΤ	RODU	CCIÓN	1
	1.1	Radio	terapia	1
	1.2	Radio	terapia mediada por agentes de contraste	2
	1.3	Tecno	logía RMAC	4
	1.4	Plante	eamiento del problema	5
2	MA	RCO T	EÓRICO	7
	2.1	Intera	cción Radiación- Materia	7
		2.1.1	Producción de rayos X	7
		2.1.2	Interacción de partículas cargadas con la materia	9
		2.1.3	Interacción de rayos X con la materia.	10
		2.1.4	Relevancia Rayos X	13
	2.2	Cantie	dades Físicas Radiológicas	13
		2.2.1	Kerma	14
		2.2.2	Dosis absorbida	14
		2.2.3	Fluencia y Fluencia de Energía	15
	2.3	Dosim	netría de un haz externo de radiación.	16
		2.3.1	Porcentaje de dosis a profundidad	16
	2.4	Imáge	nes por Tomografía Axial Computarizada	17
		2.4.1	Reconstrucción de Imágenes Tomográficas	20
		2.4.2	Números Hounsfield o CT	22
	2.5	Métoc	lo Monte Carlo.	24
		2.5.1	Distribución de Probabilidad	24
		2.5.2	Método de muestreo: Transformación inversa	24
		2.5.3	Método de muestreo: Mixto	26
	2.6	Secció	n Eficaz	27
		2.6.1	Efecto Compton	27
		2.6.2	Efecto fotoeléctrico.	27
		2.6.3	Producción de pares	28
		2.6.4	Dispersión Rayleigh	28
	2.7	PENE	CLOPE	28
		2.7.1	Historia de las partículas en PENELOPE	29
	2.8	Trans	ferencia de Calor	30
		2.8.1	Transferencia de Calor por Conducción	30
		2.8.2	Transferencia de Calor por Convección	31
	2.9	Métoc	los de elementos finitos	32

3	MA	FERIALES Y METODOLOGÍA	35
	3.1	Método para producción de radiación	35
		3.1.1 Geometría del blanco tubo rayos X Externo	35
		3.1.2 Espectro de rayos X y punto focal de electrones	36
	3.2	Caracterización del haz de radiación.	37
	3.3	Generación de calor	37
		3.3.1 Método para transferencia de calor	39
		3.3.2 Régimen de flujo	41
	3.4	TAC y tubo de rayos X	42
		3.4.1 Modelo del equipo TAC	43
		3.4.2 Modelo TAC y Haz externo de rayos X	44
4	RES	ULTADOS Y DISCUSIONES	47
	4.1	Producción de radiación en el tubo externo	47
		4.1.1 Producción de rayos X	47
		4.1.2 Espectro de energía de rayos X	49
	4.2	Calor generado en el blanco de transmisión	50
		4.2.1 Distribución de Temperatura	50
		4.2.2 Simulaciones	50
	4.3	Efecto del sistema de enfriamiento propuesto.	51
	4.4	Caracterización del haz externo	55
	4.5	Tomografía Computarizada Axial	59
		4.5.1 TAC y Haz externo de rayos X	61
5	CON	ICLUSIONES	65
6	PER	SPECTIVAS	67
BI	BIBLIOGRAFIA		

Índice de Figuras

1.1	Coeficiente de absorción de rayos X dependientes de la energía para nanopartículas de oro, el tejido y hueso humano [2]. Los picos indican la energía necesaria para expulsar un electrón de	0
1 0	la capa interna del atomo de oro.	3
1.2	de contraste con haces de rayos X de KeV [8]	5
2.1	Tubo de rayos X "SUPERIOR X-RAY TUBE CO. SXR 80-14- 1.0 4P" de blanco de reflexión usado en imágenes radiológicas	
	dentales [12]	8
2.2	Tubo de rayos X de transmisión [13]. El campo electromagnético enfoca el haz de electrones para obtener puntos focales pequeños.	8
2.3	Definición en imágenes dependiendo del tamaño del punto focal	
	del haz de electrones [14]. \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots	9
2.4	Emisión de fotones por Radiación de Frenado o Bremsstrahlung	
	[15]	10
2.5	Diagrama de dispersión de Rayleigh [16]	11
2.6	Efecto Fotoeléctrico y efecto Compton [16]	11
2.7	Producción de Pares [16]	13
2.8	Importancia relativa de los 3 principales mecanismos de interac-	
	ción de los rayos X y la materia [17]. \ldots	14
2.9	a) Transferencia de energía cinética a los electrones del medio,	
	Kerma. b) El electrón en su trayectoria deposita energía al	
	medio a través de colisiones, dosis absorbida [17]	15
2.10	Un haz de rayos X colimado proveniente de una fuente interac-	
	ciona con un fantoma [19]. SSD es la distancia fuente superficie,	
	d la distancia a la dosis máxima y d_o una distancia de referencia	
	con respecto a la superficie.	17
2.11	Gráficas <i>PDD</i> con variación de a) energía del haz [20] y b) del	
	tamaño de campo para un haz de 6MeV de un Linac Elekta [21].	18
2.12	Distribución de dosis en un plano representado por a) un campo	
	de dosis y b) un perfil de dosis $[22]$	19
2.13	Esquema de Tomógrafo Computarizado Axial. a) Tubo de rayos	
	X, b) conjunto de detectores que forman un arco móvil el cual	
	recibe el haz de rayos X en forma de abanico y c) rotación	4.0
	completa del sistema tubo-detectores [23].	19
2.14	Esquema de un equipo TAC con sus componentes	20
2.15	Proyecciones llevadas a cabo en un ángulo θ [23]	21

2.16	Imagen de la relación del plano objeto y el sinograma. Eje horizontal número de detectores, eje vertical proyecciones realizadas	
	en una vuelta [23]. \ldots	22
2.17	Imágenes axiales de tomografía computarizada de la cabeza desde la parte inferior hasta la superior [25]	23
2.18	Diagrama del método de muestreo Inversa [16]	25
2.19	Diagrama del método de muestreo Rechazo	26
2.20	Cambio de estados de la partícula por una interacción [16]	30
2.21	Régimen de Flujo laminar y turbulento'.	32
2.22	Solución analítica (modelo simplificado) y solución numérica	
	(modelo real)	33
3.1	Visualización de geometrías de blancos realizadas en PENE- LOPE. Se encuentra en color morado el blanco de W y en azul filtro de Cu. En la parte izquierda blanco de Reflexión y en la	
	derecha blanco de transmisión.	36
3.2	Diagrama esquemático de geometría de tubo de rayos X de transmisión y reflexión usada en simulaciones monte Carlo.	
	Campo de detección se encuentra a 80 cm de distancia fuente-	
	superficie.	38
3.3	El volumen del blanco-filtro es segmentado en planos a lo largo de los ejes X, Y, Z . a) Voxel de 100x100 μm^2 de área y 5 μm de grosor. b) Calor generado por un haz de electrones con punto focal cuadrado. La gama de colores hace referencia a la	0.0
a 4	deposicion de energia por volumen del voxel.	39
3.4	Conductividad térmica y Calor especifico del Filtro de Cu y Blanco de W [27, 28, 29, 30, 31]	40
3.5	Sistema de enfriamiento por bloques de Cu. a) Sistema supe- rior de enfriamiento con salida circular de Rayos X. Posee un espacio cuadrado para posicionar el blanco de transmisión. b) Sistema de enfriamiento Inferior con entrada cuadrada de haces de electrones. El área circular 1 es entrada de flujo y área 2 es	
	salida de flujo.	41
3.6	Densidad, conductividad térmica, calor específico y Viscosidad dinámica del Agua	42
3.7	Tubería de 100 cm de longitud y 1 cm de radio. a) Entrada y	
	salida del fluido. b) Diagrama de velocidad en la salida de la	
	tubería con respecto a su diámetro	43
3.8	TAC General Electric Hi Speed Advance.	44
3.9	Esquema del equipo TAC llevado a cabo en el código PENELOPE.	45
3.10	Fantoma del tórax voxelizado identificado numéricamente	45

4.1	Fluencia de fotones en función del radio del campo de detección y del tipo de blanco (transmisión y reflexión). La generación de fotones se realizó con un haz de electrones con energía de 140 keV y 220 keV con puntos focales de a) $4mm^2$, b) $9mm^2$ y c) $25mm^2$.	48
4.2	Espectros de energía de a) 140 keV y b) 220 keV. Se realiza para blancos de transmisión de 10,20,30 μm y para el blanco de reflexión con diferentes tamaños de puntos focales	49
4.3	Distribución de temperatura para blanco de transmisión de $20\mu m$ con una densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de a) $4 mm^2$, b) $9 mm^2$ y c) $25 mm^2$	51
4.4	Temperatura de blanco de transmisión con un haz incidente de electrones con energía de 140 keV, densidad de corriente de 20 mA y punto focal de 25 mm^2 . a) Esquema y gráfica de Temperatura de blanco de 10 μm . b) de 20 μm y de 30 μm (línea roja punto de fusión de W y amarilla de Cu)	52
4.5	Temperatura de blanco de transmisión con un haz incidente de electrones con energía de 220 keV, densidad de corriente de 20 mA y punto focal de 25 mm^2 . a) Esquema y gráfica de Temperatura de blanco de 10 μm . b) de 20 μm y de 30 μm (línea roja punto de fusión de W y amarilla de Cu)	53
4.6	a) Temperatura de sistema de refrigeración con blanco de W de 10 μm . Escala logarítmica de temperatura de blanco de transmisión con espesor de b) 10 μm , c) 20 μm y d) 30 μm (línea amarilla punto de fusión de Cu). Todas las gráficas se obtuvieron al interaccionar un haz de electrones de 140 keV, de densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de 25 mm^2 , durante 10s	55
4.7	a) Temperatura de sistema de refrigeración con blanco de W de 10 μm . Escala logarítmica de temperatura de blanco de transmisión con espesor de b) 10 μm , c) 20 μm y d) 30 μm (línea amarilla punto de fusión de Cu). Todas las gráficas se obtuvieron al interaccionar un haz de electrones de 220 keV, de densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de 25 mm^2 , durante 10s	56
4.8	Porcentaje de dosis que se obtiene en la superficie, 1, 5 y 10 cm de profundidad en un fantoma de agua. De izquierda a derecha se varía los campos de radiación a 1 cm, 2 cm y 3 cm de radio. Perfil de dosis para blancos de Transmisión de a) 10 μm , b) 20	
	μm y c) blanco de reflexión	57

4.9	Dosis porcentual a profundidad. Línea roja corresponde a blanco	
	de transmisión de 10 $\mu m,$ negra a 20 μm y roja a blanco de	
	reflexión	58
4.10	Dosis porcentual a profundidad en blanco de transmisión de 20	
	$\mu m.$ Líneas negras corresponde a radiación de 140 keV y líneas	
	azules a 220 keV de energía	58
4.11	Espectros de energía de TAC de 140 keV	59
4.12	a) Señal del TAC en un ángulo de 120°, b) sinograma del fantoma	
	y c) reconstrucción del fantoma.	60
4.13	Espectros de energía de haz Externo de 220 keV	61
4.14	Señal que llega a Detectores del TAC por a) tubo del Tac y b)	
	tubo de rayos X externo	62
4.15	a) Imagen tomográfica por TAC en conjunto con haz externo	
	sobre fantoma. b) Sustracción de imágenes de TAC en conjunto	
	con haz Externo y TAC sin fuente externa	63

Índice de Tablas

2.1	Números CT o Hounsfield para algunas estructuras, órganos y	
	substancias del cuerpo humano	23
3.1	Punto de fusión y densidad de Blanco y filtro	39

Resumen:

La Radioterapia mediada por agentes de Contraste (RMAC), es una modalidad de tratamiento experimental que utiliza un tubo de rayos X de kilovoltaje (kV) acoplado a un escáner de tomografía axial computarizada (TAC), el cual determina la posición del tumor como la concentración del agente de contraste utilizado para mejorar la dosis absorbida. El hacer uso de los detectores de TAC para seguir el paso del haz de rayos X de tratamiento a través del paciente sería de gran importancia, ya que esto proporcionaría un aporte visual al técnico de radioterapia encargado de la corrección del plan de tratamiento que se imparte. En este trabajo, utilizando simulaciones Monte Carlo, se determina las características necesarias que el tubo de rayos X debe tener en términos de la radiación producida y del calor generado en el tubo de rayos X, para poder realizar un mecanismo de refrigeración necesario para la disipación de energía calórica en el blanco. Con el fin de obtener la señal del haz de radiación externa desde el paciente hasta los detectores se realiza una sustracción de pixeles de una imagen de TAC tomada con el haz externo de tratamiento que pasa a través del paciente a una imagen de TAC de referencia sin el haz externo, logrando visualizar la posición y forma del haz.

Abstract:

Contrast-enhanced Radiotherapy (CERT) is an experimental treatment modality that makes use of a kilovoltage x-ray tube coupled to a Computed Axial Tomography Scanner (CAT) that both determines the tumor position as well as the concentration of the contrast agent used to enhance the absorbed dose. Making use of the CAT's detectors to monitor the passage of the treatment x-ray beam through the patient would be of great importance as this would provide a visual input to the radiotherapy technologist in charge as to the correctness of the treatment being imparted. In this work, using Monte Carlo simulation we model the process of external beam tracking using the CAT scanner detectors and determine the necessary characteristics that the external x-ray tube must have in terms of beam output and necessary cooling mechanisms, such that the signal scattered from the patient into the detectors is large enough to allow for the beam path to be reconstructed. We show that by subtracting a CAT image taken with the treatment beam passing though the patient from a reference CAT image without the external beam, it is possible to visualize the position and shape of such an external beam.

INTRODUCCIÓN

1.1 Radioterapia

La radioterapia es una herramienta para tratar el cáncer, que se utiliza desde principios del siglo XX y a través del tiempo ha evolucionado con los avances científicos de la física y de la oncología. El tratamiento que se proporciona con radioterapia consiste básicamente en la aplicación de radiación ionizante (energía suficiente para ionizar la materia) sobre un volumen de tejido u órgano a tratar, donde el proceso ideal sería el irradiar sólo las células cancerígenas, con el fin de eliminarlas o impedir la división celular sin causar algún efecto en las células sanas. Desde que se implementó la terapia por radiaciones hasta el día de hoy, se han implementado diferentes técnicas de tratamiento para lograr los mejores resultados en la administración de las radiaciones en pacientes en función del tipo y la localización del tumor. La administración de la radiación se puede impartir en dos diferentes modalidades: la radioterapia interna que emplea un material radioactivo (isótopos) que se coloca dentro del paciente o en contacto directo con el tumor, logrando administrar altas dosis de radiación a cortas distancias, de forma que llegue la más mínima dosis a los tejidos sanos circundantes. Algunos isótopos usados clínicamente en tratamiento con radiación son el Yodo-125, donde el tiempo de vida medio en que el número de núcleos presentes inicialmente decaen a la mitad es de 60 días, por el contrario. el isótopo Paladio-103 el tiempo de vida medio es de 17 días [1].

Otra de las modalidades es la radioterapia externa, siendo el tipo de radioterapia más usada clínicamente, donde la fuente de radiación se sitúa a cierta distancia del paciente y el tumor es irradiado. Se hace uso de unidades de Cobalto-60, aceleradores de partículas o de equipos que generan rayos X. La dosis que se aplica a la región tratada se realiza por medio de una planificación detallada, llevada a cabo a partir de la información de imágenes 3D del paciente (tomografía). Las técnicas desarrolladas en la actualidad hacen posible la toma de imágenes y el poder administrar la radiación al tumor, logrando el menor daño a los órganos y tejidos sanos.

1.2

Radioterapia mediada por agentes de contraste

El uso de equipos de rayos X de altas energías de mega-electronvoltios (MeV) para tratamiento de tumores a profundidades es más eficiente que los equipos con haces de rayos X de kilo-electronvoltios (keV), debido a que la mayor parte de los fotones de baja energía son atenuados en la superficie o en el tejido circundante del tumor, llegando a interaccionar poca radiación con el tumor. Sin embargo, ha habido reciente interés en la posibilidad de usar sustancias de alto número atómico, denominados agentes de contraste, que aumentan la sensibilidad de la radiación en los tejidos. En la figura 1.1 se observa el coeficiente de absorción al administrar en un paciente un agente de contraste de nanopartículas de oro en el tumor y la atenuación de la radiación en el tejido humano y en el hueso cortical. Las curvas de atenuación muestran que el oro es significativamente más absorbente mejorando la dosis depositada en el tumor cuando se utiliza en conjunción con haces de rayos X de keV. Esto podría representar una alternativa potencial a las técnicas actuales basados en aceleradores lineales de alta energía. Una modalidad experimental de tratamiento radioterapéutico la cual hace uso de haces externos de rayos X con energía entre 50- 300 keV en el espectro es la Radioterapia Mediada por Agentes de Contraste (RMAC), donde previamente se ha administrado un agente de contraste en un blanco clínico, aumentando hasta en tres órdenes de magnitud la eficiencia de absorción de los fotones a través del efecto fotoeléctrico por parte del tejido irradiado [3, 4, 5]. Se ha demostrado que usando técnicas de irradiación rotacionales y mediante una cuidadosa optimización tanto de la energía del haz de rayos X, así como de los ángulos de incidencia de dichos haces sobre el paciente es posible irradiar tumores de próstata, los cuales se localizan a profundidades de 10-12cm [6]. El agente de contraste usado en este estudio era a base de nanopartículas de oro, el cual todavía está en la fase experimental previo a la aprobación por parte de la Federal Drug Administration (EUA). Los tumores de próstata son tal vez el sitio más complicado para aplicar RMAC tanto por la profundidad a la que se encuentra, así como al hecho de que están rodeados por huesos de la cadera y cabezas femorales los cuales también son muy eficientes absorbiendo rayos X de kV, por lo que si se aplica con éxito RMAC a este tipo de tumores se puede concluir que otros tumores localizados a menores profundidades y en otros sitios de tratamiento también son susceptibles de irradiación mediante RMAC. Se ha demostrado también que no es necesario



Figura 1.1: Coeficiente de absorción de rayos X dependientes de la energía para nanopartículas de oro, el tejido y hueso humano [2]. Los picos indican la energía necesaria para expulsar un electrón de la capa interna del átomo de oro.

que la concentración del agente de contraste en el tumor sea uniforme, ya que es posible segmentar los haces de radiación de tal manera que puntos distintos dentro del tumor reciban fluencias de rayos X distintas, contrarrestando así el efecto que la posible distribución no-uniforme del agente de contraste tenga sobre las distribuciones de dosis resultantes [7]. La energía máxima del espectro de rayos X óptimo para irradiar tumores tanto en cabeza y cuello (rodeados por cavidades y hueso) así como para irradiar tumores localizados en pelvis (a profundidades entre 10 y 12cm) está en el orden de 220keV y el blanco en donde los electrones interactúan para la producción de rayos debe de ser de Tungsteno [8]. Por otra parte, se han identificado varios problemas potenciales con la tecnología necesaria para una implementación clínica de esta modalidad de tratamiento:

1. Los haces de radiación deben de ser filtrados de manera significativa para remover los rayos X de muy baja energía, los cuales interactúan a muy corta distancia de la superficie, elevando la dosis absorbida en piel lo cual representa una seria limitación a la aplicación clínica de esta modalidad de tratamiento. La necesidad de filtrar los haces de rayos X usados es un problema para la posible aplicación clínica de esta técnica de tratamiento, ya que al filtrar de manera significativa un haz de rayos X se reduce la cantidad de radiación que llega al tumor, resultando en tiempos más largos de tratamiento, lo que representa una seria desventaja [5].

2. Otro de los problemas con la aplicación clínica de esta nueva modalidad de tratamiento se desprende del hecho de que la dosis absorbida impartida a un punto dentro del sujeto a irradiar depende de la concentración local del agente de contraste en ese punto, y el no cuantificar de manera adecuada la presencia del agente de contraste en cada punto del tumor o malformación a irradiar resulta en una degradación significativa en la calidad del tratamiento [6]. Es necesario por lo tanto contar con una técnica para cuantificar en tiempo real durante la irradiación del tumor la distribución del agente de contraste y en base a esta cuantificación ajustar las características de tales haces de radiación (energía y tiempo de disparo principalmente) para producir la distribución de dosis absorbida deseada.

1.3 Tecnología RMAC

La tecnología necesaria para poder efectuar tratamientos de RMAC y que resuelve los dos problemas mencionados anteriormente se encuentra descrita en la patente Apparatus and Method to carry out Image Guided Radiotherapy in the Presence of a Contrast Agent [9]. Entre las características del prototipo están:

- 1. El sistema es guiado por imágenes, es decir, es capaz de monitorear en tiempo real la posición del tumor con respecto a los haces de radiación incidente además de permitir la cuantificación también en tiempo real de la presencia del agente de contraste en el tumor. Para esto hace uso de un equipo de tomografía axial computarizada (TAC) el cual nos permite no sólo obtener la posición espacial del tumor sino también, mediante una calibración especial, medir la cantidad y distribución del agente de contraste dentro del paciente [10]
- 2. El sistema cuenta también con un colimador de apertura variable que permite enfocar el haz de rayos X hacia el área a irradiar exclusivamente, evitando al máximo la irradiación de estructuras sanas que puedan localizarse alrededor del blanco a irradiar. Además, este colimador permite la modulación de la energía de los haces de rayos X usados en el tratamiento, lo cual es de suma importancia ya que es necesario optimizar dicho espectro de acuerdo con el sitio de tratamiento y al agente de contraste utilizado [11].



Figura 1.2: Prototipo para implementar radioterapia mediada por agentes de contraste con haces de rayos X de KeV [8].

3. El sistema emplea un brazo robótico acoplado a un escáner de TAC para posicionar el tubo de rayos X, así haciendo uso de las imágenes proporcionadas por el TAC para guiar la dirección de los rayos X.

El prototipo para emplear tratamiento por RMAC se aprecia en la figura 1.2.

1.4 Planteamiento del problema

De acuerdo con la propuesta tecnológica para efectuar RMAC, el equipo de TAC se emplea para monitorear en tiempo real tanto la posición del tumor, así como la concentración de agente de contraste, empleando la información obtenida para decidir la manera de apuntar los haces de radiación de tratamiento de tal manera que el tumor pueda recibir la dosis prescrita por el Médico Radiooncólogo. Si con el sistema para RMAC es posible monitorear tanto la posición del tumor, así como la presencia del agente de contraste, el poder monitorear también en tiempo real la posición del haz de radiación a través del paciente sería de suma utilidad, ya que entonces todo el proceso de irradiación estaría sujeto a corrección por parte del operador del sistema de radioterapia.

Partiendo de lo anterior, se plantea la posibilidad de determinar la posición del haz de radiación que proviene del tubo externo de rayos X en su paso a través del paciente, empleando los detectores de un equipo TAC. Para llevar a cabo el

objetivo de monitorear el haz de radiación se propone desarrollar un modelo de tubo de rayos X con las componentes principales, blanco y filtros de radiación, y determinar por medio de simulaciones Monte Carlo las características que debe tener el tubo de rayos X externo terapéutico, para que genere la cantidad de radiación necesaria para producir una señal en los detectores del TAC. Entre las características se determinará: la corriente a través del tubo, la fluencia de rayos X a una distancia típica de tratamiento de 80 cm del blanco, el calor generado en el blanco y la necesidad de emplear un sistema de enfriamiento para evitar daños en dicho blanco. Como parte del estudio se desarrollará y acoplará un modelo de equipo TAC y el modelo de tubo de rayos X para determinar de manera conjunta, el efecto que tiene la radiación proveniente del haz externo sobre las imágenes obtenidas por el equipo TAC.

2

MARCO TEÓRICO

Interacción Radiación- Materia

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de partículas, de la energía con la que inciden y de las propiedades físicas del material. Si la radiación incidente sobre la materia tiene suficiente energía producirá ionización en el material, en otras palabras, podrá arrancar electrones a los átomos del material cediéndoles parte de su energía, que a su vez obtendrán la suficiente energía para ionizar átomos de su proximidad. Se habla así de radiación directamente ionizante donde las partículas cargadas entregan sin ningún intermediario la energía directamente a la materia por medio de pequeñas interacciones a lo largo de su trayecto y radiación indirectamente ionizante es la que entrega primero la energía a partículas cargadas para que estas la depositen en la materia.

2.1.1 Producción de rayos X

2.1

Los rayos X que se emplean en radiodiagnóstico son un tipo de radiación electromagnética que se produce al colisionar electrones acelerados por una diferencia de Potencial, δV , en un material de alto número atómico, denominado blanco que normalmente se constituye de tungsteno (W). Dependiendo de la aplicación y uso del tubo de rayos X se puede presentar dos tipos de blancos; de reflexión o transmisión.

El tubo de reflexión o tubo direccional incluye un blanco de alto número atómico con un bloque de cobre (Cu) que sirve como soporte y como sumidero de calor. El enfriamiento que se logra transfiriendo la energía calórica producida por los electrones que interaccionan con el blanco al bloque de Cu, permite que un gran número de electrones interaccionen sin causar deterioro o que llegue al punto de fusión. En tubos de rayos X que utilizan corrientes altas, donde un gran número de electrones interaccionan con el blanco, se le adiciona un sistema rotatorio al bloque de Cu junto con el blanco, con el fin de disipar más rápido el calor. La radiación útil que se produce en el blanco se produce con las siguientes características; corriente, potencial de aceleración de los electrones y ángulo que refleja los rayos X. Cada una de estas características varía dependiendo de su aplicación como podemos observar en el esquema de la figura 2.1 un tubo de rayos X SUPERIOR para toma de imágenes radiológicas dentales [12]. La corriente máxima es de 18 mA, con un potencial en el tubo que varía desde 0 a 80 kV y el ángulo de reflexión es de 14⁰. Para uso industrial las características pueden cambiar donde la corriente puede ser hasta 30 mA con ángulos desde 5⁰ a 60⁰ y potenciales hasta 220 kV.



Figura 2.1: Tubo de rayos X "SUPERIOR X-RAY TUBE CO. SXR 80-14-1.0 4P" de blanco de reflexión usado en imágenes radiológicas dentales [12].

En la figura 2.2 se puede ver un tubo de transmisión de rayos X en el cual el blanco es típicamente de W con una pequeña capa de grosor, que puede variar desde $1\mu m$ a 10 μm , dependiendo de la aplicación del tubo de rayos X. El blanco va soportado sobre un material que para tareas especiales se pueden utilizar diferentes materiales para esta capa. El haz de rayos X es producido en la misma dirección de la trayectoria de los electrones. Las corrientes para estos tubos son pequeñas en comparación con los de reflexión por el calor que generan, pueden ir desde 0.05 mA y 1.2 mA con energías desde 20 keV a 200 keV.



Figura 2.2: Tubo de rayos X de transmisión [13]. El campo electromagnético enfoca el haz de electrones para obtener puntos focales pequeños.

La diferencia entre el tubo de reflexión y transmisión es que por medio de

campos electromagnéticos en el tubo de transmisión se puede obtener un punto focal más pequeño por lo tanto la nitidez de la imagen de rayos X resultante será mejor con respecto a un tubo de reflexión. El efecto de punto focal sobre las imágenes para radiodiagnóstico médico se ilustra en la figura 2.3.



Figura 2.3: Definición en imágenes dependiendo del tamaño del punto focal del haz de electrones [14].

2.1.2 Interacción de partículas cargadas con la materia.

La interacción de una partícula cargada, como lo son los electrones dentro del tubo de rayos X, que poseen un campo electrostático interaccionan con el núcleo y con uno o varios electrones de las capas de los átomos del material, lo cual hace que la probabilidad que un electrón incidente pase a través del volumen sin realizar alguna interacción es nula. Las interacciones que se llevan dentro un volumen por los electrones incidentes pueden darse de dos formas: interacción con los electrones orbitales o la interacción con el núcleo de los átomos del blanco [15]. Cuando los electrones que son acelerados por δV en el tubo interaccionan con los electrones de su energía ionizando al electrón del átomo, dejando un espacio en la capa, haciendo que ocurra una transición de un electrón desde una órbita de mayor energía a una de menor, dando lugar a la emisión de radiación de rayos X con energía equivalente a la diferencia de energía de enlace de los orbitales donde ocurre la transición. Este tipo de radiación generada se conoce como radiación característica.

Otro tipo de interacción de los electrones con la materia se produce cuando los electrones acelerados por δV entran en las proximidades del núcleo de los átomos del blanco, perdiendo energía cinética y dando paso a la irradiación de



Figura 2.4: Emisión de fotones por Radiación de Frenado o Bremsstrahlung [15].

fotones de rayos X obteniendo cualquier energía, desde cero hasta la propia energía cinética del electrón incidente. Esta producción de rayos X se conoce como radiación de frenado o Bremsstrahlung, se muestra en la figura 2.4. En el campo de diagnóstico, casi todos los rayos X están originados por frenado y entre un 15-25% se generan por radiación característica.

2.1.3 Interacción de rayos X con la materia.

Los fotones son partículas que no poseen carga ni masa en reposo, por lo que su interacción es menor a la de las partículas cargadas, donde algunos haces pueden atravesar la materia sin interaccionar con algún átomo en su trayecto. Las principales interacciones que realiza la radiación de rayos X con la materia son las siguientes:

2.1.3.1 Dispersión Rayleigh

Se conoce también como dispersión elástica y se lleva a cabo cuando un fotón incidente es dispersado por un electrón de los átomos de la materia, donde el fotón no pierde su energía y su dirección prácticamente no cambia, por lo que solo hay una leve excitación del átomo. En este tipo de interacción no se lleva a cabo ionización debido que en la dispersión no se transfiere energía.



Figura 2.5: Diagrama de dispersión de Rayleigh [16].

2.1.3.2 Efecto Fotoeléctrico

Cuando un fotón incide con un átomo del volumen, transfiere toda su energía a un electrón de las capas internas, saliendo con una energía cinética igual a la diferencia entre el fotón que interacciona y la energía de enlace del electrón atómico. El resultado es que el fotón desaparece completamente y se trata de un proceso de absorción pura. Este proceso se denomina efecto fotoeléctrico (figura 2.6). El electrón es expulsado de la capa, dejando una vacante que se llena con un electrón de un nivel de energía mayor, produciendo radiación característica con una dirección aleatoria y energía distinta al fotón incidente. La formulación matemática de la energía del electrón expulsado del átomo viene dada por:

$$T + E_E = hv_0 \tag{2.1}$$

Siendo T la energía cinética del electrón, hv la energía de incidencia del fotón y E_E la energía de enlace el electrón al átomo.



Figura 2.6: Efecto Fotoeléctrico y efecto Compton [16].

2.1.3.3 Efecto Compton

El efecto Compton (Figura 2.6) o también denominado dispersión inelástica, sucede cuando el fotón incidente del tubo de rayos X, posee mayor energía que la de enlace del electrón. Por lo tanto, cuando un fotón producido por el tubo de rayos X interacciona con un electrón de un átomo del volumen, este no es absorbido si no es dispersado con un ángulo diferente al incidente y con una energía menor.

El ángulo de dispersión del electrón puede darse en términos del ángulo de dispersión del fotón, ϕ , después de interaccionar con el electrón en reposo, m_0c^2 , y la energía incidente del fotón, hv_0 .

$$\cot\theta = \left(\frac{1+hv_0}{m_0c^2}\right)\tan\left(\frac{\phi}{2}\right) \tag{2.2}$$

El fotón después de interaccionar con el electrón en reposo cede parte de su energía al electrón, dada como:

$$T = hv_0 - hv_2 \tag{2.3}$$

Siendo hv_2 la energía del fotón disperso.

$$hv_2 = \frac{hv_0}{1 + (\frac{hv}{m_0c^2})(1 - \cos\phi)}$$
(2.4)

2.1.3.4 Producción de pares

La producción de pares sucede cuando fotones con energías de MeV, pierden toda su energía al interaccionar con un núcleo de los átomos del volumen irradiado, creando un electrón y un positrón (masa y carga en magnitud igual a la del electrón, pero carga positiva). La producción de pares se muestra en la figura 2.7. El retroceso que toma el núcleo es despreciable debido a que es una partícula masiva, donde se encuentra un balance de energía igual a:

$$hv_0 = E_e^- + E_e^+ \tag{2.5}$$

siendo E_e^- y E_e^+ la energía del positrón y del electrón producidos por el fotón incidente. La producción del electrón y positrón pueden expresarse en términos de sus energías en reposo $m_0c^2 = 1.022$ MeV y de la energía cinética del electrón

y del positrón, T^- y T^+ .

$$hv_0 = (m_0c^2 + T^-) + (m_0c^2 + T^+)$$
(2.6)



Figura 2.7: Producción de Pares [16].

2.1.4 Relevancia Rayos X.

Cada una de las interacciones de los fotones con la materia son relevantes dependiendo de la energía y del número atómico del material. Como se puede observar en la figura 2.8, la producción de Pares es relevante para energías altas donde los fotones inciden con energías $hv \gg 1.022 MeV$. Para energías de keV los procesos relevantes son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton. Ahora, el efecto Rayleigh, aunque no contribuye de manera alguna a la dosis absorbida sí se encuentra presente, ya que el fotón sólo se dispersa a través de un ángulo muy pequeño sin transferir energía.

2.2 Cantidades Físicas Radiológicas

Las cantidades físicas más significativas que describen los haces de fotones para un haz de radioterapia externa se caracterizan por sus cuantificaciones físicas y se determina por su origen, medio de producción y energía. Las cantidades radiométricas fueron tomadas de la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas (ICRU) [18].



Figura 2.8: Importancia relativa de los 3 principales mecanismos de interacción de los rayos X y la materia [17].

Es la energía transferida E_{tr} por los fotones que provienen del haz externo a la materia por unidad de masa dm.

$$K = \frac{d(E_{tr})}{dm} \tag{2.7}$$

Los fotones transfieren su energía a los electrones de los átomos de la materia. Sus unidades son [J/kg, Gy].

Es la energía impartida por la radiación ionizante en la materia por unidad de masa dm en un punto en particular.

$$D = \frac{dE}{dm} \tag{2.8}$$

Sus unidades son [J/kg, Gy]. Donde dE es la energía impartida por todo tipo de radiación Ionizante, pero el depósito de energía en la materia es realizado por las partículas cargadas, como

$$E = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q$$
(2.9)

Donde $(R_{in})_u$ y $(R_{out})_u$, es la energía radiante de los fotones que entran y salen de un Volumen V, $(R_{in})_c$ y $(R_{out})_u$ es la energía radiante de los electrones que entran y salen de un volumen V, y $\sum Q$ es la energía derivada de la masa en reposo en el Volumen V.



Figura 2.9: a) Transferencia de energía cinética a los electrones del medio, Kerma. b) El electrón en su trayectoria deposita energía al medio a través de colisiones, dosis absorbida [17].

2.2.3 Fluencia y Fluencia de Energía

Se define la fluencia como el número de partículas dN que inciden en algún punto en un campo de radiación con sección transversal dA.

$$\varphi = \frac{dN}{dA} \tag{2.10}$$

La fluencia se expresa como m^{-2} . Similarmente la fluencia de energía es la cantidad de energía dR que transporta un numero de partículas dN que inciden en una sección de área transversal dA.

$$\Phi = \frac{dR}{dA} \tag{2.11}$$

2.3 Dosimetría de un haz externo de radiación.

Los efectos radioterapéuticos de un haz de fotones se deben principalmente a los electrones secundarios que se generan sobre la materia, por lo tanto, la dosis absorbida en un tumor es debida a los electrones secundarios que depositan su energía y en menor medida a la radiación primaria proveniente de la fuente de rayos X.

2.3.1 Porcentaje de dosis a profundidad

La radiación primaria genera electrones secundarios en distintas distancias dentro del paciente, dependiendo de la energía del haz de fotones. Los electrones pueden depositar su energía, no necesariamente en la región de generación si no en otros sitios. Una manera de caracterizar el haz es a lo largo del eje central en que incide el haz de fotones en el paciente, normalizando con respecto al máximo valor que tome la dosis.

Supongamos un haz de rayos X que incide sobre una superficie homogénea con un tamaño del haz en la superficie S, que se conoce campo de radiación. Si el haz posee alta energía puede obtener una dosis máxima que no sea en la superficie del fantoma si no a una profundidad d_0 , cómo se observa en la figura 2.10. La relación matemática de porcentaje de dosis con respecto a la profundidad en un fantoma está dada por:

$$PDD = \frac{D}{D_0} x100 \tag{2.12}$$

Siendo PDD el porcentaje de dosis a profundidad, D_0 la dosis máxima que toma en el eje central y D la dosis en algún punto con respecto al eje central. Las gráficas PDD representan la relación del porcentaje de dosis que se deposita en el eje central del haz con respecto a la profundidad en el fantoma de agua. Un ejemplo es la figura 2.11a que muestra gráficas de dosis de 4 diferentes haces de fotones con energías de 50, 100, 180, 280 keV con los grosores y materiales de los filtros usados para cada haz. En la figura 2.11b se muestra los PDD con respecto a la variación del tamaño de campo de radiación para un equipo de radioterapia Linac Elekta de 6 MV. Los tamaños de campo son 30x30, B) 10x10 y C) $5x5 \ cm^2$ y se normalizaron las gráficas de B y C con respecto a la máxima dosis de A.

Las curvas de isodosis son líneas que unen puntos que tienen igual dosis sobre



Figura 2.10: Un haz de rayos X colimado proveniente de una fuente interacciona con un fantoma [19]. SSD es la distancia fuente superficie, d la distancia a la dosis máxima y d_o una distancia de referencia con respecto a la superficie.

un plano perpendicular al eje central del haz, que comprende no solo en el eje, sino que también en diferentes puntos. Los perfiles de dosis se determinan por mediciones realizadas por un detector de radiación a una profundidad fija dentro del fantoma de agua, este se desplaza en las dos direcciones del plano. En la figura 2.12a se observa un campo de dosis que representa el porcentaje de dosis en todo el plano con respecto al máximo de dosis en el eje central y en la figura 2.12b se muestra el perfil de dosis que muestra la variación de dosis en el campo. La línea punteada es la umbra que representa el 50% de dosis recibida, que puede ser de utilidad para medir la caída de dosis o penumbra donde se encuentra el 20% y el 80% de la dosis máxima.

2.4 Imágenes por Tomografía Axial Computarizada

La tomografía computarizada (TC o TAC) es una técnica de escaneo no invasivo, que proporciona una nueva manera de examinar el cuerpo. Fue propuesta y puesta en práctica por G. Hounsfield y A. Cormack en la década de los años 70, con la intención de conseguir imágenes transversales del cuerpo humano,



Figura 2.11: Gráficas PDD con variación de a) energía del haz [20] y b) del tamaño de campo para un haz de 6MeV de un Linac Elekta [21].

demostrando que la radiación atraviesa cualquier cuerpo proporcionando información de todas las estructuras internas del cuerpo o sección irradiada, facilitando información de las densidades de los órganos, tejidos y huesos del cuerpo. Esta técnica consiste en la reconstrucción tridimensional de imágenes de la estructura interna del cuerpo, por cortes transversales donde no se encuentra ninguna estructura sobrepuesta, como a diferencia de las radiografías simples que aparecen cada una de las imágenes de las estructuras solapándose, por consiguiente, obteniendo una pérdida de detalle y de visibilidad de la imagen. Durante el avance tecnológico aparecieron diferentes tipos de tomógrafos, pero todos con las mismas componentes. En 1975 surgió el equipo TAC de tercera generación, donde el tubo de rayos X y el detector rotan simultáneamente, cubriendo el paciente con un haz de rayos X en forma de abanico como en la figura 2.13.

El equipo TAC se compone de un tubo de rayos X con un potencial entre el rango de 80 kV y 140 kV con tamaños focales variables dependiendo de las necesidades de la calidad de imagen. El haz que se produce es filtrado por una lámina usualmente de cobre o aluminio, que absorbe los fotones de baja energía que no atribuyen a la construcción de imágenes del TAC. También posee un filtro bow-tie que compensa la diferencia de radiación con respecto a la longitud de la trayectoria del haz a través del plano de la fuente al objeto de tal manera que se puede suministrar una fluencia más uniforme al detector permitiendo un mejor contraste en la imagen [24].

El segundo componente importante del equipo TAC son los detectores de radiación, los cuales reciben la intensidad o cantidad de fotones para llevarla a los sistemas de computación que reconstruirán la imagen por medio de algoritmos matemáticos. En la actualidad los detectores son de estado sólido



Figura 2.12: Distribución de dosis en un plano representado por a) un campo de dosis y b) un perfil de dosis [22].

donde casi todos los fotones que llegan son absorbidos. El detector se compone de fotodiodos, que se encuentran en la parte posterior del detector de estado sólido para convertir la radiación que llega en una señal eléctrica. Antes de que los fotones lleguen al detector de estado sólido, se encuentra una rejilla anti



Figura 2.13: Esquema de Tomógrafo Computarizado Axial. a) Tubo de rayos X, b) conjunto de detectores que forman un arco móvil el cual recibe el haz de rayos X en forma de abanico y c) rotación completa del sistema tubo-detectores [23].



Figura 2.14: Esquema de un equipo TAC con sus componentes.

difusora que son pequeñas láminas de un material absorbente de rayos X, con el fin de que la radiación primaria proveniente de la fuente de rayos X pase a los detectores. Un diagrama que muestra las componentes descritas del TAC puede verse en la figura 2.14.

2.4.1 Reconstrucción de Imágenes Tomográficas

Se supondrá un volumen con masa de densidad variable dada por la función f(x, y, z), que será atravesado con fotones de rayos-X en una trayectoria recta como en la figura 2.15. La intensidad de entrada y de salida se debe tomar en cuenta porque la diferencia da información acerca de la absorción de radiación por la materia. Al iniciar un examen, el tubo de rayos-X gira de forma continua sin invertir su movimiento.

En todos los barridos de TAC, un conjunto de datos de proyección se recolectará continuamente en un punto S durante un rango angular de 2ϕ (una vuelta completa de la fuente de rayos X y detectores). La absorción de las intensidades está dada por la atenuación exponencial producida en el volumen.

$$I = I_0 e^{-\mu(x,y,z)ds}$$
(2.13)


Figura 2.15: Proyecciones llevadas a cabo en un ángulo θ [23].

Donde I es la intensidad o cantidad de fotones que llegan al detector, I_0 la intensidad de fotones que inciden en un material de coeficiente de atenuación μ y ds el grosor del material. El coeficiente de atenuación representa la probabilidad de que un fotón interactúe con algún material en específico, dependiendo de la energía de los fotones y de la densidad del material. La atenuación total de un haz en posición S con una proyección que se encuentra en un ángulo θ está dada por:

$$P(S,\theta) = ln \frac{I}{I_{\theta}} = -\mu(x,y,z)ds$$
(2.14)

 $P(S,\theta)$ se denomina la transformada de Radon, y representa la integral de f(x,y), a lo largo de un rayo que atraviesa al objeto en la dirección θ , es decir la transformada de Radón se lleva a cabo físicamente por la atenuación de los rayos X a medida que pasan a través de los tejidos. La presentación de los datos de proyección tomados se puede representar por medio de un sinograma, que indica en el eje horizontal los canales del detector y el eje vertical los ángulos de proyección como se puede apreciar en la figura 2.16. Una sola proyección se representa en el sinograma como un conjunto de muestras que se encuentran a lo largo de una línea horizontal [23]. Por medio de una computadora recolecta los datos obtenidos por el detector formando por cada corte una imagen, como se puede ver en la figura 2.17. Posteriormente de obtener varios cortes sucesivos se pueden apilar digitalmente para obtener una imagen tridimensional del paciente que permita más fácilmente la identificación y ubicación de las estructuras básicas, así como de tamaños de posibles tumores o anormalidades.



Figura 2.16: Imagen de la relación del plano objeto y el sinograma. Eje horizontal número de detectores, eje vertical proyecciones realizadas en una vuelta [23].

2.4.2 Números Hounsfield o CT

Como se puede observar en la imagen de la figura 2.17, son cortes transversales del cerebro donde los fotones de baja energía son más fácilmente atenuados por los huesos y menos atenuados por los tejidos o vasos sanguíneos. Para poder obtener los coeficientes de atenuación Hounsfield, en su primer prototipo propuso el uso de una caja llena de agua para medir el μ resultante del paso del haz de rayos X a través de agua y compararlo con el haz el obtenido que pasaba a través del paciente. Posteriormente, calculaba un μ equivalente a la diferencia entre ambas medidas y aplicaba un factor de corrección [23].

Debido a que las diferencias entre los coeficientes de atenuación de los distintos materiales son muy pequeños (alrededor del 0,5%), surgieron las unidades Hounsfield (HU), o números CT, que se muestran en la tabla 2.1. Estos datos fueron obtenidos por la siguiente relación matemática:

$$CT = \frac{\mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} x1000 \tag{2.15}$$



Figura 2.17: Imágenes axiales de tomografía computarizada de la cabeza desde la parte inferior hasta la superior [25].

SUBSTANCIA	VALOR CT
Aire	-1000
Pulmón	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Liquido cerebroespinal	15
Riñón	30
Sangre	30
Musculo	10 a 40
Hígado	40 a 60
Medios de contraste	100 a 300
Hueso cortical	1000

Tabla 2.1: Números CT o Hounsfield para algunas estructuras, órganos y substancias del cuerpo humano.

2.5 Método Monte Carlo.

El nombre de Monte Carlo se designó aproximadamente en el año 1944 por científicos que trabajaban en proyectos de armas nucleares en Los Álamos, para designar un método numérico estableciendo el uso de números aleatorios. Ahora se usa para solucionar problemas físicos o matemáticos mediante la simulación de variables aleatorias, sobre todo en aquellos cuya solución analítica es difícil de obtener. Las interacciones que suceden en la radiación con la materia vienen descritas por una ecuación de transporte, la cual no tiene soluciones analíticas si no probabilística [15]. Son varios los métodos aproximados que se han usado para resolver la compleja ecuación.

2.5.1 Distribución de Probabilidad

En el método Monte Carlo se requiere generar técnicas de muestreo de distribuciones de probabilidad para generar números aleatorios. En programación, dado los numerosos lenguajes de programación, es preferible usar generadores pseudoaleatorios que dada una semilla se produce siempre una secuencia de números aleatorios uniforme entre un intervalo [0,1], para ello se debe tener métodos de muestreo que tengan la finalidad de generar valores aleatorios de una variable x entre el intervalo [a,b] y de acuerdo a una función densidad de probabilidad p(x). Los métodos de muestreo deben cumplir las siguientes condiciones:

- $p(x) \ge 0$ para todo valor de x. Esto asegura que la densidad de probabilidad sea positiva.
- p(x) debe ser normalizada a 1, $\int_a^b p(x) dx = 1$

2.5.2 Método de muestreo: Transformación inversa.

Si la función densidad de probabilidad es f(x) entre el rango $-\infty < x < \infty$, su función de distribución cumulativa asociada a la densidad de probabilidad

entre $P(b) \ge P(a)$ donde $b \ge a$ y $x \le b$, está dada por:

$$P(x) = \int_{a}^{x} p(\tilde{x}) d\tilde{x}$$
(2.16)

Si x puede asumir cualquier valor, podemos buscar un único valor de x de la



Figura 2.18: Diagrama del método de muestreo Inversa [16].

función densidad si

$$\xi = P(x) \tag{2.17}$$

Solo cuando podamos encontrar una función inversa de P, como

$$x = P^{-1}\xi \tag{2.18}$$

Como consecuencia, si ξ es una variable aleatoria uniforme en el intervalo [0,1] entonces la variable aleatoria x satisface la distribución de la función Pencontrándose en el intervalo (a,b). Este método es aplicable solo que sea sencilla la integral para despejar x en función de ξ . subsection Método de muestreo: Rechazo Para aplicar este método es necesario tener un muestreo de una variable aleatoria no invertible con una cierta distribución, diferentes a P(x)y p(x). El método consiste obtener a partir de la distribución de probabilidad una función como

$$f(x) = \frac{p(x)}{p(b)} \tag{2.19}$$

Generar dos números aleatorios distribuidos uniformemente ξ_1, ξ_2 , calculando el valor de x mediante $x = a + \xi_1(b-a)$ entre el rango [a,b]. Ahora si el segundo valor aleatorio $\xi_2 \leq f(x)$ se acepta el valor de x, pero si $\xi_2 > f(x)$ se rechaza x

y se procede a generar otro valor para x. Una desventaja de este método es la realización de generar dos valores al aleatoriamente $(\xi_1 \ y \ \xi_2)$, y de generar varias pruebas para poder obtener el valor aceptable de x.



Figura 2.19: Diagrama del método de muestreo Rechazo.

2.5.3 Método de muestreo: Mixto

El método mixto usa la combinación del método de muestreo inverso y el método de muestreo por rechazo. La función de distribución de probabilidad se factoriza como un producto, obteniendo

$$p(x) = f(x)g(x) \tag{2.20}$$

Donde f(x) es la función de muestreo invertida y g(x) es una función plana, la cual contiene toda la complejidad matemática. La función f(x) es normalizada, obteniendo como resulta $\tilde{f}(x)$, de forma que $\int_a^b \tilde{f}(x) = 1$. Luego normalizar la función plana, obteniendo $\tilde{g}(x)$ de manera que $\tilde{g}(x) \leq 1$, para todo x entre [a, b]. Usando el método de muestreo directo, obtener el número aleatorio ξ_1 para x y seleccionar a f(x) como la densidad de distribución. Luego el valor de x es usado en el método de rechazo usando g(x) a través de un segundo número aleatorio ξ_2 . Si $\xi_2 \geq \tilde{g}(x)$, se acepta el valor de x, ó de lo contrario se vuelve a realizar el método directo buscando otro número aleatorio ξ_1 .

2.6 Sección Eficaz

Cada partícula interacciona con la materia de formas diferentes, pero cada uno de ellos se caracteriza por tener una sección eficaz σ , que define la probabilidad de interacción de las partículas con el medio, la energía absorbida en cada uno de los procesos ocurridos y la energía transferida en cada una de las interacciones con los átomos de la materia. En cada uno de los mecanismos de interacción de la radiación con la materia, la sección eficaz contiene información como energía, ángulo de transmisión, trayectoria, entre cada interacción y el tipo de interacción que ocurre.

2.6.1 Efecto Compton

Los fotones que interaccionan con los electrones de un material generan una serie de posibilidades de que ocurra una interacción en función de la energía del fotón, nueva energía y dirección. La fórmula de Klein-Nishina calculara la nueva dirección del fotón, dada por la sección eficaz diferencial del efecto Compton e independiente del número atómico Z. La sección eficaz viene dada por

$$\frac{d\sigma_c}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 + \cos\theta)^2} \right) \left(1 + \cos^2\theta \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{1 + \alpha^2(1 - \cos\theta)} \right)$$
(2.21)

Donde σ_c es la sección eficaz del efecto Compton, Ω es el ángulo sólido r_e es el radio del electrón, $\alpha = \frac{hv_0}{m_0c^2}$ es la energía del fotón incidente en función de la masa en reposo del electrón y θ es el ángulo de dispersión del fotón.

2.6.2 Efecto fotoeléctrico.

El nivel de ligadura del electrón con el átomo depende del nivel en que se encuentre (k, l, m, ...). La probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico depende del nivel atómico en que se encuentre el electrón, dado por:

$$_{a}\tau \sim K\frac{Z^{n}}{(hv)^{m}} \tag{2.22}$$

Siendo K una constante y Z el número atómico del material. Los valores n y m para energías de los fotones menores de 0.1 MeV, donde el efecto fotoeléctrico es más significativo [17], toman valores de $n \sim 4$ y $m \sim 3$, cómo puede observarse en la figura 2.8.

2.6.3	Producción	de pares
-------	------------	----------

La sección eficaz para el caso en que los fotones interactúan con los átomos de la materia esta dado por:

$$\sigma_P = \sigma_0 Z^2 \int P d\left(\frac{T^+}{hv - 2m_0 c^2}\right) = \sigma_0 Z^2 \tilde{P}$$
(2.23)

Donde $\sigma_0 = \frac{r_0^2}{137}$, el parámetro \tilde{P} tiene un comportamiento logarítmico y se encuentra en función de hv y Z. La sección eficaz de producción de pares se encuentra dependiente de Z^2 .

2.6.4 Dispersión Rayleigh

La sección eficaz de la dispersión de Rayleigh es

$$\frac{d\sigma_R}{d\Omega} = \frac{r_\theta^2}{2} (1 + \cos^2\theta) [F(q, Z)]^2$$
(2.24)

Siendo F el factor de forma atómica y q es el momento transferido al átomo como

$$q = \frac{2hv}{c}sen\frac{\theta}{2} \tag{2.25}$$

La constante c es la velocidad de la luz.

2.7 PENELOPE

El código computacional PENELOPE "Penetration and ENErgy LOss of Positrons and Electrons in matter" [16], implementa el método Monte Carlo realizando simulaciones de la trayectoria de haces de electrones y fotones en un material absorbente y dispersor. Las simulaciones usan lenguaje FOR-TRAN, donde un archivo principal se encarga del proceso de transporte de la radiación, al articular el conjunto de subprogramas o subrutinas del paquete que compone PENELOPE. Cada una de las subrutinas del código PENELOPE es independiente, conteniendo información de la geometría, material, tipo de fuente y modela de manera precisa cómo la radiación penetra a través de un material obteniendo soluciones aproximadas de las diversas posibilidades de interacción.

2.7.1 Historia de las partículas en PENELOPE.

La descripción de la historia de una partícula en PENELOPE, es vista como una secuencia aleatoria de vuelos libres de radiación que terminan con efectos de interacción en un volumen. La simulación de la trayectoria de una partícula en un volumen de densidad homogénea ρ , se lleva a cabo en tres dimensiones. El estado inicial dado para una partícula como la energía y los cosenos directores de la partícula son r(x, y, z), $E \ge \tilde{d} = (u, v, z)$. Cada camino simulado por método monte Carlo es descrito como secuencia de estados $r_n, E_n \ge \tilde{d}_n$, donde n indica el estado inmediatamente después de cada interacción. La generación de un valor aleatorio de camino libre S ante la próxima interacción está dada por:

$$S = -\lambda_T ln\xi \tag{2.26}$$

Donde λ_T es el camino libre medio total entre colisiones siendo inversamente proporcional al coeficiente de atenuación y ξ un numero aleatorio. La partícula recorre una distancia S y pasa a un nuevo estado de interacción en:

$$r_{n+1} = r_n + Sd_n \tag{2.27}$$

El tipo de interacción se decide a partir de que suceda una interacción A o B, dada por la función probabilidad

$$P(A \lor B) = \frac{\sigma_{A \lor B}}{\sigma_T} \tag{2.28}$$

siendo σ la sección transversal del tipo de interacción. La dirección de movimiento $\tilde{d}_{n+1} = (\tilde{u}, \tilde{u}, \tilde{w})$ después de una interacción es obtenida por la rotación del vector unitario $\tilde{d}_n = (u, v, w)$. Estos pasos son repetidos cuantas veces sean necesarios, hasta que la historia de la partícula termina. Esto ocurre cuando la energía de la partícula cae por debajo de un umbral el cual ya no ocurre más transporte o ha salido de la geometría de interés.



Figura 2.20: Cambio de estados de la partícula por una interacción [16].

Transferencia de Calor 2.8

El intercambio de energía que se produce de un punto de la materia de mayor temperatura a otro de menor temperatura se conoce como transferencia de calor. Este intercambio de energía puede darse en un mismo cuerpo en un lapso de tiempo δt , o puede ocurrir entre dos cuerpos de diferente densidad (ρ) hasta llegar a un equilibrio de temperaturas entre ambos cuerpos. La transferencia de energía en forma de Calor puede darse de varios modos, por conducción, convección o radiación. En este trabajo se describirá solo los procesos de transferencia de calor por conducción y convección.

2.8.1

Transferencia de Calor por Conducción

Cuando existe un gradiente de temperatura entre dos cuerpos en contacto, el calor se transfiere de la región de mayor temperatura a la región de menor temperatura. La tasa de transferencia de calor por conducción es proporcional al área normal a la dirección del flujo de calor y de la diferencia de temperaturas. Puede describirse por la ecuación matemática de J. Fourier.

$$Q_x = q_x A = -kA \frac{\delta T}{\delta x} \tag{2.29}$$

Siendo Q_x es la tasa de calor en la superficie, q el flujo de calor por superficie transversal, A es la superficie de la región, k la conductividad térmica del material y $\frac{\delta T}{\delta x}$ es el gradiente de temperatura en una dirección. Si se considera que el flujo de calor entra a un material por conducción en todas las direcciones por una fuente de energía, generando un flujo de calor en todo el volumen con respecto al tiempo, la ecuación de Fourier pasa de una función estacionaria a una función transitoria, como:

$$\nabla(k\nabla T) + S = \rho C_p \frac{\delta T}{\delta t} \tag{2.30}$$

Donde C_p es el calor especifico del material, ∇ es $\frac{\delta}{\delta x} + \frac{\delta}{\delta y} + \frac{\delta}{\delta z}$ y S es la tasa de generación de calor por volumen (fuente). Expresando la ecuación en términos de flujo de calor

$$-\left(\frac{\delta q_x}{\delta x} + \frac{\delta q_y}{\delta y} + \frac{\delta q_z}{\delta z}\right) + S = \rho C_p \frac{\delta T}{\delta t}$$
(2.31)

Esta ecuación indica que el incremento de energía interna del material es igual a la generación de calor por la fuente y a la tasa por conducción de calor del material. Esta ecuación lleva a cabo el estudio de transferencia de calor transitorio cuando dos cuerpos se encuentran en contacto.

2.8.2 Transferencia de Calor por Convección

La transferencia de calor se da por una diferencia de temperaturas, en este caso el movimiento de un fluido o gas realiza el transporte de calor al intercambiar energía con un cuerpo sólido. La energía que se transfiere al fluido se almacena en las partículas del fluido y transportada como consecuencia del movimiento, lo cual indica que entre más rápido se mueva el fluido mayor será la transferencia de calor. A este suceso se le define como transferencia de calor por convección y se puede describir como

$$Q = hA(T_s - T_f) \tag{2.32}$$

Donde Q es el calor transferido, h es el coeficiente de transferencia de calor, A es el área de contacto y $(T_s - T_f)$ es la temperatura del sólido y del fluido en movimiento. El coeficiente de transferencia no es propiedad del fluido, siendo que este depende de la densidad, conductividad térmica, calor específico, viscosidad dinámica, geometría de la superficie en contacto y la velocidad, por lo cual es un valor que solo se obtiene por métodos experimentales. La transferencia de calor por convección puede darse de dos formas, por convección natural, cuando el movimiento del fluido es por medios naturales, y por convección forzada, en donde un agente externo al fluido hace que este tome movimiento. La convección forzada se puede manifestar en canales o tuberías con el fin de realizar transferencia de energía, ya sea desde el fluido o gas al cuerpo sólido, o en sentido contrario. La convención en tuberías es muy usada para poder reducir temperaturas de maquinarias que realicen algún trabajo, en el cual el fluido transporta calor desde un sitio de alta temperatura a otro de menor temperatura, manteniendo la temperatura estable en la superficie de contacto. El flujo del fluido puede seguir líneas de corriente a velocidades bajas adquiriendo un régimen laminar, aunque si la velocidad aumenta y se alcanza la denominada velocidad critica se forman torbellinos en donde se encuentran corrientes cruzadas, a este régimen se le conoce como turbulento. Los flujos laminar y turbulento se pueden ver en la figura 2.21. Los diferentes regímenes



Figura 2.21: Régimen de Flujo laminar y turbulento'.

de flujo y la asignación de valores numéricos de cada uno fueron reportados por primera vez por Osborne Reynolds en 1883. Reynolds observo que el tipo de flujo en un líquido que se mueve dentro de una tubería depende de la velocidad del líquido, el diámetro de la tubería y de algunas propiedades físicas del fluido. Así, el número de Reynolds está dado por:

$$R_e = dv \frac{\rho}{\eta} \tag{2.33}$$

Siendo d es el diámetro de la tubería circular, v es la velocidad del fluido, ρ es la densidad del fluido η es la viscosidad del fluido. La velocidad de transferencia de calor tiende a ser mucho mayor en los flujos turbulentos que en los laminares, debido a la mezcla violenta que sufre el fluido en las contracorrientes.

2.9 Métodos de elementos finitos

La resolución de las ecuaciones diferenciales que formulan un problema físico es de gran complicación y en algunos de los casos solo es posible resolverla si



Figura 2.22: Solución analítica (modelo simplificado) y solución numérica (modelo real).

se realizan simplificaciones sobre las dimensiones o la geometría del problema, con el fin de hacer que el modelo matemático sea suficientemente simple como para justificar una solución analítica. Una solución más factible, aunque no exacta solo una aproximación, es realizar métodos numéricos para resolver los problemas reales, haciendo remplazo de las ecuaciones diferenciales por ecuaciones algebraicas.

Esta técnica se denomina como método de las diferencias finitas y lo que realiza es reemplazar las derivadas por diferencias. Es decir, en un problema de geometría se subdivide una región de la geometría a regiones de formas geométricas más simples que la real, como se puede apreciar en la figura 22.22, para poder aplicar ecuaciones lineales y solucionar cada subdivisión. Cada una de las ecuaciones, como de transferencia de calor y dinámica de fluidos, se encuentran descritas en derivadas parciales y encontrar la solución de ellas mediante métodos numéricos necesita realizar estudios espaciales y temporales. En la actualidad se encuentran software que permiten la solución de estos métodos, realizando la división del modelo a estudiar en un gran número de subdominios y haciendo el estudio a cada uno de los elementos que se generaron con más exactitud.

B MATERIALES Y METODOLOGÍA

La radioterapia externa es un tratamiento para cáncer donde una fuente de radiación se encuentra en el exterior del paciente, generando haces de rayos X hacia el tumor. En esta situación de tumores localizados, donde la enfermedad se encuentra en una parte específica del paciente, la utilización de haces puede ser decisiva para conseguir el control del tumor y en su caso la curación del mismo, evitando daños de radiación a los tejidos circundantes. De esto surge la importancia de equipos que generen una cantidad suficiente de radiación para administrar la dosis adecuada al volumen a tratar, además de esto haces colimados y energía variada, permitiendo una mejor distribución de dosis al paciente.

3.1

Método para producción de radiación

Para realizar el cálculo de producción de fotones en el tubo rayos X externo de kV para RMAC, es dispensable determinar las características de cada uno de los componentes del tubo, como las dimensiones del blanco, del filtro, del punto focal del haz de electrones incidentes y determinar la fluencia de radiación producida a una distancia terapéutica de 80 cm.

3.1.1

Geometría del blanco tubo rayos X Externo

Los tubos de rayos X están basados en el uso de dos tipos de blancos: un blanco de reflexión, usado en la gran mayoría en tubos de radiodiagnóstico y terapia superficial y otro basado en un blanco de transmisión, que usualmente tienen



Figura 3.1: Visualización de geometrías de blancos realizadas en PENELOPE. Se encuentra en color morado el blanco de W y en azul filtro de Cu. En la parte izquierda blanco de Reflexión y en la derecha blanco de transmisión.

los equipos de radioterapia de alta energía. En este trabajo se plantea modelar dos tipos de tubos de radiación haciendo uso de un blanco de Reflexión y otro de transmisión. Las geometrías de los blancos se llevan a cabo por el paquete de subrutinas de PENELOPE. El material por usar en un blanco de tubo de rayos X de reflexión es el tungsteno (W). La geometría es rectangular, con dimensiones de 1 cm de espesor y 1 cm^2 de área, con un ángulo típico en tubos de rayos X usados en la actualidad de 14⁰. Se dispone de una lámina de cobre (Cu) cilíndrica ubicada en la parte inferior del blanco a una distancia de 6 mm con respecto al eje central del blanco. Se demostró el mínimo espesor de la lámina de Cu debe ser de 1 mm para poder atenuar los fotones con energías menores a ~ 40keV y poder ser usado en RMAC [7].

En el tubo de transmisión, se usa como material de filtro y además como soporte para el blanco una lámina de Cu de espesor de 1 mm, cómo se comentó con el fin de ser usado en RMAC. Se utiliza como blanco diferentes espesores de W sobre la placa de cobre, de 10, 20, 30 y $40\mu m$. Estos espesores se escogieron, siendo la distancia que penetran los electrones el blanco con energías de 140 keV y 220 keV. La geometría del blanco-filtro es cuadrada con un área de 1 cm^2 (figura 3.1).

3.1.2 Espectro de rayos X y punto focal de electrones

El haz de electrones que incide sobre el blanco se modela por simulaciones Monte Carlo como un haz de punto focal de área cuadrada, acelerados por dos diferencias de potencial, 140 kVp y 220 kVp. Se toman 3 diferentes dimensiones de área para los puntos focales, de 4 ,9 y 25 mm^2 , siendo los parámetros usualmente usados para un punto focal en equipos de radioterapia superficial. A continuación, se utilizó PENELOPE para obtener la fluencia de fotones proveniente de la fuente en un campo de detección circular con radio de 3 cm, a una distancia terapéutica desde la fuente al campo de detección de 80 cm. PENELOPE permite obtener datos de fluencia para diferentes tamaños de campo de detección, 1,2 y 3 cm de radio, los cuales son dimensiones que el colimador de la fuente de rayos X para RMAC produce al haz de radiación, ajustándolos a la forma geométrica del tumor. La geometría de estas simulaciones se muestra en la figura 3.2.

3.2 Caracterización del haz de radiación.

La caracterización de un haz de rayos X de uso terapéutico es determinado haciendo uso de cámaras de ionización en fantomas cuadrados llenos de agua, donde se mide principalmente la dosis a diferentes profundidades y en diferentes sitios del fantoma. Por medio del código PENELOPE se realiza la geometría de un fantoma de agua de 15 cm de profundidad, para obtener curvas dosimétricas de los diferentes campos de radiación, determinando la variación de la dosis a profundidad con cada uno de los blancos y a lo largo de un plano perpendicular al eje central del haz. El estudio de la distribución de dosis en un plano se realiza en la superficie del fantoma, a 1 ,5 y 10 cm de profundidad

3.3 Generación de calor

La producción de radiación por la interacción de un haz de electrones con el blanco en un tubo de rayos X se realiza la mayor parte por el efecto Bremsstrahlung, teniendo en cuenta la corriente que se aplica en el tubo, sin embargo, para cada fotón de rayos X útil se produce una gran cantidad significativa de calor en el material debido a la energía depositada por los electrones. Aproximadamente por electrón incidente se produce 98-99% de calor y lo demás en rayos X [26]. En cada uno de los blancos se deposita la misma energía a cierta profundidad, solo si es del mismo material. Aunque en los tubos de blanco de reflexión, el problema de distribución de calor es solucionado con un gran bloque de Cu que absorbe la energía calórica que se genera en el blanco, en cambio en los tubos de transmisión el calor generado se transmite a una delgada lamina de Cu, que por sus dimensiones pueden llegar a fundir. Por lo tanto, por medio del código PENELOPE se genera información de la energía depositada por electrón en cada uno de los blancos



Figura 3.2: Diagrama esquemático de geometría de tubo de rayos X de transmisión y reflexión usada en simulaciones monte Carlo. Campo de detección se encuentra a 80 cm de distancia fuente-superficie.

de transmisión, en términos de $eV/(cm^3)$. El volumen del blanco y filtro es dividido en un número de voxeles, indicando en cada uno de ellos un valor de energía depositada por electrón incidente dada por PENELOPE. El tamaño de cada voxel es de 100x100x5 μm^3 (figura 3.3a) y se asigna a cada uno de ellos el valor de energía depositada por electrón incidente (figura 3.3b).

Para realizar la modelación de flujo de calor generado en los blancos de transmisión, así como todo el estudio de transferencia de Calor, se utiliza el programa Comsol Multiphysics versión 5.2, que permite realizar el análisis mediante el uso de métodos de elementos finitos (MEF) como se comenta en la sección 2.9. Este proceso se lleva a cabo para cada uno de los blancos de transmisión propuestos, con el fin de obtener las distribuciones de temperaturas en todo el blanco con respecto al tiempo. Los valores usados para la generación de Calor por el haz de electrones en cada uno de los materiales son mostrados en la tabla 3.1, el calor específico y conductividad térmica en función de la



Figura 3.3: El volumen del blanco-filtro es segmentado en planos a lo largo de los ejes X, Y, Z. a) Voxel de 100x100 μm^2 de área y 5 μm de grosor. b) Calor generado por un haz de electrones con punto focal cuadrado. La gama de colores hace referencia a la deposición de energía por volumen del voxel.

MATERIAL	DENSIDAD $[kg/m^3]$	PUNTO DE FUSIÓN $[{}^{0}C]$
Tungsteno	19350	3422
Cobre	8960	1084,62

Tabla 3.1: Punto de fusión y densidad de Blanco y filtro.

temperatura son graficados en la figura 3.4.

3.3.1 Método para transferencia de calor

Para evitar la fundición del conjunto blanco-filtro al administrar una corriente en el tubo de rayos X, se diseña un sistema de enfriamiento que hace uso de una tubería que pasa por un bloque de cobre de 8 cm de largo, 6 cm de ancho y 2.4 cm de altura, que se encuentra unido a otro bloque de iguales dimensiones, con el fin de confinar el blanco de W dentro de esta unión. Cada uno de los bloques tiene un arreglo de un cilindro que pasa por el bloque de Cu con un radio de 1 cm, esta medida es uniforme en todo el bloque.

La fuente de rayos X para realizar RMAC se caracteriza por producir campos de radiación circulares que son ajustables a diámetros entre 0,5 cm y 3 cm a una distancia de la fuente de 80 cm. Con el fin de no alterar la energía del haz de rayos X por el sistema de enfriamiento y además para garantizar haces circulares terapéuticos, se realiza una abertura circular de radio de 0.3 cm en la parte superior del bloque con una profundidad que garantice que solo ahí atenuación de fotones por el delgado filtro de 1 mm de Cu, tal como se



Figura 3.4: Conductividad térmica y Calor específico del Filtro de Cu y Blanco de W [27, 28, 29, 30, 31].

muestra en la figura 3.5a. La profundidad de este corte dependerá del blanco de transmisión que se confine en los bloques, variando la longitud del corte entre 2.396 – 2.398cm. También se observa en la figura 3.5a, una abertura cuadrada en la parte inferior del bloque con tamaño de 1x1 cm², lugar donde se confina el blanco de W, con una profundidad que depende del blanco, de 10,20,30 o 40 μm . En la figura 3.5b se muestra un bloque de Cu con una abertura cuadrada de 0.6x 0.6 cm² con profundidad de 2.4 cm, con el fin de que el haz de electrones interaccione directamente con el blanco de W.

El fluido a emplear como refrigerante que circula dentro de la tubería es el agua, siendo el líquido más común en los sistemas de enfriamiento para tubos de rayos X. Las propiedades del agua en función de la temperatura se muestran en la figura 3.6.



Figura 3.5: Sistema de enfriamiento por bloques de Cu. a) Sistema superior de enfriamiento con salida circular de Rayos X. Posee un espacio cuadrado para posicionar el blanco de transmisión. b) Sistema de enfriamiento Inferior con entrada cuadrada de haces de electrones. El área circular 1 es entrada de flujo y área 2 es salida de flujo.

3.3.2 Régimen de flujo

Para definir y comprobar el régimen de flujo en el modelo de enfriamiento propuesto, primero se realiza una geometría cilíndrica de 1 cm de radio, 100 cm de largo y con una curvatura de 5 cm como se muestra en la figura 3.7a, con el fin de simular el largo de las mangueras que suministran el flujo desde la máquina de bombeo hasta la entrada del sistema de enfriamiento del blanco. Las condiciones iniciales que se manejaron en las simulaciones en COMSOL para este sistema, es una presión de entrada de 2 bares (29.0 psi) con régimen laminar. Se obtiene para la salida de la tubería un flujo de agua con una velocidad máxima de 12 m/s.

Los datos obtenidos de velocidad por el sistema de suministro de flujo se aplican para la entrada de fluido en el sistema de enfriamiento del blanco el cual se muestra en la figura 3.5. Debido a las dimensiones de la tubería, la viscosidad dinámica, la velocidad del fluido y aplicando estos datos a la ecuación de Reynolds, se determina que el régimen de flujo que se debe aplicar al estudio es turbulento, siendo el valor de Reynolds $Re \geq 10000$. También se determina una temperatura de $25^{0}C$ de entrada para el fluido, siendo la temperatura que entrega un sistema de refrigeración para un tubo de rayo X [32]. Estas condiciones se usan para mantener un flujo convectivo forzado entre



Figura 3.6: Densidad, conductividad térmica, calor específico y Viscosidad dinámica del Agua.

la superficie de la tubería de Cu y el agua.

3.4 TAC y tubo de rayos X.

Con el objetivo de determinar la señal que produce el haz de radiación proveniente del tubo de rayos X externo en conjunto con el tubo de rayos X del TAC en imágenes tomográficas, se desarrolla un modelo de un equipo TAC por simulaciones Monte Carlo permitiendo obtener el espectro y la fluencia de rayos-X por unidad de corriente en el tubo que implementa el sistema TAC. Esta simulación facilita conocer la fluencia de rayos-X que llega a los detectores como función de la corriente del tubo de radiación del TAC, para poder efectuar la comparación con la señal producida en los detectores del tubo de rayos X externo en función de la corriente.



Figura 3.7: Tubería de 100 cm de longitud y 1 cm de radio. a) Entrada y salida del fluido. b) Diagrama de velocidad en la salida de la tubería con respecto a su diámetro.

3.4.1 Modelo del equipo TAC

En un equipo TAC se tiene en cuenta dos componentes principales para la generación de imágenes, la fuente de rayos X y los detectores de radiación. La unidad de toma de imágenes para modelar es un equipo TAC General Electric Hi Speed Advance que se cuenta en el Laboratorio de Rayos X e Imagenología del CINVESTAV IPN Unidad Monterrey que se muestra en la figura 3.8. Las características del equipo son las siguientes:

• Tubo de rayos X de blanco de tungsteno. Energía máxima en el espectro variable entre 80 keV y 140 keV. Corriente variable de 10 a 400 mA



Figura 3.8: TAC General Electric Hi Speed Advance.

- Posee 888 detectores cada uno de 1.0239 mm.
- En una vuelta (360⁰) se obtienen 984 proyecciones distribuidas uniformemente.
- Distancia fuente-detector de 949.075 mm.
- Distancia fuente-eje de rotación de 541mm.
- Toma de imágenes de 512x512 píxeles.

Teniendo en cuenta las características mencionadas, se llevó a cabo la geometría en PENELOPE del equipo TAC, con un blanco de reflexión de W de 1x1x1 cm^3 . Se realizó un filtro de 1 mm de espesor y los filtros bow-ties triangulares de 1.41 cm en cada uno de sus lados. Ambos filtros se realizaron en aluminio (Al).

3.4.2 Modelo TAC y Haz externo de rayos X

Se hace uso de un fantoma de tórax para reconstruir la imagen por el TAC y conjuntamente ver la posición del haz del tubo de rayos X externo en la reconstrucción de la imagen del fantoma.

El fantoma a modelar, llamado fantoma Zubal [33], corresponde a un paciente



Figura 3.9: Esquema del equipo TAC llevado a cabo en el código PENELOPE.

real cuyas imágenes se obtuvieron por medio de un tomógrafo, para ser reconstruidos digitalmente por pequeños voxeles. Cada voxel del volumen contiene un número o valor que designa como perteneciente a un órgano o a una estructura interna dada, es decir, cada valor dado como se muestra en la figura 3.10 se le asigna un valor de densidad según de la composición del tejido u órgano. El código PENELOPE asigna el material correspondiente a cada uno de los



Figura 3.10: Fantoma del tórax voxelizado identificado numéricamente.

voxeles que conforman la imagen, donde tiene una base de datos de tiene la interacción de la radiación para cada uno material, como, tejido muscular, hueso, grasa y tejido suave. En nuestro laboratorio se implementó un software, basado en el código PENELOPE, para modelar el sistema TAC y fuente externa de rayos-X, componentes principales de la tecnología propuesta para RMAC, para que por medio de algoritmos de reconstrucción tomográfica, que se basan en el método de retroproyección filtrada, se reconstruye la imagen con las señales que llegan a los detectores, provenientes del tubo de rayos X del TAC y del haz del tubo externo terapéutico.

Los scripts de reconstrucción tomográfica se toman de Jeffrey A. Fessler [34]. Son una colección de algoritmos de código abierto para la reconstrucción de imágenes escritos en MATLAB.

$\mathbf{4}$

RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1 Producción de radiación en el tubo externo

Los electrones tienen diferentes longitudes de penetración y distintas eficiencias de generación de rayos X, dependiendo del potencial de aceleración con que inciden los electrones con los diferentes espesores del blanco de transmisión. Para determinar la eficiencia de la generación de rayos X por un haz de electrones con diferente punto focal de incidencia, el código PENELOPE permite un registro de la generación de fotones que se produjo en cada blanco en un campo de detección a 80 cm.

4.1.1 Producción de rayos X.

Para cada blanco de transmisión y para el blanco de reflexión, se realizó el registro del número de fotones que inciden sobre el área de los distintos campos de detección, con respecto a la energía del haz de electrones, como se observa en las gráficas de barras de la figura 4.1. La cuantificación de fotones que se registra en los distintos tamaños de campo de detección es diferente en cada uno, esto era de esperarse ya que se encuentra una mayor concentración de fotones en un área de campo de detección más grande que en un campo de menor radio. Además, el número de fotones encontrados por área en los campos de detección es dependiente de la energía de incidencia de electrones, generando mayor número de fotones en un haz incidente con energía de 220 keV que en un haz de 140 keV, donde la diferencia es casi un orden de magnitud.

Para un haz de electrones de 220 keV, el blanco que produce mayor número de fotones es el de transmisión de 20 μm cómo se puede ver en las gráficas de la



Figura 4.1: Fluencia de fotones en función del radio del campo de detección y del tipo de blanco (transmisión y reflexión). La generación de fotones se realizó con un haz de electrones con energía de 140 keV y 220 keV con puntos focales de a) $4mm^2$, b) $9mm^2$ y c) $25mm^2$.

figura 4.1. Igualmente sucede con un haz de electrones de 140 keV, la mayor eficacia en producción de fotones se evidencia en el blanco de transmisión de 10 μm . Al comparar la cantidad de fotones que se generan en el blanco de reflexión (característico de tubos de rayos X de keV), se encuentra que es menor del 50% con respecto a la producción de fotones de los blancos de transmisión. Esto puede indicar que para un haz de electrones con una energía dada el aumento del espesor del blanco de W aumenta la probabilidad de que los fotones generados en la superficie sean atenuados por el blanco. Esto se observa en las gráficas cuando electrones de 140 keV de energía interaccionan con blancos de mayor grosor de 10 μm , generando que el número de fotones producidos disminuya. Esto no indica que solo suceda a esta energía, lo mismo se observa para la energía de 240 keV, donde blancos de transmisión mayores a 20 μm , generan menos radiación.

Algo que se puede observar, aunque no tan relevante para el trabajo, es el aumento de generación de fotones con el blanco de reflexión al disminuir el punto focal del haz de electrones, esto es notable cuando los electrones inciden con una energía de 140 keV. Si se observa el número de fotones generados en los campos por el blanco de reflexión con un punto focal de electrones de 4 mm^2 de área, es mayor el valor (figura 4.1a) y disminuye aproximadamente un 15% en un punto focal de 25 mm^2 de área (figura 4.1c). Esto también puede notarse en los demás campos de detección, pero no es observable para puntos



Figura 4.2: Espectros de energía de a) 140 keV y b) 220 keV. Se realiza para blancos de transmisión de 10,20,30 μm y para el blanco de reflexión con diferentes tamaños de puntos focales.

focales de energías de 220 keV.

4.1.2 Espectro de energía de rayos X

Para la generación de espectros de energía se escogieron 3 blancos de transmisión siendo los más óptimos en producción de radiación y el número de fotones para el blanco de reflexión, de acuerdo con los datos de la sección anterior. En los espectros de rayos X de la figura 4.2 se encuentra la fluencia normalizada con respecto al valor máximo de los blancos de reflexión y de transmisión para potenciales de aceleración iguales a 140 kVp y 220 kVp. El área bajo la curva de cada uno de los espectros indica el número total de fotones que llegan a un campo de detección de 3 cm de radio, por lo cual, no es necesario tomar los espectros para los demás campos ya que los espectros se normalizaron con respecto al valor máximo, no habiendo cambio alguno entre ellos. Los espectros presentan una mayor generación de fotones para los blancos de transmisión, en el cual la mayor contribución en la producción de rayos X es entregada por radiación de Bremsstrahlung (dada por la función continua en el espectro), donde la diferencia entre los espectros generados por los blancos de transmisión con respecto al de reflexión es notable, rectificando que los blancos óptimos para la producción de fotones son los de transmisión.

4.2 Calor generado en el blanco de transmisión

Para realizar las simulaciones de temperatura con respecto al tiempo, se debe tener en cuenta que los valores de energía depositada en los blancos de transmisión proporcionados por el código PENELOPE se encuentran por electrón incidente, por lo tanto, para obtener corrientes de 20 mA, que son corrientes con las que manipulan los tubos de rayos X de kV para terapia, se le debe indicar al software COMSOL el equivalente de electrones incidentes por segundo en el blanco.

4.2.1 Distribución de Temperatura

Los resultados obtenidos de la distribución de calor en un blanco de W de 20 μm con un filtro de Cu de 1 mm de espesor se muestra en la figura 4.3. Las simulaciones se llevan a cabo con un haz de electrones de densidad de corriente de 20 mA y punto focal de 4,9 y 25 mm^2 . Se evidencia que la distribución de temperatura para el conjunto blanco-filtro aumenta con respecto al tamaño área del haz de interacción de los electrones, por lo tanto, el punto focal de menor tamaño produce una mayor generación de calor en el blanco por la concentración de electrones en un área pequeña. Por lo que se optó realizar las simulaciones en el software COMSOL con un punto focal de 25 mm^2 de área, ya que como se mencionó antes la producción de radiación en la variación de los puntos focales del haz de electrones a energías de 140keV y 220 keV no se evidencia un cambio significativo en los blancos de transmisión, además la concentración de electrones en una mayor área genera menor calor.

4.2.2 Simulaciones

Las simulaciones de distribución de temperatura al cabo de 1 segundo (s), en los blancos de 10,20 y 30 μm con energía del haz de electrones de 140 keV y 220 keV se muestran en la figura 4.4 y 4.5 en la parte izquierda. En la derecha se presenta las gráficas correspondientes a la temperatura que se obtiene en el transcurso de un tiempo de 0.5 s. En la línea de color amarillo se observa la fundición para el filtro de Cu y en color rojo para el blanco de W, de acuerdo con la tabla 2.1.



Figura 4.3: Distribución de temperatura para blanco de transmisión de $20\mu m$ con una densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de a) 4 mm^2 , b) 9 mm^2 y c) 25 mm^2 .

En la figura 4.4 se observa blancos que interaccionan con un haz de electrones de 140 keV y punto focal de 25 mm^2 , causando que la temperatura aumente hasta el punto de fusión en un tiempo determinado según el material. Cada una de las gráficas muestra que independientemente el blanco se fundirá el W en un tiempo de aproximadamente 0.4 s y el filtro de Cu se fundirá en menos de 0.1 s. Las temperaturas alcanzadas en los blancos de transmisión para un haz de electrones con de 220 keV con un haz de electrones de punto focal de $25 mm^2$, se pueden observar en la figura 4.5. Para los blancos de transmisión de W se halla su temperatura de fundición antes de 0.3 s y el filtro de Cu se fundirá antes de 0.2 s. El tiempo en que llegan a la temperatura de fusión en el conjunto de blanco -filtro es muy corto, independientemente si es para energías de 140 keV o para 220 keV, siendo ocasionado por los espesores de los blancos de W y a la delgada lamina de Cu de 1 mm. Para los blancos de reflexión ocurre diferente la distribución de temperatura, ya que cuenta con un bloque de Cu lo suficientemente grande al que se le transfiere la energía generada en el blanco.

4.3 Efecto del sistema de enfriamiento propuesto.

Se propone un sistema de enfriamiento para los blancos de transmisión descrito en la sección 3.3, para poder mantener una producción de fotones continua o por un largo tiempo en el tubo de rayos X. Para llevar a cabo la simulación se tuvo en cuenta un haz de electrones con una densidad de corriente a 20 mA y blancos de transmisión de espesor de 10, 20 y 30 /mum, que son los más eficaces en cuanto a producción de radiación. Se estudio la transferencia



Figura 4.4: Temperatura de blanco de transmisión con un haz incidente de electrones con energía de 140 keV, densidad de corriente de 20 mA y punto focal de 25 mm^2 . a) Esquema y gráfica de Temperatura de blanco de 10 μm . b) de 20 μm y de 30 μm (línea roja punto de fusión de W y amarilla de Cu).

a.

Tiempo=1 s Superficie: Temperatura (degC)



Figura 4.5: Temperatura de blanco de transmisión con un haz incidente de electrones con energía de 220 keV, densidad de corriente de 20 mA y punto focal de 25 mm^2 . a) Esquema y gráfica de Temperatura de blanco de 10 μm . b) de 20 μm y de 30 μm (línea roja punto de fusión de W y amarilla de Cu).

de calor cuando interaccionan electrones de 140 keV y 220 keV. En la figura 4.6a y 4.7a se observa la temperatura máxima que adquiere la estructura de cobre al fluir dentro del sistema de refrigeración agua a una presión de 2 bar. Se debe tener en cuenta que la temperatura con la que entra el fluido a la tubería del modelo propuesto es de $25^{\circ}C$. La temperatura y presión escogidas para las simulaciones son equivalentes a los datos técnicos de una bomba de refrigeración para tubos de rayos X. En cada una de las gráficas de la figura 4.6 y 4.7 se muestra en el eje vertical la temperatura y en el eje horizontal el tiempo hasta 10 s. Todas las gráficas se encuentran en escala logarítmica con el fin de visualizar el rápido aumento de la temperatura en el tiempo. Para un blanco de 10 μm se obtiene la gráfica 4.6b cuando un interacciona un haz de electrones de 140 keV, provocando una distribución de temperatura en la estructura de Cu de $717^{0}C$ y en la parte central del blanco de tungsteno una temperatura máxima de $720^{\circ}C$. En la gráfica de la figura 4.6c se observa la máxima temperatura para un blanco de 20 μm de 780⁰C y en la figura 4.6d para un blanco de 30 μm una temperatura de 912⁰C. Se comprueba a partir de las simulaciones que el uso del sistema de refrigeración para los blancos con una energía de haz de electrones de 140 keV es funcional y no funde los materiales del blanco ni del filtro. En la gráfica de la figura 4.7b se observa que la máxima temperatura que llega el blanco de W de 10 μm es de 963⁰C en el transcurso de 10 s, a una temperatura en el filtro de Cu de 960°C. En la figura 4.7c la temperatura máxima que adquiere el blanco de W de 20 μm es de $990^{0}C$ y en el filtro de Cu de $979^{0}C$. En la figura 4.7d se muestra la gráfica de temperatura del blanco W de 30 $\mu m,$ alcanzando una temperatura máxima de $1109^{\circ}C$ y el filtro de Cu de $1090^{\circ}C$. Aunque para esta temperatura no se funda el blanco de W, el filtro de Cu si lo haría ya que su espesor es un limitante en el sistema de refrigeración, porque no puede ser cambiado el grosor para mantener las características que se necesitan en el tubo de rayos X de radioterapia. Por lo tanto, el sistema de refrigeración solo puede ser usado con blancos de transmisión de 10 y 20 μm a energías de 220 keV, junto con una densidad de corriente de electrones máxima de 20 mA y con un sistema de bombeo que proporcione una presión de 2 bar en el fluido refrigerante. Aunque para energías de haz de electrones de 140 keV se comprobó que el sistema de refrigeración funciona con los blancos de transmisión sin causar problemas de fundición, nuestro objetivo es trabajar con la energía de 220 keV, que como vimos es la energía óptima para obtener la mayor producción de fotones en los blancos de transmisión.



Figura 4.6: a) Temperatura de sistema de refrigeración con blanco de W de 10 μm . Escala logarítmica de temperatura de blanco de transmisión con espesor de b) 10 μm , c) 20 μm y d) 30 μm (línea amarilla punto de fusión de Cu). Todas las gráficas se obtuvieron al interaccionar un haz de electrones de 140 keV, de densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de 25 mm^2 , durante 10s.

4.4 Caracterización del haz externo

Para caracterizar el haz externo de radiación determinamos el comportamiento de las distribuciones de dosis absorbida, particularmente la dosis porcentual a profundidad (PDD) y perfiles de dosis absorbida a diferentes profundidades en agua. Se tomaron los blancos de transmisión de 10 y 20 μm , los cuales ya hemos demostrado que pueden usados en un tubo de rayos X con el sistema de enfriamiento propuesto a energías de 220 keV, y además el blanco de reflexión, el cual no tiene problemas de calentamiento de haz y que es de uso rutinario en este tipo de equipos de radiación. En todos los resultados presentados a continuación, el error estadístico de las simulaciones Monte Carlo está entre 1% y 2%.

En la figura 4.8 se muestran los resultados de las comparaciones entre los perfiles de dosis calculados para cada uno de los blancos de transmisión y de reflexión. Los datos son obtenidos por simulaciones Monte Carlo para diferentes



Figura 4.7: a) Temperatura de sistema de refrigeración con blanco de W de 10 μm . Escala logarítmica de temperatura de blanco de transmisión con espesor de b) 10 μm , c) 20 μm y d) 30 μm (línea amarilla punto de fusión de Cu). Todas las gráficas se obtuvieron al interaccionar un haz de electrones de 220 keV, de densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de 25 mm^2 , durante 10s.

profundidades y para diferentes tamaños de campo. Se puede observar en las gráficas que para un campo dado las curvas no cambian para los distintos blancos, siendo el mismo porcentaje de dosis para cada uno de los blancos independientemente si la comparación de dosis en los distintos blancos se lleva a cabo en la superficie o a 10 cm de profundidad. El haz de fotones que interactuó en el fantoma tiene energía de 220 keV en el espectro y no se muestran los datos con 140 keV ya que no hay cambio entre los distintos blancos.

Por lo tanto, la fracción de dosis no cambia para los distintos blancos obteniendo el mismo perfil de dosis cuando el campo de radiación es el mismo, con la misma energía de incidencia y cuando es calculada en la misma profundidad. El único cambio observable es el aumento de dosis porcentual a profundidad, cuanto mayor sea el campo de irradiación mayor dosis alcanzará la profundidad, esto se verifica en la figura 4.9. Los blancos de transmisión y reflexión no tienen alguna diferencia sustancial de dosis, solamente el 1% de diferencia, siendo el blanco de 20 μm con mayor porcentaje de dosis depositada a profundidad, aunque esto está dentro del error estadístico de la simulación Monte Carlo, el cual es del orden del 2%. El aumento de tamaño de campo del haz de radiación


Figura 4.8: Porcentaje de dosis que se obtiene en la superficie, 1, 5 y 10 cm de profundidad en un fantoma de agua. De izquierda a derecha se varía los campos de radiación a 1 cm, 2 cm y 3 cm de radio. Perfil de dosis para blancos de Transmisión de a) 10 μm , b) 20 μm y c) blanco de reflexión.



Figura 4.9: Dosis porcentual a profundidad. Línea roja corresponde a blanco de transmisión de 10 μm , negra a 20 μm y roja a blanco de reflexión.

sobre el fantoma genera mayor radiación secundaria de manera que se deposita energía a mayor profundidad.



Figura 4.10: Dosis porcentual a profundidad en blanco de transmisión de 20 μm . Líneas negras corresponde a radiación de 140 keV y líneas azules a 220 keV de energía.



Figura 4.11: Espectros de energía de TAC de 140 keV.

En la figura 4.10 se muestra los datos de los fotones generados en un blanco de transmisión de 20 μm con energía de 140 keV y 220 keV, para campos de detección con radio de 1 cm, 2 cm y 3 cm. La fracción de dosis varía dependiendo de la energía de incidencia de los fotones sobre el blanco, obteniendo valores mayores de dosis a profundidad con radiación proveniente de un haz de 220 keV que con el haz de 140 keV.

4.5 Tomografía Computarizada Axial

A partir de la descripción del modelamiento en el código PENELOPE del equipo TAC en la sección 3.4, se obtuvo por Monte Carlo la intensidad de fotones que llega al detector del equipo TAC. El detector se modelo con una longitud de arco de 90.9 cm, con 1 cm de ancho y 0.1 mm de espesor. El espectro mostrado en la figura 4.11, se obtiene a partir de un potencial en el tubo de rayos X del TAC de 140 kVp a una distancia entre el tubo y el detector de 94.9 cm. En el eje vertical del espectro se encuentra el número de fotones que se registran en el área del detector, o fluencia, y en el eje horizontal se observa la energía de los fotones producidos por electrón incidente en el tubo de rayos X.

Con el espectro del TAC se realizó simulaciones Monte Carlo incidiendo sobre



Figura 4.12: a) Señal del TAC en un ángulo de 120^0 , b) sinograma del fantoma y c) reconstrucción del fantoma.

un fantoma cilíndrico y se realizó la reconstrucción tomográfica a partir de los scripts en MATLAB. Se obtuvo la señal en los detectores, así como el sinograma del fantoma cilíndrico, reconstruyendo la imagen como se muestra en la figura 4.12. En la figura 4.12a se puede ver la señal que recibe el detector de tubo de rayos X del TAC, en el eje vertical se observa la cantidad de radiación recibida y en el horizontal el detector que recibe la señal. En el sinograma de la figura 4.12b se observa en el eje horizontal el número de detectores que son 888 y la simulación se lleva a cabo con 100 proyecciones que se muestran en el eje vertical. A partir del sinograma se reconstruye la imagen que se aprecia en la figura 4.12c.



Figura 4.13: Espectros de energía de haz Externo de 220 keV.

Se ajusta al sistema de equipo TAC, un modelo de tubo de rayos X externo de blanco de transmisión de 20 μm de espesor y de área de 1x1 cm^2 y energía en el espectro de 220 keV. El haz del tubo de rayos X externo esta colimado obteniendo un haz circular de 1.5 cm de radio, donde el espectro correspondiente se muestra en la figura 4.13, en el eje horizontal se observa la energía de los fotones producidos por electrón incidente en el tubo externo y en el vertical la fluencia.

Para la simulación del TAC y de la fuente externa conjuntamente se coloca como parámetros la densidad de corriente utilizada en el equipo TAC de 1 mA y del haz externo radioterapéutico de 20 mA. Cada uno de los espectros correspondientes al TAC y al haz del tubo externo, se utilizaron para realizar la toma de imágenes tomográficas a un corte del fantoma en la zona del tórax. El haz proveniente del tubo de rayos X externo se posiciona de tal forma que irradie la parte izquierda del tórax alrededor del atrio izquierdo. Primeramente, se obtiene las imágenes reconstruidas de cada una de las fuentes de radiación sobre el fantoma, verificando la señal que proviene del tubo de rayos X del Tac y del haz externo por medio de la radiación que llega a los detectores. Para las



Figura 4.14: Señal que llega a Detectores del TAC por a) tubo del Tac y b) tubo de rayos X externo.

simulaciones del equipo TAC se ajusta el número de proyecciones tomadas en una vuelta a 984. En la figura 4.14 se muestra la señal del tubo de rayos X del TAC en un ángulo de 160° y la señal que proviene del tubo de rayos X externo.

Seguidamente las dos fuentes de radiación se inciden sobre el fantoma obteniendo los detectores del TAC la señal conjunta. Se muestra en la figura 4.15a la imagen tomada por el TAC del fantoma y del haz de la fuente externa incidiendo sobre este. El haz externo no se visualiza sobre la imagen tomada del fantoma, lo que indica que la radiación proveniente de la fuente de rayos X externa no es suficiente para ser visualizada en la imagen. Por lo tanto, se toma la imagen tomografíca donde inciden los dos haces de radiación (del TAC y externa) y la imagen del fantoma sin el haz externo para realizar una sustracción de imagen, es decir realizar la diferencia entre todos los pares de pixeles correspondientes de las dos imágenes para obtener una imagen que sólo se aprecia el haz externo con un ligero perfilamiento de las estructuras anatómicas vecinas. Se puede observar en la figura 4.15a que al realizar la sustracción de las imágenes se



Figura 4.15: a) Imagen tomográfica por TAC en conjunto con haz externo sobre fantoma. b) Sustracción de imágenes de TAC en conjunto con haz Externo y TAC sin fuente externa.

puede ver la señal proveniente del haz. El ruido que se observa es provocado por la poca radiación que deja pasar la escápula u omóplato a los detectores del TAC.

5

CONCLUSIONES

El número de fotones que se generan por interacción del haz de electrones para los diferentes blancos es proporcional al espesor del mismo, generando mejor eficacia de producción de radiación en los blancos de transmisión, específicamente en los blancos de 10, 20 μ m para energías de 220 keV, los cuales producen el doble de fotones en comparación con un blanco de reflexión.

Se modela un sistema de refrigeración para tubos de rayos X con blancos de transmisión logrando un haz de electrones con una densidad de corriente máxima de 20 mA, sin causar deterioro o que los materiales del tubo de rayos X lleguen a su punto de fusión.

Se demuestra que el implementar los detectores de un TAC para reconstruir la señal que produce un haz de radiación proveniente de un tubo de rayos X externo y encontrar su posición cuando atraviesa un paciente se puede efectuar teniendo en cuenta las siguientes características:

- Un blanco de transmisión de 20 $\mu{\rm m}$ de tungsteno con un filtro de Cu de 1 mm para atenuar radiación de baja energía.

-Un haz de electrones acelerado con un potencial de 220 kV, con una densidad de corriente de 20 mA y un punto focal de 5x5 cm^2 de área, además un sistema de enfriamiento para el conjunto blanco-filtro donde se mantiene a temperaturas por debajo del punto de fusión.

6

PERSPECTIVAS

Corroborar experimentalmente los datos obtenidos de los blancos de transmisión de 10 y 20 μ m, como el espectro de energía, los perfiles y curvas de dosis obtenidas en las simulaciones en un fantoma de agua. Para llevarlo a cabo se debe realizar el sistema de enfriamiento, así como las delgadas láminas de cobre y tungsteno, para lograr adaptarlo al tubo de Rayos X que se tiene en el laboratorio.

BIBLIOGRAFIA

- Mark Bower and Jonathan Waxman. *Lecture notes: oncology*. John Wiley & Sons, 2015.
- [2] James F Hainfeld, F Avraham Dilmanian, Daniel N Slatkin, and Henry M Smilowitz. Radiotherapy enhancement with gold nanoparticles. *Journal* of Pharmacy and Pharmacology, 60(8):977–985, 2008.
- [3] Eric J Hall and Amato J Giaccia. *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [4] Stephen J McMahon, Marcus H Mendenhall, Suneil Jain, and Fred Currell. Radiotherapy in the presence of contrast agents: a general figure of merit and its application to gold nanoparticles. *Physics in medicine and biology*, 53(20):5635, 2008.
- [5] AV Mesa, A Norman, TD Solberg, JJ Demarco, and JB Smathers. Dose distributions using kilovoltage x-rays and dose enhancement from iodine contrast agents. *Physics in medicine and biology*, 44(8):1955, 1999.
- [6] HM Garnica-Garza. Contrast-enhanced radiotherapy: feasibility and characteristics of the physical absorbed dose distribution for deep-seated tumors. *Physics in medicine and biology*, 54(18):5411, 2009.
- [7] HM Garnica-Garza. Treatment planning considerations in contrastenhanced radiotherapy: energy and beam aperture optimization. *Physics* in medicine and biology, 56(2):341, 2010.
- [8] JL Robar. Generation and modelling of megavoltage photon beams for contrast-enhanced radiation therapy. *Physics in medicine and biology*, 51(21):5487, 2006.
- [9] Hector Mauricio Garnica Garza. Apparatus and method to carry out image guided radiotherapy with kilo-voltage x-ray beams in the presence of a contrast agent, March 25 2014. US Patent 8,681,937.
- [10] HM Garnica-Garza. Monte carlo modeling of converging small-field contrast-enhanced radiotherapy of prostate. *Physica Medica*, 29(5):493– 499, 2013.
- [11] EL Facundo-Flores and HM Garnica-Garza. Feasibility of kilovoltage x-ray energy modulation by gaseous media and its application in contrastenhanced radiotherapy. *Medical physics*, 40(9), 2013.
- [12] Superior X ray Tube Co. X-ray tube of reflection. http://www. superiorxraytube.com/data-sheets, 1987. [Accesado 15-Mar-2017].

- [13] Euroteck Systems. Micro focus x-ray. http://www.euroteck.co.uk/ micro_focus.html, 2000. [Accessado 17-Feb-2017].
- [14] X-RAY WorX GmbH. Microfocus x-ray tubes transmission. http://www.x-ray-worx.com/x-ray-worx/index.php/en/ microfocus-x-ray-tubes-overview/microfocus-technology, 2009. [Accesado 01-Mar-2017].
- [15] A Brosed. Fundamentos de física médica vol. 2 radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad, ed. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2011.
- [16] Francesc Salvat, José M Fernández-Varea, and Josep Sempau. Penelope-2008: A code system for monte carlo simulation of electron and photon transport. In the Workshop Proceedings, June, 2009.
- [17] Frank Herbert Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, 2008.
- [18] J Zoetelief et al. Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging. Journal of the ICRU, 5(2):1–113, 2005.
- [19] James A Purdy, Carlos A Perez, and Philip Poortmans. Technical basis of radiation therapy: practical clinical applications. Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [20] Robin Hill, Brendan Healy, Lois Holloway, Zdenka Kuncic, David Thwaites, and Clive Baldock. Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry. *Physics* in medicine and biology, 59(6):R183, 2014.
- [21] A Mesbahi, P Mehnati, and A Keshtkar. A comparative monte carlo study on 6mv photon beam characteristics of varian 21ex and elekta sl-25 linacs. *Iranian Journal of Radiation Research*, 5(1):23–30, 2007.
- [22] Faiz M Khan and John P Gibbons. Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [23] Jiang Hsieh. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances, volume 114. SPIE press, 2003.
- [24] Miles N Wernick and John N Aarsvold. Emission tomography: the fundamentals of PET and SPECT. Academic Press, 2004.
- [25] Medical Physics. Tomography computer. http://medicalphisycsurg. com/-MNW9pJGlpmM/VVIat9qzSMI/AAAAAAAABw/-ctWLR0ojtg/s1600/ TOMO.jpg, 2002. [Accesado 02-Sep-2016].
- [26] Walter Huda and Richard M Slone. Review of radiologic physics. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

- [27] PI Dorogokupets, EM Ponomarev, and EA Melekhova. Optimization of experimental data on the heat capacity, volume, and bulk moduli of minerals. *PETROLOGY C/C OF PETROLOGIIA*, 7(6):574–591, 1999.
- [28] Erhan Eser and Hüseyin Koç. Investigations of temperature dependences of electrical resistivity and specific heat capacity of metals. *Physica B: Condensed Matter*, 492:7–10, 2016.
- [29] RW Powell, Cho Yen Ho, and Peter Edward Liley. Thermal conductivity of selected materials. Technical report, NATIONAL STANDARD REFERENCE DATA SYSTEM, 1966.
- [30] Dale Smith, W Daenner, and Y Gohar. Iter blanket, shield and material data base. 1991.
- [31] Inc. eFunda. Thermal conductivity tungsten, copper. http://www.efunda. com/materials/elements, 2002. [Accesado 02-Feb-2017].
- [32] Thermal Exchange. Official distributors uk service centre of x-ray. http: //www.thermalexchange.co.uk, 2002. [Accessado 10-Mar-2017].
- [33] I George Zubal, Charles R Harrell, Eileen O Smith, Zachary Rattner, Gene Gindi, and Paul B Hoffer. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Medical physics*, 21(2):299–302, 1994.
- [34] Jeffrey A Fessler. Michigan image reconstruction toolbox. http:// web.eecs.umich.edu/~fessler/code/index.html, 2012. [Descargado 01-Sep-2016].