

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.



UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE CIENCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**ANÁLISIS DE LA FLUENCIA DEL HAZ DE RADIACIONES SOBRE
MANIQUÍ DE TEJIDO BLANDO EQUIVALENTE EN TRATAMIENTO DE
MÚLTIPLES BLANCOS USANDO TÉCNICA DE INTENSIDAD
MODULADA DE ARCOS VOLUMÉTRICOS Y MOSFET PARA SU
COMPROBACIÓN.**

Autor: Daniel E. González R.

Tutor Institucional: Dr. Jesús E. Dávila. P.

Tutor Académico: Dr. Yoan Parra

Mérida - Venezuela, Julio 2023

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.



UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE CIENCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**ANÁLISIS DE LA FLUENCIA DEL HAZ DE RADIACIONES SOBRE
MANIQUÍ DE TEJIDO BLANDO EQUIVALENTE EN TRATAMIENTO DE
MÚLTIPLES BLANCOS USANDO TÉCNICA DE INTENSIDAD
MODULADA DE ARCOS VOLUMÉTRICOS Y MOSFET PARA SU
COMPROBACIÓN.**

www.bdigital.ula.ve

Autor: Daniel E. González R.

Tutor Institucional: Dr. Jesús E. Dávila P.

Tutor Académico: Dr. Yoan Parra

Mérida - Venezuela, Julio 2023

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

www.bdigital.ula.ve

Agradecimientos

Ante todo, doy gracias a Dios por otorgarme la vida y salud que me permitió poder estar presente en mis labores diarias para llegar hasta este momento, siendo siempre ejemplo y guía en mi camino recorrido, al igual que agradezco a él por mis padres Eduardo González y Zaverina Raspatelli, que son símbolo ante mis ojos de rectitud, lealtad, perseverancia, solidaridad, y amor, dando las bases sobre el cual se edificaron gran parte de las características que hoy me definen, agradezco a todos aquellos que han tocado mi vida, llenándola de distintas tonalidades y sabores, que me permiten hoy poder recordar con nostalgia, alegría y sin arrepentimientos tiempos pasados, agradezco a todos aquellos que están presentes hoy en día, acompañándome y apoyándome para cumplir las diferentes metas trazadas, superando los obstáculos que me bloquean el camino. Doy gracias mi jefe, tutor y amigo Dr. Jesús E. Dávila, quien no solo ayudo en mi formación profesional, sino también ha sido guía y un ejemplo en mi crecimiento personal, al Grupo de Radioterapia GURVE, donde han sido tantas las emociones y recuerdos vividos con ustedes, que es un honor y un privilegio formar parte del equipo que cumple esa incasable labor que con distinción desempeñan, no tengo forma de agradecer a la familia Escobar Avilan, que no solo me aceptaron a su lado, sino que acogieron con un miembro más de su familia, dándome la tranquilidad y el apoyo incondicional que ello implica, Te doy gracias Sra. Adrianny Escobar, porque indistintamente de mi carácter y defectos me haz acompañados y apoyado en este viaje que es nuestro matrimonio, superando incontables metas y trazando muchas más juntos, y agradezco a mis hermanos, Pierina, Andrés y Paola porque no imagino una mejor compañía que todo lo que hemos compartido juntos, siendo siempre una parte importante de mi vida.

A todos, doy gracias a Dios por permitirme caminar a su lado.

Daniel E. González R.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

www.bdigital.ula.ve

Resumen

Dado al constatare avance de las técnicas de tratamiento en la radioterapia, se hace necesario poder generar controles de calidad cada vez más específicos, que permitan poder dar garantía de la correspondencia entre la fluencia calculada por el SPT, y la fluencia que entrega el LINAC, por ello se planteó la verificación de la fluencia del haz de radiaciones usando detectores tipo Mosfet en maniquí planificado bajo simulación virtual y técnica de arcos volumétricos para la irradiación de múltiples blancos usando un haz de radiaciones proveniente de un acelerador lineal clínico con potencial de aceleración de 6MV, para realizar dicho estudio fue necesario evaluar los materiales adecuados para la elaboración del maniquí, empleando un tejido equivalente al tejido de partes blandas, contenido en un material de una densidad mayor, permitiendo de esta forma generar un maniquí que simuló la irradiación de un cráneo, dicha correlación fue verificada a través de imágenes tomográficas, permitiendo tomar medida de las UH para las dos regiones mencionadas, obteniendo un valor para el tejido central de $(65,1 \pm 9,4)$ UH y de $(1028,0 \pm 74,7)$ UH para la recubierta. Para la verificación de la fluencia se elaboraron 3 planes de tratamiento diferentes, en donde se entregaron dosis de radiación distintas a 5 PTVs correspondientes a los volúmenes circundantes a los detectores tipo MOSFET, antes de hacer la irradiación de los detectores fue necesario verificar la calibración dosimétrica del LINAC, calculando un valor de $1,0027 \text{cGy/UM}$ en la profundidad de dosis máxima en condiciones de referencia para fotones generados en un potencial de aceleración de 6MV, discrepando del valor ideal en un 0,27%. Por último, se posicionó el maniquí en el acelerador lineal haciendo uso de las imágenes de localización del equipo, permitiendo así irradiar el maniquí con los detectores en su interior, obteniendo discrepancias de alrededor del 3% para los puntos de medida, sin embargo, una de las medidas fue afectada por un fuerte gradiente de dosis, que sumado a la resolución espacial del detector generó necesario evaluar el punto de comparación para poder entender la discrepancia obtenida en este caso.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Índice

Introducción	22
Objetivo General	26
Objetivos Específicos	26
CAPITULO I	28
4.2. Antecedentes.	28
1.2. Aceleradores Lineales	34
1.2.1. Cañón de electrones:	36
1.2.2. Estructura Aceleradora	39
1.2.2.1. Estructura Aceleradora de Onda Viajera	39
1.2.2.2. Estructura Aceleradora de Onda Estacionaria	40
1.2.3. Generador de Radiofrecuencias (Amplificador de Pulsos Klystron)	42
1.2.4. Magneto Deflector.	44
1.2.5. Blanco (Generación de rayos-X).	47
1.2.6. Colimador Multiláminas (MLC):	49
1.2.6.1. Características físicas del MLC Millennium 120	50
1.3. Planificación inversa para tratamientos de intensidad modulada. 55	
1.4. Algoritmo Analítico Anisotrópico.	59
1.4.1 Modelado de la fuente primaria:	59

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

1.4.2. Modelado de la fuente secundaria:	62
1.4.3. Modelado de la contaminación electrónica:	64
CAPÍTULO II:	66
2.1. Detectores de radiación Ionizante.....	66
2.1.1. Calibración de un detector de radiación ionizante:	69
2.1.2. Detectores Gaseosos.....	73
2.1.2.1. Región de cámara de ionización.	77
2.1.3. Detectores de estado Sólido.....	81
2.1.3.1. Detectores de estado sólido tipo Mosfet.	84
2.2. Maniquí, y Tejido Equivalente	86
CAPÍTULO III	90
3. Métodos y Materiales	90
3.1. Acelerador Lineal Clínico	90
3.2. Sistema de verificación de dosis en pacientes: MOSFET20, TN-RN- 50 de Thomson & Nielsen	98
3.4. Sistema de planificación de tratamiento (SPT).....	104
Capítulo IV.....	111
4.1 Análisis tomográfico del maniquí y su composición.....	111
4.3. Posicionamiento en el acelerador lineal clínico e irradiación del maniquí.....	121
Capítulo V:.....	131

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

5.1. Conclusiones.....	131
6. Referencias.....	133

www.bdigital.ula.ve

Índice de Figuras

Figura 1: Planificación de tratamiento convencional dirigida al encéfalo con 5 campos estáticos.....	24
Figura 2: Planificación de tratamiento con resolución del problema inverso, dirigido al encéfalo con 2 arcos volumétricos irradiando múltiples lesiones con un solo isocentro.	24
Figura 3: Linealidad del MOSFET en un rango de 35cGy a 427cGy (Deshpande, 2013)	31
Figura 4: Distribución de dosis calculada en el sistema de planificación sobre el CT de una maniquí XWU con MOSFET en su interior en tres planos coronales diferentes (Deshpande, 2013).....	31
Figura 5: Diagrama básico de la generación de haces de fotones con AL. En Radioterapia. (Besa, 2013).....	35
Figura 6: Representación de posicionamiento de mandíbulas de colimación y MLC en un equipo de la casa comercial Varian (AAPM, (2001))	35
Figura 7: Fotografía de un tríodo desarmado, producido para aceleradores de la casa comercial Varian Medical Systems. (Whelana, 2016).....	37
Figura 8: Diagrama de un tríodo producido para aceleradores de la casa comercial Varian Medical Systems; A) corte sagital del cañón de electrones. B) Diagrama coronal de la rejilla. (Whelana, 2016)	37
Figura 9: Simulación de la energía cinética de los electrones según la posición en la que se encuentran dentro del cañón de electrones. (Whelana, 2016).....	38

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Figura 10: Fotografía de una estructura aceleradora cortada longitudinalmente (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007).....	40
Figura 11: Diagrama de Estructura Aceleradora de Onda Estacionaria. (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)	41
Figura 12: Fotografía de una Estructura aceleradora de Onda Estacionaria con un Corte Longitudinal (Podgorsak, 2003).....	42
Figura 13: Diagrama de componentes de Amplificador de Pulso Klystron (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007).....	43
Figura 14: Fotografía de un Amplificador de Pulso Klystron.	43
Figura 15: Ilustración de la descomposición de un haz de electrones en su espectro energético.....	45
Figura 16: Diagrama de Redirección de 270° de una Haz de Electrones en un Magneto deflector (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)	47
Figura 17: Espectro de energía para los fotones generados a partir la colisión de electrones acelerados en un potencial de aceleración de 6 MV (Sievinen, 2005)..	49
Figura 18: Visión inferior de los colimadores. (Cañón, (2010)).....	51
Figura 19: Esquema de la forma de una lámina del sistema Millennium 120. (Cañón, (2010)).....	51
Figura 20: Representación de la transmisión entre las láminas (AAPM, (2001))	52
Figura 21: Representación del diseño de láminas Groove- Tongue. (Rodriguez , (2015)).....	53
Figura 22: Descripción gráfica del concepto de penumbra. (Cañón, (2010))	53

Figura 23: Efecto Tongue and Groove debido al diseño para atenuación de la transición entre láminas adyacentes. (Cañón, (2010))	54
Figura 24: Diagrama de control de calidad de transmisión de la radiación entre laminas.	55
Figura 25: Planificación 3D convencional de paciente con lesión en la hipófisis.	56
Figura 26: Planificación 3D con intensidad modulada de paciente con múltiples lesiones en el encéfalo.	56
Figura 27: Tabla de histogramas de puntos de referencia dosimétricos para la planificación inversa.	57
Figura 28: Ejemplo de la energía media en función de la distancia radial del eje central de un haz de fotones producidos por fotones de un potencial de aceleración de 6MV. (Sievinen, 2005).....	60
Figura 29: Ejemplo del perfil de intensidad para un haz de fotones producidos por fotones de un potencial de aceleración de 6MV. (Sievinen, 2005)	61
Figura 30: Ejemplo del perfil de intensidad sin el filtro aplanador para un haz de fotones producidos con electrones en un potencial de aceleración de 10 MV. (Varian Medical Systems, Inc, 2010).....	62
Figura 31: Representación de las estructuras de moldeado y colimación de un haz de radiación en el cabezal de un acelerador lineal de la casa comercial Varian. .	63
Figura 32: Ejemplo de curva de contaminación electrónica.	64
Figura 33: Gráfico del factor de corrección por calidad del haz vs el %dd(10)x para distintas cámaras de ionización comerciales.	72
Figura 34: Contador Proporcional (Departamento de Física Teorica, s.f.)....	75

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Figura 35: Intensidad de pulso del detector vs el voltaje aplicado. (Knoll, 2010)	76
Figura 36: Diagrama de trayectoria de un flujo de partículas de radiación a través de los dos medios (Attix, 2008.)	79
Figura 37: Representación de estructura de Silicio dopada con Boro (izquierda), Grafica de los niveles energéticos del semiconductor tipo p (derecha) (Knoll, 2010)	83
Figura 38: Representación de estructura de Silicio dopada con Fosforo (izquierda), Grafica de los niveles energéticos del semiconductor tipo n (derecha) (Knoll, 2010)	83
Figura 39: Simulación del desplazamiento de los pares electrón-hueco en los polos de un diodo al aplicarse un voltaje. (Knoll, 2010)	84
Figura 40: Simulación de la generación de pares electrón-hueco en la región sensible del detector a causa de la entrega de energía por parte de la radiación ionizante (Knoll, 2010).	84
Figura 41: Estructura interna de un MOSFET. (González, 2023)	85
Figura 42: Distribución de probabilidad para los efectos Fotoeléctrico, Compton, y Producción de pares (Attix, 2008.)	88
Figura 43: Clinac IX Trilogy con el sistema de imágenes extendido.	91
Figura 44: Clinac IX Trilogy con el sistema de imágenes retraído.	91
Figura 45: Posicionamiento de la Cámara de Ionización en el Maniquí estándar.	92
Figura 46: Posicionamiento del maniquí estándar alineado con el centro el haz de radiación.	92

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Figura 47: Alineación de la superficie del maniquí con el isocentro del acelerador Lineal.....	93
Figura 48: Sistema de verificación de dosis en pacientes: MOSFET20, TN-RN-50 de Thomson & Nielsen.....	99
Figura 49: Detectores MOSFET	99
Figura 50: Montaje experimental para la calibración de los detectores tipo MOSFET	100
Figura 51: Fotografía de cara anterior del maniquí sobre un colchón de vacío como soporte	103
Figura 52: Fotografía de cara lateral del maniquí con un colchón inmovilizador como soporte.	103
Figura 53: Tomografía del Maniquí, con una resolución de dos cada uno, visualizada desde un sistema de planificación Eclipse 16.	104
Figura 54: Sistema de planificación Eclipse 16.3 de la casa Varian Medical System.....	104
Figura 55: Sistema de planificación de tratamiento Eclipse 16.3, Ventana de Planificación de tratamiento.....	105
Figura 56: Sistema de planificación de Tratamiento, ventana de optimización para la planificación inversa.....	105
Figura 57: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número uno, así como la esfera sobre la que se calcularan las dosis.	106
Figura 58: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número dos, así como la esfera sobre la que se calcularan las dosis.	106

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Figura 59: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número tres, así como la esfera sobre la que se calcularan las dosis. 106

Figura 60: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número cuatro, así como la esfera sobre la que se calcularan las dosis. 106

Figura 61: Tomografía de planificación del maniquí con una delimitación para el detector tipo MOSFET número cinco, así como la esfera sobre la que se calcularan las dosis. 107

Figura 62: Reconstrucción tridimensional con la delimitación del maniquí, así como de los volúmenes para la planificación 107

Figura 63: Representación tridimensional de la trayectoria de los arcos volumétricos sobre el maniquí. 109

Figura 64: Posicionamiento de maniquí en el acelerador lineal para realizar la entrega de la dosis de radiación (visión oblicua izquierda). 109

Figura 65: Posicionamiento de maniquí en el acelerador lineal para realizar la entrega de la dosis de radiación (visión lateral derecha)..... 109

Figura 66: Montaje experimental, con el sistema de imágenes (OBI) desplegado..... 110

Figura 67: Consola de control del Acelerador lineal y sistema de imágenes para la verificación de posicionamiento..... 110

Figura 68: Medición de UH de la recubierta del maniquí. 111

Figura 69: Medición de UH del tejido equivalente..... 111

Figura 70: Histograma de UH medidas para el tejido equivalente del maniquí. 112

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Figura 71: Histograma de UH medidas para la recubierta del maniquí.....	113
Figura 72: Planificación de tratamiento sobre la CT del maniquí con una dosis de 600cGy por sesión para una dosis total de 3000cGy.	114
Figura 73: Histograma dosis volumen para <i>el plan 1</i> :	114
Figura 74: <i>Distribución de la dosis para el plan 2 sobre el CT de la tomografía.</i>	116
Figura 75: <i>Distribución de dosis para, en un corte axial, flecha amarilla: distribución de la dosis para el PTV 4, el color cian representa una dosis de 200cGy. Flecha roja: distribución de dosis para el PTV 5, el color rojo representa una dosis de 600cGy</i>	116
Figura 76: <i>Distribución de dosis para, en un corte axial, con una representación en color wash de las dosis entre los 1800cGy hasta los 3400cGy...</i>	116
Figura 77: Histograma de dosis volumen para el plan 2.	117
Figura 78: <i>Distribución de la dosis para el plan 3 sobre el CT de la tomografía.</i>	119
Figura 79: Histograma de dosis volumen para el plan 3.	119
Figura 80: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 1	121
Figura 81: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 2	121
Figura 82: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 3	122
Figura 83: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 4	122

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Figura 84: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 5 122

Figura 85: Sobreposición de la distribución de dosis para el plan 1 sobre la imagen del CBCT, posicionada sobre el detector 2. 122

Figura 86: Sobreposición de la distribución de dosis para el plan 1 sobre la imagen del CBCT, posicionada sobre el detector 1. 123

Figura 87: Histograma de dosis absorbida sobre el volumen de los detectores tipo MOSFET para el plan 1. 123

Figura 88: Histograma de dosis absorbida sobre el volumen de los detectores tipo MOSFET para el plan 2. 124

Figura 89: Histograma de dosis absorbida sobre el volumen de los detectores tipo MOSFET para el plan 3. 124

Índice de Tablas

Tabla 1: Características del sistema Millennium 120. (Cañón, (2010)).....	51
Tabla 2: Factores de corrección por calidad del haz para %dd(10)x en distintas camaras de ionización comerciales. (Hanson, 1999).....	72
Tabla 3: Tabla de propiedades de los gases. (Knoll, 2010).....	78
Tabla 4: Medidas de carga colectada por la cámara de ionización en las profundidades de 10cm y 20 cm	94
Tabla 5: Medidas de carga colectada para diferentes voltajes en los electrodos de la cámara de ionización	95
Tabla 6: Medidas corregidas por presión y temperatura de carga colectada por la cámara de ionización para diferentes voltajes entre los electrodos,.....	96
Tabla 7: Medidas de carga colectada por la cámara de ionización en condiciones de referencia con una profundidad de 5cm desde la superficie del maniquí.	97
Tabla 8: Lecturas de los MOSFET para el cálculo del coeficiente de proporcionalidad entre los cambios de voltaje y la dosis recibida.....	101
Tabla 9: Factor de calibración para los detectores tipo MOSFET	101
Tabla 10: Dosis de radiación prescrita para los distintos PTV en los 3 planes de tratamiento radiante.....	108
Tabla 11: Medición de UH para el medio interno y recubierta del maniquí, haciendo uso de la tomografía.....	112
Tabla 12: <i>Análisis de las curvas de Dosis para los diferentes PTVs, en el plan 1.</i>	115

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 13: <i>Análisis de las curvas de Dosis para los diferentes PTVs, en el plan 2</i>	118
Tabla 14: Análisis de las curvas de Dosis para los diferentes PTVs, en el plan 3.....	120
Tabla 15: Dosis planificada en el plan 1 sobre el volumen que del detector125	
Tabla 16: Dosis planificada en el plan 2 sobre el volumen que del detector125	
Tabla 17: Dosis planificada en el plan 3 sobre el volumen que del detector125	
Tabla 18: lecturas de los detectores tipo Mosfet para el plan 1.	126
Tabla 19: Cálculo de la Dosis de radiación entregada en los detectores tipo MOSFET para el plan 1.	126
Tabla 20: Comparación de la dosis absorbida por los MOSFET, contra la dosis planificada, y la dosis prescrita en el plan 1.....	127
Tabla 21: lecturas de los detectores tipo MOSFET para el plan 2.....	128
Tabla 22: Cálculo de la Dosis de radiación entregada en los detectores tipo MOSFET para el plan 2.	128
Tabla 23: Comparación de la dosis absorbida por los MOSFET, contra la dosis planificada, y la dosis prescrita en el plan 2.....	129
Tabla 24: lecturas de los detectores tipo Mosfet para el plan 3.	129
Tabla 25: Cálculo de la Dosis de radiación entregada en los detectores tipo MOSFET para el plan 3.	130
Tabla 26: Comparación de la dosis absorbida por los MOSFET, contra la dosis planificada, y la dosis prescrita en el plan 3.....	130

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

www.bdigital.ula.ve

Introducción

El propósito de la radioterapia es entregar cierta cantidad de radiación de manera segura, precisa y eficiente a lesiones malignas y algunas benignas que respondan a este tratamiento, con la finalidad de detener los procesos celulares de dichas células, a través de los daños que se generan en las secuencias de ADN producto de la interacción de la radiación con la materia.

Los daños que se producen en las células producto de la interacción de la radiación con la materia, tienen una estrecha relación con la cantidad de dosis de radiación que se le entrega a los distintos tejidos celulares que componen el cuerpo humano. Partiendo de la incapacidad de las células malignas de reparar los daños en el código genético, se puede identificar que un factor importante para entregar un tratamiento efectivo, es precisamente poder entregar una dosis de radiación suficientemente alta para generar daños en las células malignas, sin embargo, dichas células están rodeadas de otros tejidos sanos y en algunos casos de vital importancia para el organismo.

Los daños generados en las células sanas de los tejidos circundantes a las lesiones malignas, pueden ser reparables para las células, pero para ello se debe procurar hacer una entrega de radiación tal que estos daños no sean irreversibles para los distintos tejidos que se pueden ver involucrados en la irradiación, por lo que el fraccionamiento en el que se entrega la dosis de radiación total, juega un papel fundamental en el control de los efectos no deseados en los demás tejidos, siempre buscando un equilibrio entre generar daños en las células malignas, sin sobre pasar la capacidad de reparar los mismos para las demás células. (Urdaneta, 2009) (Korinko, 1997)

Con el avance de la tecnología y de los estudios en la efectividad de distintos protocolos de fraccionamientos, se ha podido implementar, tratamientos mucho más específicos y certeros, que proporcionan una mayor probabilidad de control de la

enfermedad así como una mejor calidad de vida posteriormente a los tratamientos de las distintas patologías, presentando en la actualidad una tendencia a utilizar fraccionamientos cada vez más cortos (hipo-fraccionamientos) en los que se entregan dosis de radiación más altas por fracción, siendo esto posible gracias a las técnicas de entrega de tratamiento modernas como lo son las técnicas de intensidad modulada.

La radioterapia con arcos volumétricos (VMAT) es una de las técnicas actualmente más usadas en la terapia de radiación debido a su mayor eficiencia en la entrega de altas dosis de radiación que las técnicas convencionales, permitiendo además tratamientos mucho más rápidos que ayudan a una correcta entrega de la dosis. Una de las mayores ventajas es poder irradiar con un solo isocentro múltiples blancos, con dosis diferentes a cada blanco, permitiendo así entregar siempre la mayor cantidad de dosis para los distintos objetivos sin sobrepasar las tolerancias de los tejidos circundantes.

Dicha técnica utiliza para su planificación por resolución del problema inverso indicando que el cálculo directo en este caso es imposible. Es por ello que la comprobación y verificación de los planes de tratamiento se convierte en una herramienta imprescindible para asegurar una correcta entrega de la dosis.

La planificación de problema inverso agrega una gran complejidad a los procesos normales que se realizarían al momento de ejecutar el cálculo de la interacción de la radiación con el cuerpo del paciente, dado que convencionalmente (cálculo de la dosis directo) se colocan los campos con sus modificadores geométricos tal como los colimadores y/o demás accesorios, para poder realizar un cálculo de la cantidad de unidades monitores que el equipo tiene que disparar para entregar una dosis deseada, esto último según la calibración del equipo, siendo muy diferente en el caso de planificación por resolución del problema inverso dado a que se le indica a un sistema la cantidad de dosis deseada para cada uno de los órganos involucrados y es el sistema quien moldea la entrega de los haces de radiación para que ello se cumpla.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

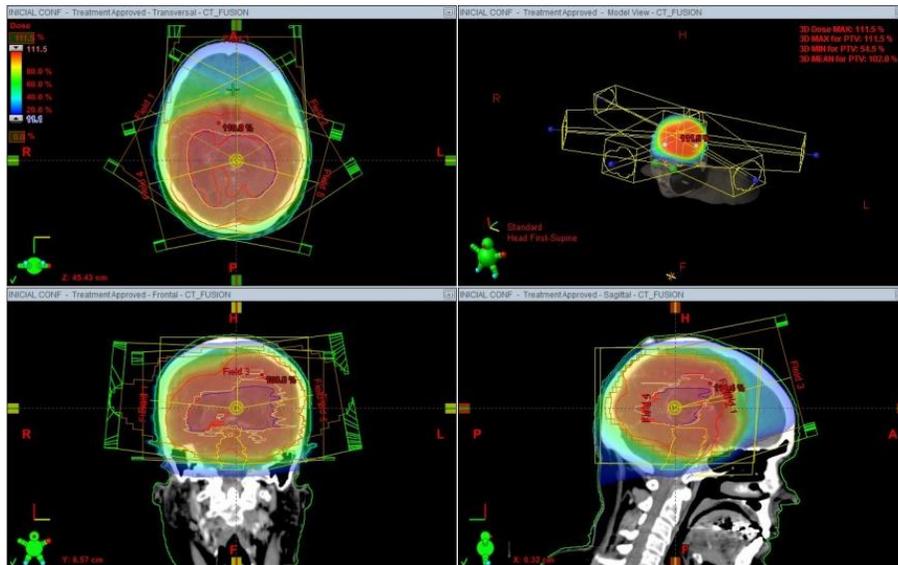


Figura 1: Planificación de tratamiento convencional dirigida al encéfalo con 5 campos estáticos.

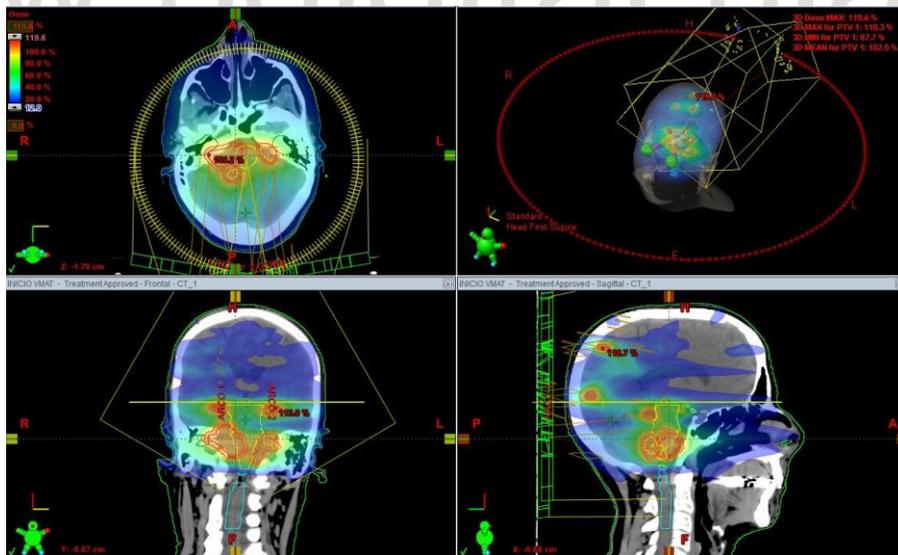


Figura 2: Planificación de tratamiento con resolución del problema inverso, dirigido al encéfalo con 2 arcos volumétricos irradiando múltiples lesiones con un solo isocentro.

Como se aprecia en las **Figura 1** y **Figura 2**, existe una diferencia marcada en como las curvas de porcentaje de dosis se conforman a la lesión que se desea tratar para los tratamientos convencionales y los calculados a través de la planificación por resolución del problema inverso o también conocidos como tratamientos de intensidad modulada, siendo esta última notablemente más precisa, y es esa precisión además, de la complejidad de los múltiples sistemas involucrados en un tratamiento de esta categoría, lo que hace necesario hacer una verificación más exhaustiva de la fidelidad y reproductividad de los planes de tratamiento de intensidad modulada, calculados en la computadora contra la realidad de la entrega de tratamiento en el acelerador lineal.

Los resultados de esta planificación inversa, implican la resolución de la función objetivo para la optimización del haz de radiación, siendo mucho más difícil su comprobación, es por ello que se requieren métodos alternos para verificar la dosis entregada, si bien, no significa que los métodos convencionales de comprobación de la dosis emitida por los equipos de radioterapia son obsoletos, sin embargo no son suficientes para la planificación de intensidad modulada (Rodríguez , (2015)) (Cañón, (2010)).

Los métodos convencionales de verificación de la dosis emitida por los equipos de radioterapia, sigue siendo la base de calibración y verificación de los parámetros base mecánicos y dosimétricos de dichos equipos, así como se puede evaluar en el TECDOC-1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica, y en la Colección de informes técnicos n°398 de la misma organización donde están las bases antes mencionadas para la correcta verificación y calibración dosimétrica de los equipos de radioterapia (Alfonso, 2010) (N°TCDI, 2005), pero cuando hablamos de tratamientos de intensidad modulada, hace falta comprobar más parámetros como lo es la capacidad de los equipo de modular los haces de radiación.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Los planes de intensidad modulada emplean diferentes herramientas para poder hacer los cambios en la fluencia del haz de radiación que los caracteriza (Sievinen, 2005) (Ulmer, 2003), siendo el Colimador Multi-Laminas (MLC) la primera herramienta que lo permitió y aún sigue siendo parte fundamental en la modulación del haz, por lo que es natural que muchos trabajos de extensión para la verificación de este tipo de tratamientos, se enfocaron en la verificación de parámetros mucho más específicos de este accesorio, dando la posibilidad de comprobar la eficiencia del posicionamiento de cada una de las láminas de dicho accesorio durante la entrega del tratamiento.

La técnica de tratamiento VMAT, no solo hacer uso de los desplazamientos de las láminas del MLC durante la entrega del tratamiento, sino que como su nombre lo indica, el gantry del acelerador lineal va rotando alrededor del paciente mientras se realiza el disparo de radiación, permitiendo a su vez modular parámetros como la velocidad de rotación del equipo, así como la tasa de salida de la radiación para los diferentes ángulos de rotación que compongan el arco de tratamiento.

Los parámetros adicionales que modula la técnica VMAT hace muy complejo poder evaluar todos ellos por separado, por lo que en este trabajo de investigación se plantea medir los planes de tratamiento aplicados con una técnica de irradiación VMAT directamente sobre maniquí de tejido equivalente con detectores de estado sólido tipo Mosfet colocados dentro, por ello que se plantean los siguientes objetivos:

Objetivo General

Medición de la fluencia del haz de radiaciones usando detectores tipo Mosfet en maniquí planificado bajo simulación virtual y técnica de arcos volumétricos para la irradiación de múltiples blancos usando un haz de radiaciones proveniente de un acelerador lineal clínico con potencial de aceleración de 6MV.

Objetivos Específicos

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

1. Estudiar las propiedades de algunos materiales usados para construir un maniquí de tejido equivalente a la densidad del tejido blando.
2. Construir maniquí de tejido equivalente e insertar los detectores tipo MOSFET y realizar tomografía de rayos X.
3. Planificar bajo simulación virtual en el maniquí un tratamiento de radioterapia usando técnica de arcos volumétricos con intensidad modulada y 3 blancos de irradiación con dosis simultaneas de 600, 300, 200 cGy.
4. Calibración y Control de calidad del acelerador lineal clínico para el potencial de aceleración de 6 MV.
5. Calibración de los detectores tipo Mosfet utilizando cámara de ionización patrón en un haz proveniente de un acelerador lineal clínico con potencial de aceleración de 6 MV.
6. Irradiación del maniquí a partir del plan de tratamiento realizado.
7. Medición de dosis en maniquí utilizando detectores tipo Mosfet para comprobación de distribución de dosis.

Para poder cumplir con los objetivos planteados, se realizó una investigación teórica previa, donde se evaluaron los temas: dosimetría, Aceleradores lineales clínicos detectores de radiación, sistema de planificación, así como la verificación de los planes de tratamiento.

CAPITULO I

4.2. Antecedentes.

La verificación de los planes de tratamiento en radioterapia, en especial los de intensidad modulada, es fundamental para poder dar garantía de la calidad de los mismos, por ello, existen múltiples trabajos de investigación que exponen metodologías de verificación para los distintos parámetros que están involucrados en este procedimiento, entre ellos, podemos encontrar elementos base para la verificación y calibración de los detectores de radiación, así como la dosimetría del equipo, en cada uno de los posibles haces de radiación calificados como radiación ionizante, así tenemos:

Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA. En el 2000 publicó su trabajo *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad* (Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2000). Se presenta en el mismo una base metodológica, así como los requerimientos base sugeridos para poder realizar las verificaciones dosimétricas de los equipos de radioterapia, bien sean los equipos de teleterapia como los de braquiterapia. Además, da lineamientos sugeridos para la operatividad de los servicios de radioterapia, cuidando de forma adecuada los contenidos de un programa de control de calidad. Algunos elementos que destacan dentro de este trabajo es la metodología para la verificación de los parámetros mecánicos de los aceleradores lineales, así como los mecanismos de seguridad, que, si bien como es mencionado por el Organismo Internacional de Energía Atómica, es variable para cada uno de los distintos fabricantes, dichos equipos cuentan con mucha similitud, que son la base para poder establecer estos lineamientos.

Para el año 2005, el Organismo Internacional de Energía Atómica publicó su trabajo *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos, TRS398 (N°TCDI, 2005)*. Actualizando las bases para la verificación de los parámetros dosimétricos de los equipos de radioterapia, que han presentado cambios a lo largo del

tiempo para la metodología empleada, sin embargo, el TRS398 presenta una base confiable para la verificación de los valores dosimétricos de los equipos, en este caso para la verificación en agua de valores dosimétricos en aceleradores lineales, de igual forma, para las verificaciones dosimétricas de haces de electrones, protones, partículas pesadas, neutrones, y fotones de baja energía (del orden de los kilovoltios). En el caso de los fotones se da un trazo entre la calibración de los detectores de radiación en un laboratorio especializado denominado laboratorio dosimétrico primario y los detectores de radiación empleados para medir la dosis entregada por la radiación ionizante, así como establecer distintos factores de corrección que permiten ajustar aquellos parámetros que pudieran alterar la medida del detector. (N^oTCDI, 2005)

La verificación de la dosimetría compone un papel fundamental para cualquier servicio de radioterapia, sin embargo cuando hablamos de la verificación de los planes de tratamiento de intensidad modulada podemos encontrar muchas metodologías para la verificación de los mismos, siendo estas metodologías mucho más específicas, dada la gran cantidad de modalidades de tratamiento que se presentaron con la aparición de las técnicas modernas de irradiación, entre estas metodologías de verificación podemos encontrar a Dias, A. et al. quienes en el 2019 hicieron público su trabajo de investigación “Optimization of skin dose using in-vivo MOSFET dose measurements in bolus/non-bolus fraction ratio: A VMAT and a 3 DCRT study” (Dias, 2019) haciendo una comprobación de la correspondencia en las dosis cutáneas de la radioterapia conformada tridimensional (3DCRT) y la terapia de arco modulado volumétrico (VMAT) en el maniquí en in vivo, medidas con y sin bolus en un maniquí RANDO antropomórfico femenino y en pacientes, se compararon con los valores calculados del sistema de planificación del tratamiento. Se realizó una caracterización exhaustiva del sistema de medición del transistor de efecto de campo semiconductor de óxido metálico (MOSFET) antes de las mediciones en maniqués y pacientes. Para luego seleccionar pacientes con indicación clínica de radioterapia externa postoperatoria. La dosis en piel mostró valores más altos con la técnica 3DCRT en

comparación con VMAT. Se cuantificó el aumento de dosis en piel debido al uso de bolus. Observando que, en el caso de VMAT, el efecto del bolus sobre la dosis en piel fue considerable en comparación con 3DCRT. Desde el punto de vista del tiempo de tratamiento, el costo del bolus y la reproducibilidad del posicionamiento, se puede optimizar el uso del bolus en estas situaciones gracias a la verificación previa del tratamiento.

De igual forma Deshpande, S. et Al. Para el 2013 publican “Dosimetry investigation of MOSFET for clinical IMRT dose verification. *Technology in Cancer Research & Treatment*” (Whelan, 2016) expresando la importancia en IMRT de la verificación de la dosis específica para el paciente regularmente. Las técnicas de dosimetría simples y eficientes juegan un papel muy importante en el control de calidad de la dosimetría clínica de rutina. Un resultado destacable son las ventajas que ofrece el dosímetro MOSFET sobre los dosímetros convencionales, como lo es su pequeño tamaño, lectura inmediata, reutilización inmediata, mediciones de dosis en múltiples puntos. Para utilizar el MOSFET como sistema de dosimetría clínica de rutina para la verificación de dosis previa al tratamiento en IMRT, es llevado a cabo un conjunto completo de experimentos para investigar su linealidad, reproducibilidad, efecto de tasa de dosis y dependencia angular para un haz de rayos X de 6 MV. Los MOSFET muestran una respuesta lineal con un coeficiente de linealidad de 0,992 para un rango de dosis de 35 cGy a 427 cGy. La reproducibilidad del MOSFET se midió irradiando el MOSFET durante diez irradiaciones consecutivas en el rango de dosis de 35 cGy a 427 cGy. Se encontró que la reproducibilidad medida de MOSFET estaba dentro del 4 % hasta 70 cGy y dentro del 1,4 % por encima de 70 cGy. Las respuestas angulares de los MOSFET se midieron en intervalos de 10 grados de 90 a 270 grados en sentido contrario a las agujas del reloj y se normalizaron en el ángulo de gantry cero y se encontró que estaba en el rango de $0,98 \pm 0,014$ a $1,01 \pm 0,014$. Los MOSFET se calibraron en un maniquí que luego se usó para la verificación de IMRT. Se encontró que los coeficientes de calibración medidos eran 1 mV/cGy y 2,995 mV/cGy en modo

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

estándar y de alta sensibilidad, respectivamente. Los MOSFET se utilizaron para la verificación de la dosis previa al tratamiento en IMRT. Se utilizaron nueve dosímetros para cada paciente para medir la dosis en diferentes planos. La variación promedio entre la dosis calculada y medida en cualquier ubicación estuvo dentro del 3%. Se encontró que la verificación de dosis usando MOSFET y IMRT maniquí es rápida, eficiente y muy adecuada para un departamento de radioterapia ocupado.

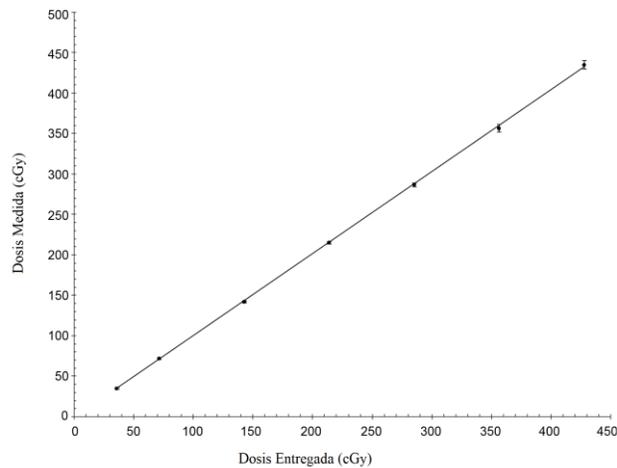


Figura 3: Linealidad del MOSFET en un rango de 35cGy a 427cGy (Deshpande, 2013)

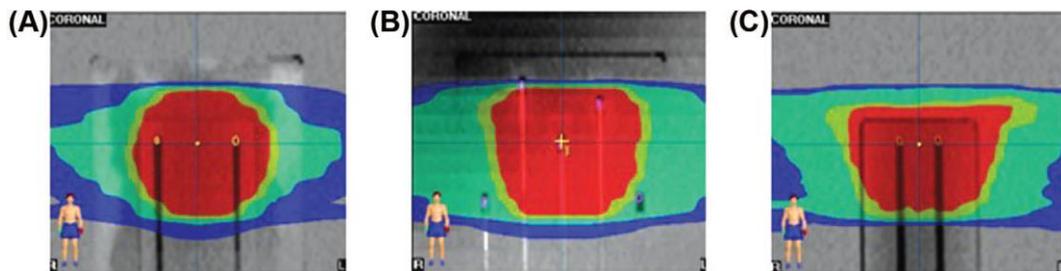


Figura 4: Distribución de dosis calculada en el sistema de planificación sobre el CT de una maniquí XWU con MOSFET en su interior en tres planos coronales diferentes (Deshpande, 2013)

La verificación de la dosis en puntos específicos del cuerpo humano representa un reto, dado a la gran cantidad de variables que se pudieran considerar, según la región anatómica u órgano que se quiere evaluar, por ellos podemos encontrar trabajos con similitudes que evalúan algunos parámetros análogos con variación de las condiciones, para poder comprobar como este cambio puede afectar los resultados, Vivek Mishra, et Al. para el 2021 publicaron “Surface Radiation Dose Measurement with Mosfet for Head and Neck Cancer using Phantom” (Vivek Mishra, 2021) con el objetivo de estudiar la dosis en superficie recibida por los pacientes con cáncer de cabeza y cuello durante el tratamiento de radiante, guardando similitud con el trabajo presentado por Días, et al. en 2019 (Días, 2019), para ello se emplearon detectores MOSFET al igual que en los casos presentados anteriormente, debido a su pequeño tamaño, mayor reproducibilidad y sensibilidad.

La calibración de MOSFET se realizó para verificar su precisión y linealidad junto con la dependencia del tamaño del campo, la dependencia de la tasa de dosis y la dependencia angular. Los planes de tratamiento de pacientes con cáncer de cabeza y cuello se realizaron con los MOSFET empleando planes con las técnicas VMAT y 3DCRT, encontrando que las dependencias angulares, del tamaño del campo y de la tasa de dosis era de ± 1 %, $\pm 2,76$ % y $\pm 1,64$ %, respectivamente, mostrando como los valores medidos por los detectores MOSFET coincidieron con los valores calculados de Sistema de Planificación de Tratamiento para la dosis superficial con un 95 % de confianza.

Uno de los retos enfrentados es dado que la anatomía de la piel es muy pequeña, alrededor de 0,07 mm, registrar una dosis a esta profundidad es un problema desafiante, dado que el tamaño del MOSFET es muy pequeño en comparación con la mayoría de los detectores, su uso para la medición de dosis en superficie conlleva a la lectura de una dosis muy precisa en un punto en espacio, pudiendo conllevar a discrepancia entre las dosis de superficie planificadas por el sistema y la dosis medida en los MOSFET

debido a un error de localización de los detectores al momento de la irradiación, conduciendo a una verificación incorrecta del tratamiento.

La verificación de los planes de tratamiento en el caso de las técnicas modernas como lo es VMAT no solo se debe limitar a la comprobación de la entrega de la dosis a los órganos target, sino que debe hacer control sobre los órganos a riesgo y las regiones que se busca cuidar de los efectos no deseados de la radiación, Onal, C., Bozca, R., Dolek, Y. et al, en el año 2020 (Onal, 2020) hacen una verificación de la dosis en órganos a riesgo en el cáncer de próstata, más específicamente en la dosis que reciben los testículos debido a la radiación dispersa en los tratamiento radiantes de próstata titulada como “Incidental testicular doses during volumetric-modulated arc radiotherapy in prostate cancer patients” realizando comparación de las dosis testiculares incidentales durante la terapia de arco volumétrico modulado (VMAT) en pacientes que reciben irradiación linfática pélvica y solo de próstata.

Se realizaron medidas de las dosis testiculares en 40 pacientes con cáncer de próstata de riesgo intermedio y alto se realizaron los cálculos del plan y la dosis testicular en el sistema de planificación de tratamiento (TPS) utilizando la técnica VMAT a 6 MV. Las dosis testiculares dispersas también se midieron mediante detectores MOSFET colocados en la superficie del testículo, haciendo una comparación de las dosis testiculares de pacientes tratados con irradiación de campo pélvico y solo de próstata, obteniendo que las dosis testiculares medias medidas por fracción de 200 cGy por en el TPS y mediante MOSFET fueron 1,7 cGy (0,7–4,1 cGy) y 4,8 cGy (3,6–8,8 cGy), respectivamente. Las dosis de TPS y las lecturas de MOSFET mostraron una fuerte correlación significativa (Pearson $r = 0.848$, $p < 0.001$). Las dosis testiculares medidas por TPS (1.34 ± 0.36 cGy vs 2.60 ± 0.95 cGy; $p < 0.001$) y MOSFET (4.52 ± 0.64 cGy vs 6.56 ± 1.23 cGy; $p < 0.001$) fueron significativamente menores en pacientes con irradiación solo de próstata que en aquellos con irradiación del campo pélvico, la dosis dispersa acumulada media para el campo de la próstata en

el que se administró 78 Gy fue de 1,8 Gy y la de la irradiación del campo pélvico fue de 2,6 Gy.

Concluyendo así que los pacientes con irradiación solo de próstata recibieron dosis testiculares más bajas que aquellos con irradiación adicional del campo pélvico, posiblemente debido al aumento de las dosis dispersas en la irradiación de campo grande usando la técnica VMAT. (Onal, 2020)

1.2. Aceleradores Lineales.

Los aceleradores lineales (AL) son equipos que, hacen uso de radiofrecuencias para acelerar electrones a lo largo de una estructura tubular con cavidades, que luego, permitirán la generación de fotones de alta energía mediante el efecto de Bremsstrahlung, resultando así un haz de rayos X con un espectro de energía del orden de los MeV. Estos equipos están compuestos en rasgos generales, por un cañón de electrones que genera y acelera parcialmente electrones, los mismos ingresan a una estructura aceleradora, donde haciendo uso de microondas de gran amplitud, generan campos eléctricos alternantes, que interactúan a través de fuerzas Coulombianas con los electrones, acelerándolos casi hasta la velocidad de la luz, Esta estructura aceleradora es la encargada de establecer la energía de salida de estos electrones, para posteriormente filtrar los electrones con la energía adecuada mediante el paso de los electrones por un magneto deflector, que además de ello, será quien redireccione los electrones hacia el paciente, para luego colisionar con un blanco donde se producirán los fotones de alta energía, como se muestra en la *Figura 5*.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

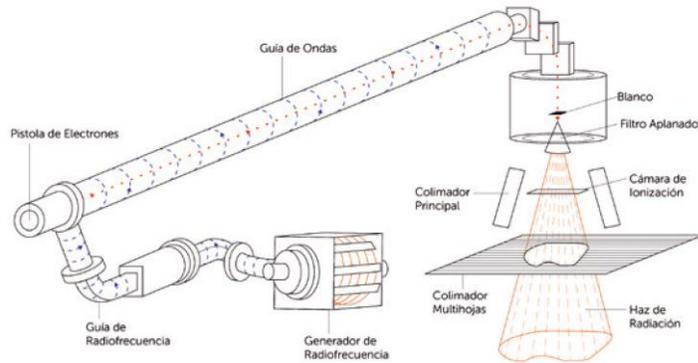


Figura 5: Diagrama básico de la generación de haces de fotones con AL. En Radioterapia. (Besa, 2013)

Posterior al sistema de generación de los fotones encontraremos elementos que nos permitirán moldear el haz de radiación según las necesidades del campo de tratamiento. Resaltando entre ellos los sistemas de colimación, estos se dividen en 3 grupos; primario, secundario y terciario, consecuentes con su posición en la trayectoria del haz de radiación como se muestra en la **Figura 6**.

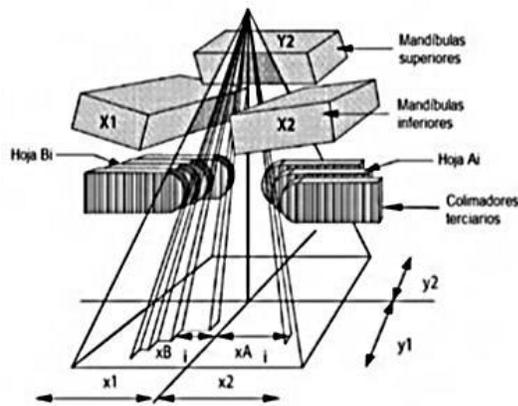


Figura 6: Representación de posicionamiento de mandíbulas de colimación y MLC en un equipo de la casa comercial Varian (AAPM, (2001))

1.2.1. Cañón de electrones:

La forma más sencilla de producir los electrones que se requieren en el **A.L.** es a través del efecto termoiónico, normalmente estos cañones contienen una lámina, que al calentarse debido al paso de una corriente, tendrá una probabilidad de emitir un electrón que será desprendido de la superficie del material, este electrón puede ser recapturado por el material en condiciones normales, para evitar ello, estos electrones son acelerados por el campo eléctrico establecido entre electrodos, la forma de dichos electrodos está diseñada para enfocar los electrones en un haz fino que se insertará en la estructura aceleradora, debido a ello, el cañón de electrones es la parte más sensible a los campos magnéticos externos, debido a que dichos campos podrían alterar la trayectoria de las partículas cargadas evitando que estas sigan adecuadamente la trayectoria deseada, así mismo debido a las altas temperaturas en las que trabaja el cañón, son sensibles a las variaciones de temperatura indeseadas pudiendo generar cambios en las propiedades físicas del material.

Los sistemas más utilizados en lo aceleradores modernos son los diodos y los tríodos, ambos tienen mucha similitud en la base física que utilizan para la emisión de electrones, sin embargo, la diferencia principal entre ellos es la existencia de una rejilla colocada justo antes del cátodo (**Figura 8b**) que será lo que permitirá modular la tasa de salida de electrones hacia la guía aceleradora, dicha modulación es posible a través de la variación del voltaje en la rendija respecto al del cátodo por lo que se podrán captar electrones por esta rendija a conveniencia, sin tener que parar el disparo para cambiar el potencial en el cañón. (Whelana, 2016)

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

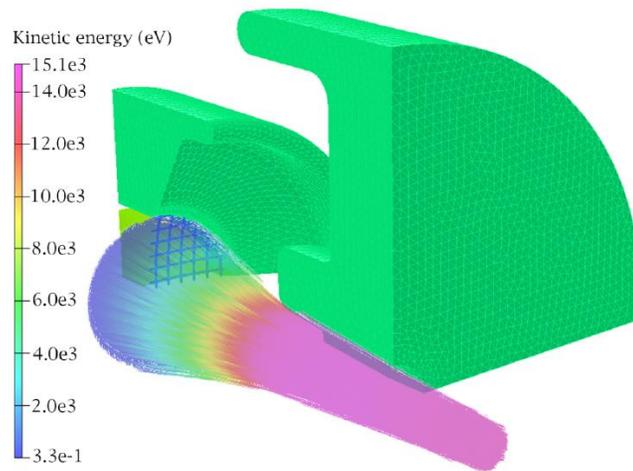


Figura 9: Simulación de la energía cinética de los electrones según la posición en la que se encuentran dentro del cañón de electrones. (Whelana, 2016)

Los emisores de electrones por efecto termoiónico en los cañones de uso clínico suelen tener temperaturas de alrededor de 1200K, colocando la temperatura como segundo factor de influencia en la producción de electrones como se mencionó anteriormente, debido a pequeños cambios en dicha temperatura pueden inhabilitar el mismo, bien sea porque la temperatura sea menor a la necesaria para poder vencer la función trabajo de los electrones o porque la temperatura sea muy alta comprometiendo así el estado del material.

Dadas las condiciones anteriores podemos observar la existencia de tres factores importantes en la generación de electrones en los sistemas clínicos, el primero son los efectos termodinámicos existentes en la generación de los electrones a través de efecto termoiónico, el segundo sería la compleja electrodinámica involucrada en el campo eléctrico generado por los electrodos y las alteraciones que producen los electrones a su paso, y por último la trayectoria de los electrones al momento de ser acelerados y la susceptibilidad que tienen a los campos magnéticos externos.

1.2.2. Estructura Aceleradora

Una vez que hemos generado y acelerado parcialmente los electrones, es necesario impartirles la energía deseada para la posterior generación de los rayos-X, la estructura aceleradora consiste en un cilindro con cavidades, donde se hace viajar ondas de radiofrecuencia, que a su vez generarán campos eléctricos alternantes, donde los electrones serán acelerados por la atracción a la cara anterior de la cavidad en su recorrido y repulsión por la cara posterior. Una vez que los electrones se acercan a la cara anterior, esta cambia de polaridad generando repulsión sobre las partículas, provocando el empaquetamiento y enfoque de los electrones a lo largo de la estructura aceleradora.

En los aceleradores comerciales podemos encontrar dos modelos de estructura aceleradora, que si bien comparten la base de funcionamiento se distinguen entre sí por aspectos físicos, siendo la mayor distinción y razón de sus nombres, la forma en la que se desplazan las radiofrecuencias en la estructura.

1.2.2.1. Estructura Aceleradora de Onda Viajera

Toma su nombre del desplazamiento de las radiofrecuencias a lo largo de la estructura aceleradora de forma continua, generando una aceleración en los electrones, similar a la que experimenta un surfista al deslizarse sobre una ola, impartiendo la mayor parte de la energía deseada en la primera etapa de la estructura.

El diseño de una estructura aceleradora de onda viajera posee cavidades más cortas en la parte inicial del recorrido que se van elongando a lo largo de su trayectoria, consecuente a esto, la longitud de este modelo es superior a su contra parte, siendo esto una de las complicaciones que presentan los fabricantes al momento de implementar este tipo de estructura aceleradora

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

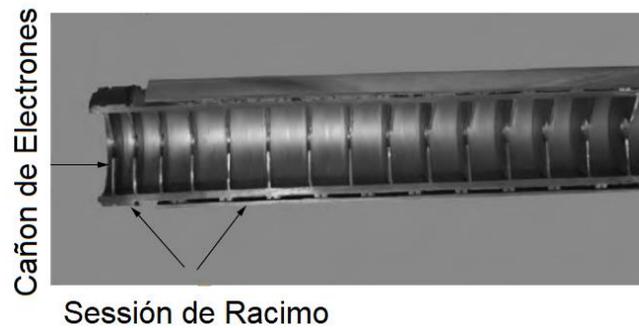


Figura 10: Fotografía de una estructura aceleradora cortada longitudinalmente (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)

La sección inicial de la estructura aceleradora se le conoce como sección de racimo, como se muestra en la Figura 10, en esta sección corta los electrones adquieren la mayor parte de la energía, generando un aumento de la masa relativista del electrón, a su vez separándose en paquetes o racimos de igual velocidad. (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)

1.2.2.2. Estructura Aceleradora de Onda Estacionaria

Al igual que su contra parte tendremos una estructura tubular con cavidades, en las que a partir del uso de ondas de radiofrecuencia se generan campos eléctricos alternantes, que serán los encargados de acelerar y enfocar los electrones, empaquetándolos en el proceso, diferenciándose de ella dado a la forma de las radiofrecuencias que no solo viajaran a lo largo de la estructura, sino que se reflejaran al final, generando una onda estacionaria a lo largo de la estructura.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

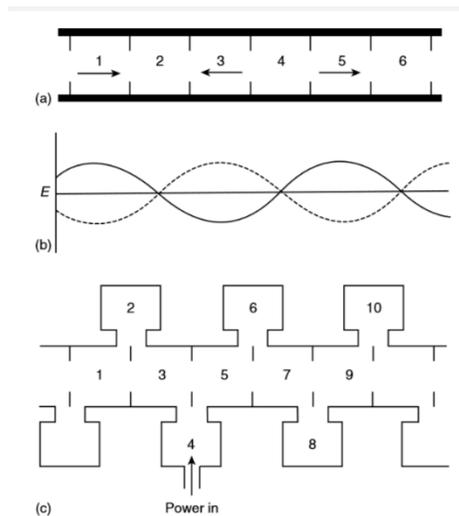


Figura 11: Diagrama de Estructura Aceleradora de Onda Estacionaria. (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)

En la **Figura 11^a** podemos apreciar una estructura aceleradora tubular con cavidades, que si la sobreponemos a las **Figura 11b** donde se representa una onda estacionaria, podemos apreciar como las regiones de mayor amplitud de dicha onda estacionaria se localiza sobre las cavidades de numeración impar, y los nodos sobre las de numeración par, consecuentemente las cavidades de numeración par no contribuyen en la aceleración de los electrones.

Un elemento que se debe destacar es que al ser una onda estacionaria tenemos una mayor amplitud en los antinodos que lo que se tiene con la onda original, que nos permitirá tener una mayor eficiencia en la aceleración de los electrones.

El diseño de esta estructura aceleradora por parte de la casa comercial Varian Medical System saca del eje central las cavidades que no contribuyen en la aceleración de las partículas, generando el diseño mostrado en la **Figura 11c** o en la **Figura 12**, permitiendo reducir considerablemente la longitud de la estructura, pudiendo incluso colocarse en algunos casos en dirección perpendicular al paciente, y no en paralelo como es lo habitual.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

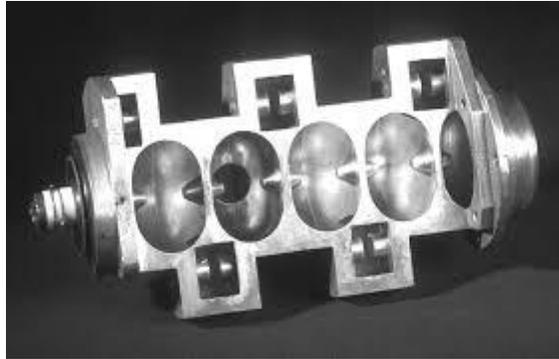


Figura 12: Fotografía de una Estructura aceleradora de Onda Estacionaria con un Corte Longitudinal (Podgorsak, 2003).

1.2.3. Generador de Radiofrecuencias (Amplificador de Pulsos Klystron).

Las radiofrecuencias de gran amplitud son de vital importancia en el funcionamiento de los aceleradores lineales, dado a que son estas las que permitirán impartirles la energía a los electrones de forma tal puedan adquirir energías del orden de los MeV, sin embargo la generación de radiofrecuencias con la amplitud requerida no es tan fácil, por tanto algunos equipos poseen amplificadores que incrementen la amplitud de una radiofrecuencia base como es el caso de los amplificadores de pulso Klystron.

Los amplificadores de pulso Klystron tiene la capacidad de amplificar radiofrecuencias hasta 1000 veces la amplitud inicial (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007), esto es posible gracias a paquetes de electrones de gran energía que al pasar por una cavidad generan campos electromagnéticos alternantes que se traducen con radiofrecuencias, con una amplitud de la magnitud del campo eléctrico que el paquete de electrones sea capaz de producir, con una frecuencia igual al paso de los paquetes por la cavidad.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Los paquetes de electrones son producidos y acelerados por una modalidad similar a la que hemos utilizado para generar los electrones de MeV, como se puede apreciar en la **Figura 13** tenemos un filamento que emitirá los electrones, que serán acelerados y enfocados por un campo eléctrico, tal como se muestra en el diagrama en la parte inferior, para luego ingresar estos electrones a un conjunto de cavidades y conductos por los que serán acelerados, haciendo uso de una radiofrecuencia base que viajara paralela a los electrones, generando campos eléctricos alternantes en las cavidades y conductos.

De igual forma que en la estructura aceleradora, los electrones en la medida que van ganando energía se irán empaquetando hasta formar paquete con una energía de entre los 100 a 150 KeV, que al entrar al ultima cavidad generara las radiofrecuencias, que son conducidas por una guía de radiofrecuencias hasta la estructura aceleradora.

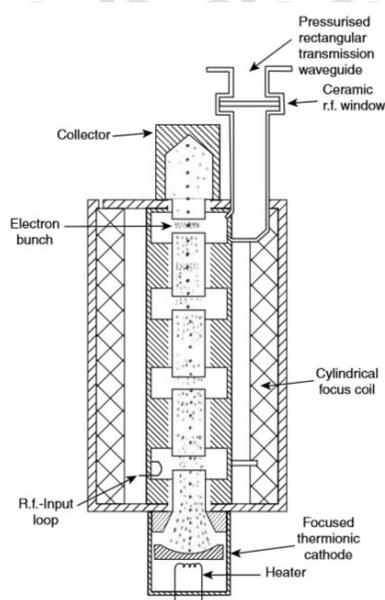


Figura 13: Diagrama de componentes de Amplificador de Pulso Klystron (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)

Figura 14: Fotografía de un Amplificador de Pulso Klystron.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

El uso de estos amplificadores de pulso conlleva varias consideraciones; la primera que debemos evaluar es la colección de los electrones utilizados para la generación de las radiofrecuencias, debido a que estos poseen una energía del orden de los cientos de KeV, que al colisionar contra la sesión colectora (compuesta por materiales de un número atómico alto) generan radiación de frenado o Bremsstrahlung, como resultado de ello emitiendo un espectro de fotones de rayos-X que pueden llegar a energías cercanas a la energía con la que iniciaron la colisión los electrones.

Por otra parte, la colisión continua de estos paquetes de electrones durante una jornada normal genera mucho calor en el elemento colector, por tanto, esta sección requiere de un sistema de refrigeración considerable que permita moderar la temperatura para evitar la deformación o pérdidas de las propiedades física del material.

Para poder generar y acelerar los electrones en las etapas iniciales, se hace uso de potenciales muy altos que permiten acelerar eficientemente los electrones emitidos por el filamento, que sumado a las altas corrientes eléctricas que consume el filamento, conllevan el riesgo de generar arcos eléctricos que pudieran dañar la electrónica del equipo además del riesgo que implicaría para el personal, por ello se hace necesario el uso de aceite dieléctrico en esta región inferior del amplificador que precisamente será el encargado de controlar la generación de arcos eléctricos.

1.2.4. Magneto Deflector.

Una vez que se ha generado y acelerado los paquetes de electrones, hay que redireccionarlos hacia el paciente antes de generar los rayos-X, sin embargo, esta redirección no puede ser directa de 90° , dado a que, si hacemos uso de un campo magnético para redireccionar los paquetes, tendremos que será este mismo quien además de redireccionar el haz de electrones, lo descompondrá en un espectro de energía, como se ilustra en la *Figura 15*.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

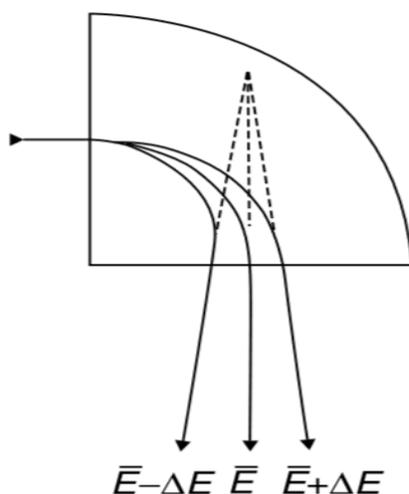


Figura 15: Ilustración de la descomposición de un haz de electrones en su espectro energético.

www.bdigital.ula.ve

Debemos recordar que la fuerza que ejerce un campo magnético sobre una partícula cargada está dada como el producto cruz del vector de campo magnético, por el vector velocidad de la partícula, re-escalado por la carga del electrón (ecuación 1). Ahora bien, estableciendo nuestro sistema de coordenadas de forma tal que la trayectoria de los electrones se limite a un solo plano podemos reescribir, dicha ecuación como el producto entre las magnitudes de la carga de la partícula, por su velocidad, por la magnitud del campo magnético, por el seno del ángulo entre los vectores de movimiento y campo magnético. no obstante, el campo magnético está puesto de forma tal que tenga su máxima eficiencia siendo este perpendicular en todo momento al plano de desplazamiento de los electrones, por consiguiente, la fuerza que ejerce el campo magnético sobre cada electrón bajo estas condiciones está dada por el producto entre la carga del electrón, por la magnitud de la velocidad del electrón, por la magnitud del campo magnético, siendo la velocidad del electrón la única variable en este caso. En esta relación podemos apreciar como el paquete de electrones con un

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

espectro de radiación se descompondría a lo largo del campo según la energía de la partícula.

$$\vec{F} = q_o \cdot (\vec{v} \times \vec{B}) \quad (1)$$

$$F = q_o \cdot v \cdot B \cdot \sin \theta \quad (2)$$

$$F = q_o \cdot v \cdot B \quad (3)$$

$$F \propto v \quad (4)$$

La descomposición del haz de electrones según su energía al exponerlo a un campo magnético, es de mucha utilidad para poder filtrar los electrones con energías indeseadas, por lo que haciendo uso del campo magnético en una trayectoria mucho más larga (270° como se ilustra en la **Figura 16**), podemos filtrar los electrones, colocando una magnitud de campo magnético tal, que solo los electrones con la energía deseada, completen la trayectoria sin colisionar, adicionalmente los magnetos deflectores poseen rejillas en los extremos que capturan los electrones que se salen de la trayectoria establecida, permitiendo que al final del recorrido no solo se hubiera redireccionado el haz de electrones si no también filtrado según su energía.

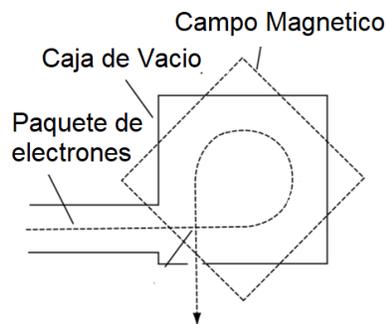


Figura 16:Diagrama de Redirección de 270° de una Haz de Electrones en un Magneto deflector (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007)

1.2.5. Blanco (Generación de rayos-X).

La interacción de los electrones con la materia depende del parámetro de impacto, que es la relación entre la distancia a la que pasa el electrón del núcleo atómico con respecto a el radio atómico:

- Colisión suave: Cuando el parámetro de impacto es mayor a uno (la distancia a la que pasa el electrón respecto al radio atómico es mayor) tendremos una interacción Coulombiana entre el electrón y el átomo generando un leve cambio en la trayectoria del electrón que se transforma en vibración del átomo y por consiguiente en un incremento en la temperatura del material.
- Colisión Dura: Cuando el parámetro de impacto es cercano a 1 (el electrón pasa a una distancia similar al radio atómico) la interacción coulombiana es mucho más intensa, generando un cambio significativo en la trayectoria del electrón, este cambio genera una pérdida de energía que será compensada con la emisión de un fotón de rayos Delta. También existe la posibilidad de que el electrón ionice el átomo, como consecuencia se generara un hueco en los orbitales que será ocupado posteriormente por un electrón de alguna orbita superior, emitiendo un fotón de rayos-X característico que corresponde a la energía del diferencial entre los orbitales.
- Bremsstrahlung: cuando el parámetro de impacto es menor que uno, la interacción de coulomb entre el núcleo y el electrón es muy fuerte, generando un gran cambio en la energía y trayectoria del electrón, que

al igual que en el caso anterior será compensada con la emisión de un fotón, pero esta vez con energía del orden de los MeV. (Attix, 2008.)

En la generación de rayos -X en un acelerador lineal se busca producir fotones con energías del orden de los MeV, sin embargo, solo el 1% de los electrones que colisionan contra el blanco generaran radiación de Bremsstrahlung, por tanto, tendremos una gran cantidad de interacciones no deseadas.

El blanco está compuesto de aleaciones que usan de base tungsteno, dada su alto punto de fusión, que le permite tolerar sin sufrir daños las altas temperaturas que se generan en el blanco, producto de todas las interacciones no deseadas, además que al poseer un número atómico alto incrementa la probabilidad de generar radiación de Bremsstrahlung (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007).

Cuando los electrones interactúan con el blanco y generan rayos-X se deben conocer aspectos como la energía de los rayos-X generados, como se puede apreciar en la **Figura 17**, donde podemos ver que los fotones generados van desde energías muy bajas hasta energías del orden de los MeV, siendo la energía máxima fácil de deducir partiendo del hecho que la energía máxima inicial es la energía del electrón, y sabiendo que la energía de los fotones está dada de la relación entre la constante de Planck y la frecuencia podemos encontrar la siguiente relación (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007):

$$E_{max} = eV \quad (5)$$

$$E = h\nu \quad (6)$$

$$E_{max} = eV \geq h\nu \quad (7)$$

$$eV \geq h \frac{c}{\lambda} \quad (8)$$

$$\lambda \geq \frac{hc}{eV} \quad (9)$$

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

De esta relación podemos ubicar la energía máxima que alcanzan los fotones producidos en la **Figura 17**, donde se puede apreciar todo el espectro de fotones generados en el blanco, por la colisión de un haz de electrones acelerado en un potencial de 6MV. Es importante destacar que este espectro de energía para fines prácticos es considerado como un haz monoenergético de alrededor de 2 MeV.

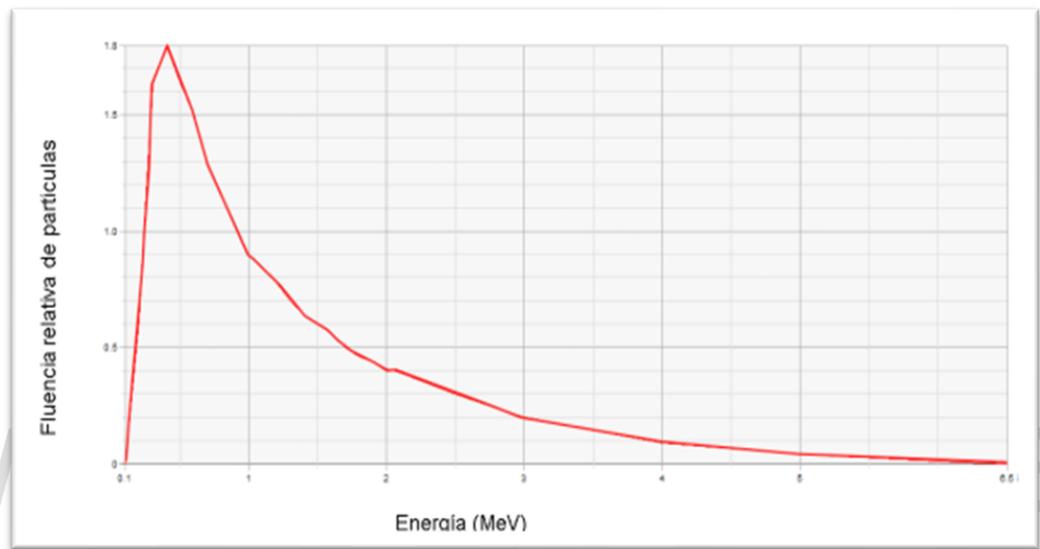


Figura 17: Espectro de energía para los fotones generados a partir la colisión de electrones acelerados en un potencial de aceleración de 6 MV (Sievinen, 2005).

1.2.6. Colimador Multiláminas (MLC):

El colimador multiláminas está compuesto por un conjunto de láminas, de movimientos independientes que permiten moldear el haz de tratamiento, incluso modificar la fluencia de fotones en los tratamientos de intensidad modulada, en el caso de los equipos Varian, se le considera un colimador terciario por su posición al final de la trayectoria del haz como se muestra en la **Figura 6**, está compuesto de 60 pares de láminas contrapuestas, con motores individuales que permiten su movimiento controlado por computadores.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Dichas láminas de MLC están hechas de una aleación de metales de alta densidad como lo es el tungsteno también conocido como Wolframio (W), esto debido a su densidad de $19,25 \text{ g/cm}^3$, además, por ser un metal de transición, se hace más abundante que otros metales que pudieran tener propiedades similares, también se debe acotar que unos de los materiales con el punto de fusión más alto de todos, siendo este superior a los 3600 kelvin que equivaldría a unos $3422 \text{ }^\circ\text{C}$, aunque las láminas de MLC estarán muy lejanas a estas temperaturas durante su funcionamiento en un tratamiento, es precisamente esto lo que nos dará la garantía de que no existirá una dilatación del material que obstaculice el libre deslizamiento de una sobre la otra.

1.2.6.1. Características físicas del MLC Millennium 120.

El diseño de las láminas junto a su composición nos otorga una atenuación del 99% respecto a la intensidad del haz inicial, las mismas poseen la capacidad de extenderse o retraerse hasta 20 cm desde la línea media de campo, sin embargo, debido a que cada una desliza sobre la contigua, solo permite una diferencia de 15cm de extensión de una lámina respecto a las contiguas.

La altura para este modelo de lámina es de 6cm y poseen una longitud de 20cm, otra de las características de este sistema es que esta orientado en a la misma dirección de las mandíbulas del eje X (estas mandíbulas corresponden a los colimadores secundarios), como se aprecia en la **Figura 18**.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

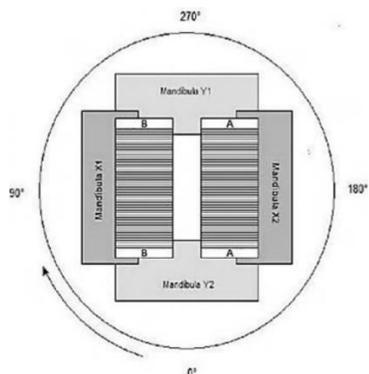


Figura 18: Visión inferior de los colimadores. (Cañón, (2010))

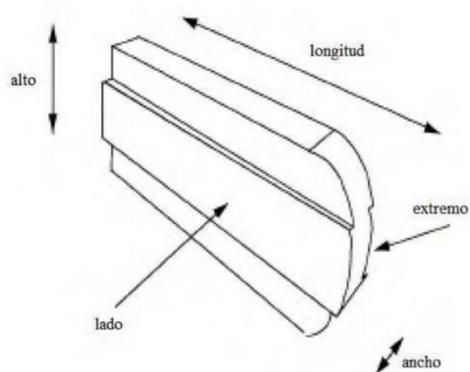


Figura 19: Esquema de la forma de una lámina del sistema Millennium 120. (Cañón, (2010))

Tabla 1: Características del sistema Millennium 120. (Cañón, (2010))

Modelo	Millennium 120
(todas las dimensiones están en cm)	
Número de láminas	120
Máxima posición de retracción	20,1
Máxima posición de extensión	-20,1
Extensión de la lámina	15,0
Ancho de la lámina	Pares: 1 y 60: 1,4
	Pares 2-10 y 51-59: 1,0
	Todas las otras: 0,5
Máximo tamaño de campo	40 x 40

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Las láminas poseen una gran capacidad de atenuar la radiación que pasa a través de la lámina, sin embargo hay que considerar la transmisión de la radiación entre las láminas, bien sea entre las láminas adyacentes como se muestra en la **Figura 20**, y la transmisión entre las láminas enfrentadas, dependiendo de la técnica de irradiación que sea implementada tendremos que, esta radiación transmitida entre láminas puede entregar una dosis de radiación considerable en un disparo de radiación muy largo.

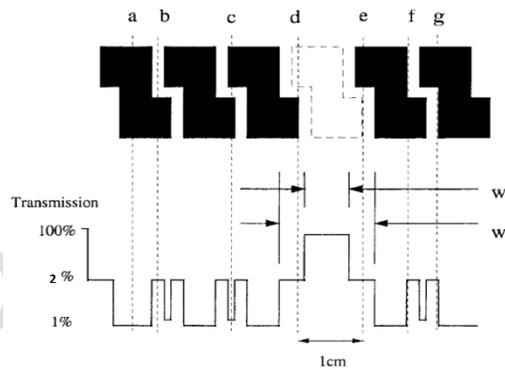


Figura 20: Representación de la transmisión entre las láminas (AAPM, (2001))

Las láminas de un sistema Millennium 120 tienen una separación de 0,1mm entre láminas adyacentes que les permite poderse deslizar una con otra libremente, sin embargo esto permite a su vez que la radiación también pueda atravesar fácilmente por este espacio, debido a ello las láminas poseen una lengüeta que se desliza por una concavidad de la lámina adyacente, con la finalidad de poder atenuar dicha radiación, en las **Figura 19** y **Figura 21**, se aprecia su diseño, y en este último se representa un corte transversal del banco de láminas.

Debido a la divergencia que tiene el haz de radiación, las láminas tienen una curvatura en el extremo externo, esto con la intención de proporcionar la mayor magnitud de atenuación del haz sin importar la posición de la lámina, respecto al eje central del haz de radiación, esto trae como consecuencia que la penumbra que se genera por el paso de la radiación a través de este extremo de la lámina permanezca simétrica para cada uno de los puntos de desplazamiento de la referida lámina.

Cuando se habla de penumbra se hace referencia en el intervalo de distancia radial del haz, en que la intensidad del mismo se encuentra bien en ascenso o descenso de entre un 80% y 20% de la intensidad inicial, como se ilustra en la **Figura 22**, en el aspecto teórico este intervalo debería ser lo más próximo a cero, sin embargo, en la realidad dependiendo de la geometría esta puede tener un par de milímetros. En el caso del sistema Millenium 120 tendremos que la penumbra generada por el extremo de estas láminas en un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ genera 2mm de penumbra al campo de radiación.

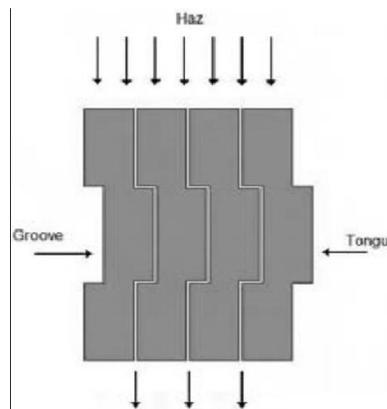


Figura 21: Representación del diseño de láminas Groove- Tongue. (Rodriguez , (2015))

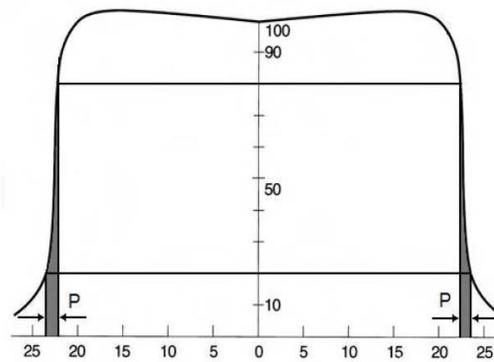


Figura 22: Descripción gráfica del concepto de penumbra. (Cañón, (2010))

Uno de los casos donde se puede apreciar esta penumbra es en el efecto Tongue and Groove (Cañón, (2010)), como bien el diseño de lengüeta de la lámina permite disminuir la trasmisión entre láminas, también genera penumbra cuando se apertura un espacio entre láminas, dicho efecto describe una posible sub-dosificación cuando se hace uso de campos segmentados debido a que la suma de dos campos segmentados adyacentes no es igual al campo abierto, esta relación se ve ejemplificada en la **Figura 23**.

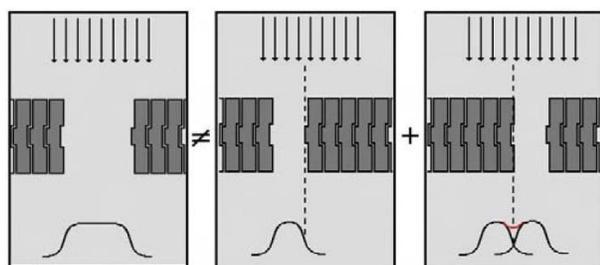


Figura 23: Efecto Tongue and Groove debido al diseño para atenuación de la transición entre láminas adyacentes. (Cañón, (2010))

Debido a la importancia que representa el MLC en los equipos de radioterapia moderna, la verificación de un correcto funcionamiento adquiere de igual forma importancia en los controles de calidad del equipo, en uno de estos controles de calidad normal se evalúa: el funcionamiento del sistema del MLC, verificando el centrado del sistema MLC respecto al eje de las mandíbulas de colimación, perpendicularidad de los bancos de láminas respecto a las mandíbulas de colimación y por consiguiente al haz de radiación, la transmisión entre las láminas vecinas y la transmisión de la radiación entre las láminas enfrentadas (**Figura 24**), esto es debido al paso de la radiación por las ranuras que existen en los bordes y juntas de las láminas así como se puede visualizar en la **Figura 20** y hemos descrito anteriormente. Sin embargo, cuando hablamos de tratamientos de intensidad de modulada, así como las radiocirugías, se deben agregar las pruebas de: exactitud en la posición de las láminas y velocidad de las láminas. (Rodríguez , (2015))

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

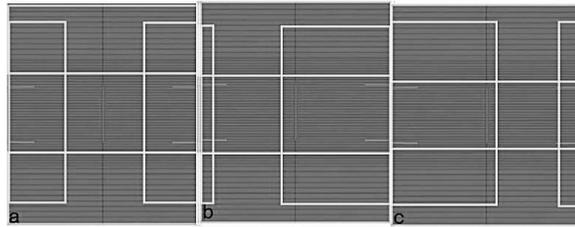


Figura 24: Diagrama de control de calidad de transmisión de la radiación entre laminas.

- a) Transmisión entre láminas que se están enfrentando, b) Transmisión a través y entre láminas del lado A, c) Transmisión a través y entre láminas del lado B. (Rodriguez , (2015))

1.3. Planificación inversa para tratamientos de intensidad modulada.

www.bdigital.ula.ve

Los tratamientos de intensidad modulada en radioterapia, son a la fecha la base para todos los tratamientos modernos con fotones de alta energía, caracterizándose por permitir conformar la dosis en profundidad a la forma de las lesiones, consiguiendo con ello poder proteger los órganos a riesgo aledaños, mediante los cambios de fluencia que se generan esta modalidad de tratamiento (**Figura 25, Figura 26**).

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

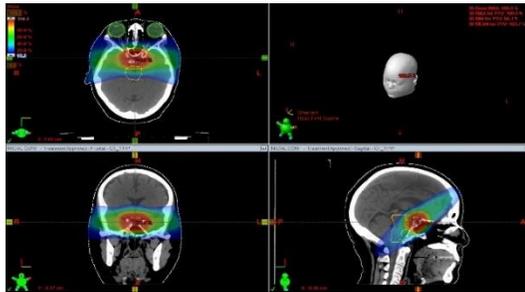


Figura 25: Planificación 3D convencional de paciente con lesión en la hipófisis.

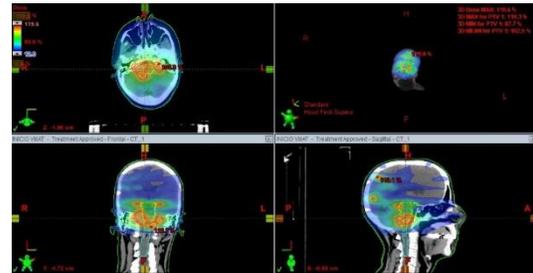


Figura 26: Planificación 3D con intensidad modulada de paciente con múltiples lesiones en el encéfalo.

Los cambios de fluencia característicos de estos planes, se programan mediante computadora a través de la planificación inversa, donde se establecen una disposición de los campos o arcos de tratamientos, para luego ingresar al programa de planificación los parámetros dosimétricos deseados para cada una de las estructuras delimitadas sobre la tomografía computarizada del paciente (**Figura 27**), de forma tal que dichos parámetros compondrán la base sobre la que el sistema generara la ecuación de optimización sobre la que se buscara la solución posteriormente.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

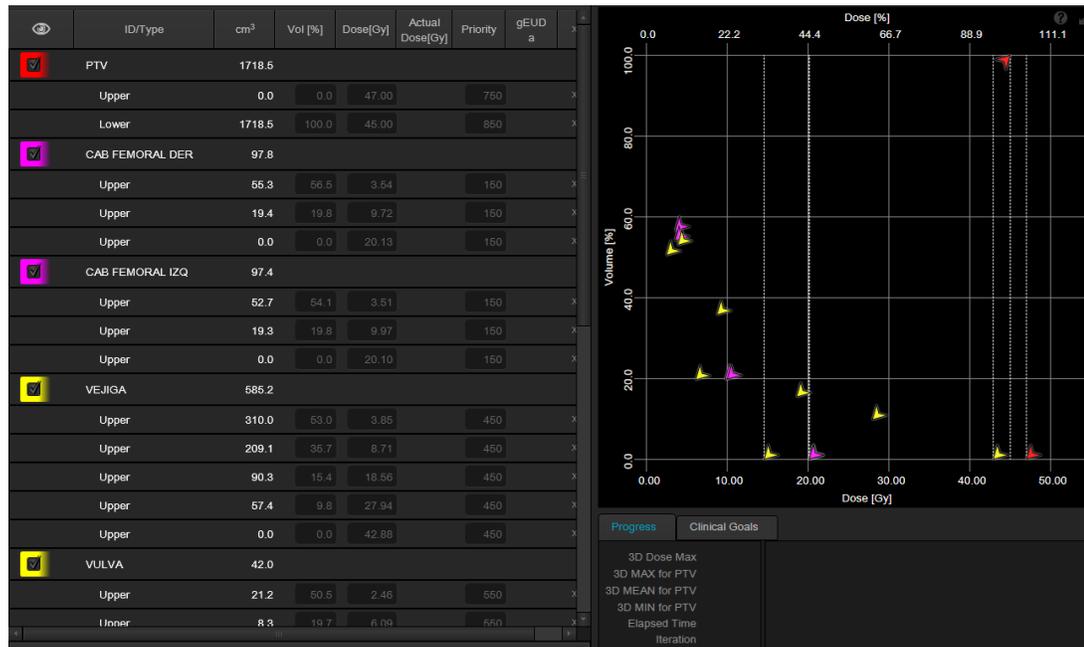


Figura 27: Tabla de histogramas de puntos de referencia dosimétricos para la planificación inversa.

La optimización de la fluencia en los campos de tratamiento, se realiza a través del cálculo de fluencia para pequeños haces de radiación llamados beamlet, que son el resultado de una descomposición de los haces de radiación iniciales al momento de plantear el problema, de igual forma las estructuras delimitadas se descomponen a su vez en voxel, permitiendo al sistema poder evaluar de forma más práctica la interacción de cada uno de los beamlets sumados sobre los voxels de las estructuras, para ello se estructura una ecuación discreta que contiene los parámetros dosimétricos agregados al sistema por el usuario, como se refleja en la **Figura 27**, relacionados con la cantidad de dosis respecto a una porción del volumen de la estructura a proteger, o bien en el caso de las estructuras target una exigencia de cobertura de la dosis por encima de un porcentaje del volumen de la estructura, normalmente cercana al 100%. Dicha ecuación, es conocida como función objetivo. (Mohan, 1996) (Bortfeld, 1992)

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

$$S = \sum_i (D_{T,0} - D_{T,i})^2 + \sum_n \left[P_n \times \sum_j H(D_{n,0} - D_{n,j}) \times (D_{n,0} - D_{n,j})^2 \right] \quad (20)$$

La función objetivo, se basa en la diferencia cuadrática entre la dosis objetivo para cada uno de los puntos del voxel de la estructura target, contra la dosis estimada para una fluencia en los n-esimo voxel de la estructura target, sumada por la diferencia cuadrática de dosis sobre las estructuras a riesgo, así mismo $H(D_{n,0} - D_{n,j})$ es un operador que otorga valores de 0 y 1 según la diferencia de las dosis $D_{n,0} - D_{n,j}$:

$$H(D_{n,0} - D_{n,j}) = 0 \quad \text{cuando } D_{n,0} \geq D_{n,j}$$

$$H(D_{n,0} - D_{n,j}) = 1 \quad \text{cuando } D_{n,0} \leq D_{n,j}$$

Permitiendo de esta forma generar una selección de los parámetros a considerar, adicionalmente, podemos observar en la **ecuación 20** como la suma de las diferencias cuadráticas además del operador H, posee un factor escalar denominado P_n , que representa el peso otorgado por el usuario al momento de ingresar los parámetros dosimétricos deseados. De esta forma el sistema de planificación determina la fluencia óptima para cada uno de los campos de tratamientos.

Si bien la función objetivo suele tener una solución matemática aceptable, la solución matemática de esta ecuación no necesariamente corresponde a una solución biológica adecuada o deseada, dado entre muchas posibles variables, una de las influyentes es la capacidad de tolerar la radiación de los órganos sanos que se ven involucrados en el tratamiento, por ejemplo, en los tratamientos de próstata, se involucran órganos como la vejiga, el recto, las cabezas femorales, entre otros, que suelen tener una tolerancia a la radiación más baja en proporción a la dosis que se desea entregar al target (próstata), igual es el caso de lesiones abdominales donde la

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

existencia de muchos órganos radiosensibles como las asas intestinales y riñones suelen dificultar o incluso limitar la entrega de la dosis deseada a la lesión.

1.4. Algoritmo Analítico Anisotrópico.

El cálculo de la dosis que se estima entregar basada en la fluencia de salida generada por el algoritmo de planificación inversa, se realiza a través de una segunda fase, donde interviene el Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA).

En el caso del AAA, su funcionamiento se divide en dos partes principales; en primera instancia el modelado de fuente que permite el determinar los parámetros físicos que intervienen en la generación del haz de fotones, que a su vez se subdivide en tres partes, donde se modelara la radiación y las interacciones que pueden resultar en el camino, y una segunda parte donde se modela la distribución de la radiación modelada en el paciente (Duque Arellano, 2013).

1.4.1 Modelado de la fuente primaria:

En este nivel se determinan los efectos físicos que se producen en el blanco para la generación de fotones. Para ello el algoritmo construye un espacio de fase constituido de dos etapas, una primera donde establece una red bidimensional de fluencia de energía, con su espectro respectivo y un segundo espacio, donde se establecen varias redes bidimensionales dependientes de la distancia con la fuente, con una fluencia de energía y un espectro de la misma más simples que los establecidos en la primera red.

Estos espectros de energía son previamente determinados por una simulación de Monte Carlo donde se predicen los espectros de energía resultantes de las interacciones de los electrones de alta energía que incidirán en el blanco para la producción de fotones.

En la producción de fotones, tenemos un haz delgado de electrones de un rango de energía pequeña, colimado mediante campos magnéticos que colisionan con el

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

blanco, por tanto se hace evidente que tengamos una dirección presencial de emisión de fotones por el cual la energía de los fotones que se producen deben tener una dependencia de la distancia del eje central como se puede apreciar en la **Figura 28**.

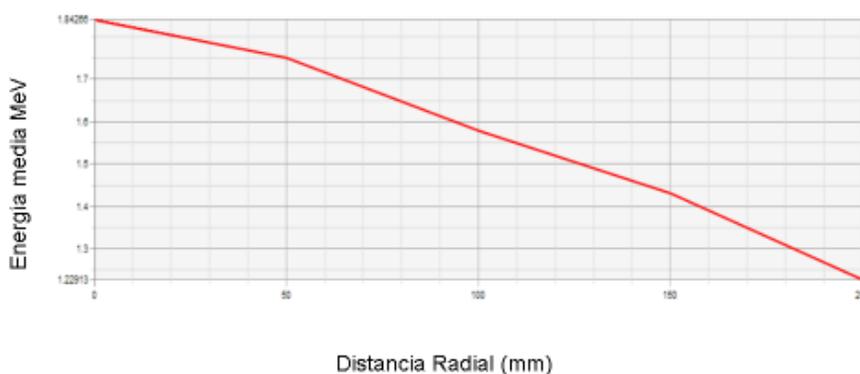


Figura 28: Ejemplo de la energía media en función de la distancia radial del eje central de un haz de fotones producidos por fotones de un potencial de aceleración de 6MV. (Sievinen, 2005)

Un aspecto importante para el modelado de la forma del haz primario, es el perfil de intensidad de partículas, dependientes del radio respecto al punto central del haz, debido a que este será quien determine las condiciones de las interacciones en el borde haz y por tanto con los colimadores primarios, además de su relación directa con la fluencia de salida en red bidimensional primaria que establecerá el algoritmo.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

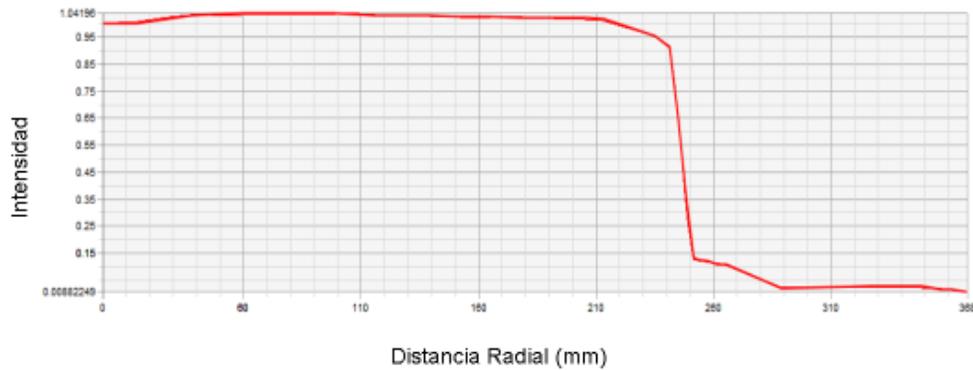


Figura 29: Ejemplo del perfil de intensidad para un haz de fotones producidos por fotones de un potencial de aceleración de 6MV. (Sievinen, 2005)

En la **Figura 29** podemos apreciar un perfil de intensidad, posterior al filtro aplanador, sin embargo, en ocasiones algunos equipos pueden retirar este filtro con el propósito de incrementar la intensidad en el centro del haz con fin de mejorar las distribuciones de dosis para casos de tratamientos de lesiones más pequeñas y localizadas, es por ello que se debe también tener conocimiento en esos casos del perfil de intensidad del haz libre como se muestra en la **Figura 30**.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

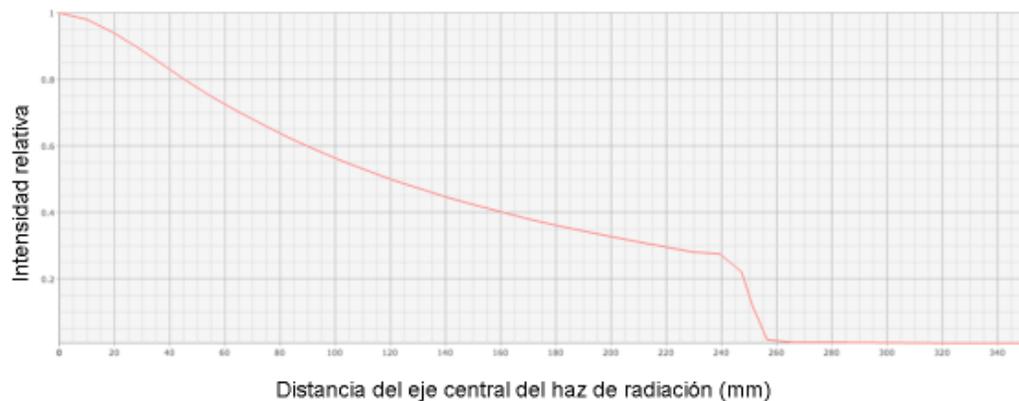


Figura 30: Ejemplo del perfil de intensidad sin el filtro aplanador para un haz de fotones producidos con electrones en un potencial de aceleración de 10 MV. (Varian Medical Systems, Inc, 2010)

1.4.2. Modelado de la fuente secundaria:

la radiación primaria al interactuar con los distintos colimadores y accesorios que darán forma al haz, puede generar radiación secundaria, estas partículas de alta energía se comportarán como nuevas fuentes puntuales, debido a los efectos físicos que se producirán al paso de dicha radiación primaria a través de los metales pesados que componen los accesorios, a esta radiación se le conoce como radiación extra focal y se considerara así a todo fotón posterior al filtro aplanador como se muestra en la **Figura 31**.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

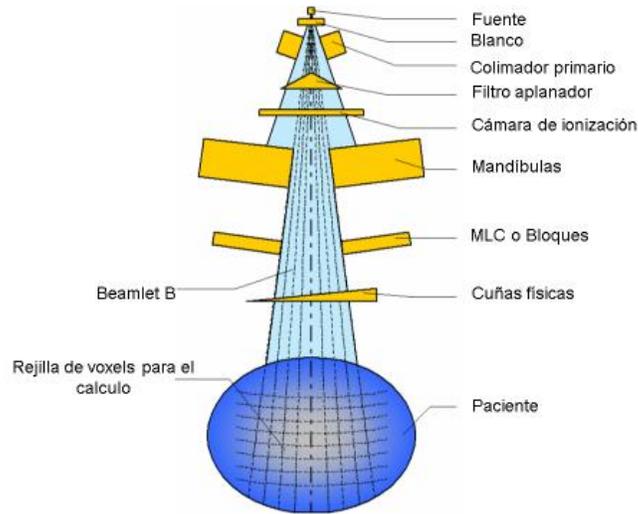


Figura 31: Representación de las estructuras de moldeado y colimación de un haz de radiación en el cabezal de un acelerador lineal de la casa comercial Varian.

Esta radiación dada su naturaleza posee una distribución de la intensidad Gaussiana, además de ser una distribución más ancha que la primaria y posee una distribución más concentrada en la dirección de la primaria y con bordes finitos.

Para el cálculo de la fluencia de la radiación secundaria, consideraremos sobre las matrices de cálculo bidimensional, la contribución de cada fuente, variara según como sea la interacción del haz primario con los colimadores, bien sean las mandíbulas, MLC, etc. Estas contribuciones serán escaladas según el cuadrado de la distancia y el coseno del ángulo de incidencia en la matriz.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

1.4.3. Modelado de la contaminación electrónica:

Este último describe o determina la contaminación de la radiación de electrones producto de la dosis depositada en el trayecto de la fuente al paciente. Dicha contaminación es modelada según la curva de contaminación electrónica en profundidad.

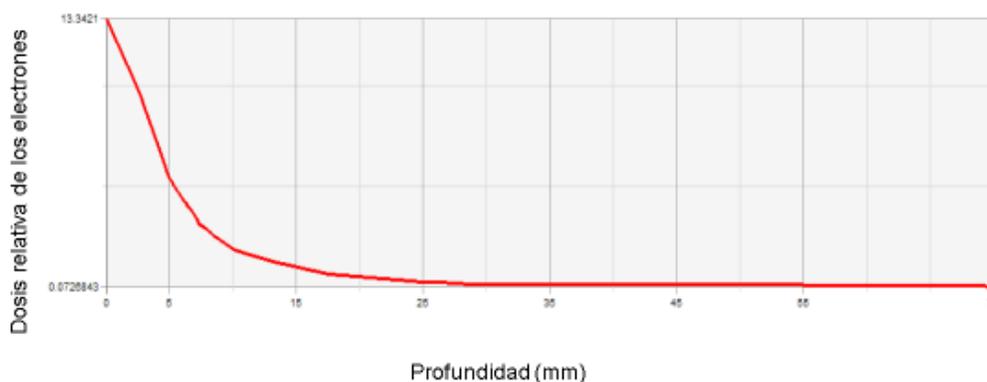


Figura 32: Ejemplo de curva de contaminación electrónica.

Haciendo uso de dichos parámetros físicos descritos hasta el momento, el algoritmo realizara un modelado de fluencia de radiación según los modificadores de la misma, como láminas del MLC, bloques o cuñas físicas, dividiendo el haz de radiación primario en muchos haces más pequeños que hemos llamados beamlet. La suma de la dosis en profundidad en la paciente resulta de la suma de las contribuciones en cada beamlet sobre los voxels que se encuentran en su trayectoria, a lo largo del paciente, por consiguiente, la dosis para cada voxel del paciente resulta la suma de las contribuciones que realizan los n beamlet que interactúan con él.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

En el caso de que tengamos modificadores como MLC, tendremos que considerar la transmisión que tengan estos, de forma que se sumara a dosis descrita hasta el momento para un voxel en el espacio del paciente, como la suma de las contribuciones de cada beamlet para los t intervalos que componen el movimiento de las láminas en el campo, escaladas por el factor de transmisión de cada beamlet según el objeto que modifique la fluencia de radiación.

Por último, el sistema realizara correcciones por la dispersión de la radiación en el paciente, considerando que un porcentaje de la radiación que interactúo en el voxel se dispersará, generando contribuciones en los voxels aledaños a este además de las correcciones por la anisotropía, basado en los datos de densidades que proporcione la imagen tomográfica, que será promediada para el espacio del voxel como un cubo de densidad de probabilidad de interacción homogénea en su trayectoria por dicho espacio.

Es la complejidad de los muchos sistemas y algoritmos independientes, involucrados en el cálculo, modelado y entrega de un tratamiento de radioterapia de intensidad modulada para la irradiación de múltiples lesiones con un solo isocentro, lo que nos genera incluso hoy en día un gran problema para verificación de todos estas variables como lo describe L. Xing (Xing, (2000)), es por ello que se hace necesario realizar propuestas de protocolos de verificación y control de calidad de estos sistemas, que nos otorgue confiabilidad y precisión en la elaboración y entrega de estos tratamientos radiantes, con el fin de buscar la estandarización de dichos protocolos, aspirando a la uniformidad descrita por la IAEA entre los distintos centros de radioterapia que puedan poseer equipos actos para estos tratamientos.

CAPÍTULO II:

2.1. Detectores de radiación Ionizante

La radiación ionizante escapa a la percepción de los sentidos humanos, por lo tanto, es necesario hacer uso de herramientas de medidas como lo son los detectores de radiación ionizante, que a través de los distintos principios físicos cuantifican sus propiedades, por tanto, es fundamental conocer el funcionamiento de los mismo para poder utilizarlos adecuadamente.

El funcionamiento de los detectores de radiación ionizante, consiste en la colección de información basándose en los cambios que genera la radiación ionizante a su paso por el detector, estos cambios pueden ser a través de la colección de los pares iónicos que se generan producto de la transferencia de energía al medio, o los cambios en las propiedades físicas que sufre el medio, producto de la generación de estos pares iónicos.

Podemos encontrar una gran variedad de detectores que se caracterizan de acuerdo al estado físico de la materia que los compone en su sección sensible a la radiación, o la forma en la que este medio responde ante la entrega de energía por parte de la radiación, pudiendo clasificar estos detectores de muchas formas, entre ellas, por el estado físico de la materia que reacciona ante la radiación, diferenciándose como detectores de estado sólido, líquido o gaseosos.

Cada detector según su estado físico reaccionara de manera diferente ante la radiación ionizante, es por ello importante al momento de describir las características de los mismos, un ejemplo, es la forma en la que registran la radiación, los detectores de estado gaseoso, son detectores de lectura inmediata, donde el paso de la radiación genera pares iónicos que serán colectados, generando pulsos eléctricos de forma instantánea a la percepción del observador, por otra parte algunos de los detectores de

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

estado sólido, son acumulativos, generando cambios en la materia que los compone, bien sean permanentes o temporales, y por consiguiente almacenando la información de la radiación que entregó su energía de forma latente, para posteriormente poder extraer dicha información.

Cada tipo de detector de radiación ionizante posee características que lo hacen ideal para cada una de las posibles situaciones, siendo los detectores de estado gaseosos, mucho más eficientes y duraderos al momento de contabilizar la cantidad de pares iónicos que se generan dentro del mismo, dado a que el medio gaseoso ofrece menos resistencia a la movilización de dichos pares iónicos generados por la radiación ionizante, sin embargo suelen ser de mayor tamaño que su contraparte líquida o sólida dado a que al haber menos número de átomos por unidad de área, también tenemos una menor probabilidad de interacción de dicha radiación con el medio gaseoso.

En radioterapia, es de suma importancia poder comprobar la correlación entre las entregas de dosis de radiación simuladas en computadora y la aplicación de un plan de tratamiento sobre los pacientes, para ello se debe hacer medidas de la dosis entregada por un plan de tratamiento en un punto del espacio en específico, bien sea sobre un paciente real o sobre un maniquí que simule condiciones similares a las que encontraría la radiación ionizante a su paso por un paciente, el tamaño de los detectores es de gran relevancia al momento de hacer dicho montaje experimental, dado que los cambios en la cantidad de dosis entre dos puntos vecinos para los tratamientos de intensidad modulada puede ser grande, por tanto en el caso de la mayoría de los detectores de radiación de estado gaseoso, no sería posible poder medir eficientemente esta diferencia dado a que el mismo posee un volumen relativamente grande, siendo mucho más adecuado el uso de detectores de estado sólido para estos casos, que debido a su tamaño reducido permite no solo ubicar con mayor eficiencia estas diferencias, sino poder generar la menor interferencia en el paso de la radiación en el medio.

La medida de dosis de radiación ionizante al igual que cualquier medida es, un valor establecido a partir de una unidad determinada que guarda igualdad para cada

una de las medidas del mismo valor, para ello hace falta trazar una línea de seguimiento al momento de calibrar los detectores de radiación, buscando mantener un mismo patrón de calibración trazada desde un elemento de comparación que estandarice dicho parámetro, para ello el documento TRS398 de la IAEA (IAEA, 2005) hace referencia a como es la línea de calibración desde un parámetro estándar, que se denomina patrón primario donde un laboratorio especializado realiza la calibración de los equipos dosimétricos a partir de tres posibles métodos; calorimetría, dosimetría química o dosimetría por ionización, que como hace referencia dicho documento son los únicos métodos en la actualidad con la suficiente precisión para ser confiables, sin embargo existan pocos laboratorios en el mundo con la capacidad tecnológica y técnica para tener esta categoría, siendo insuficientes para calibrar los miles de dosímetros que se requieren para mantener la dosimetría de los servicios en el mundo.

Los laboratorios secundarios de dosimetría son los responsables de hacer las calibraciones de los miles de dosímetros que hacen función actualmente en el mundo, siendo mucho más numerosos que los laboratorios primarios. Dicho laboratorio secundario a diferencia del primario no realiza la calibración de sus equipos a partir de las técnicas mencionadas directamente, si no a través de una comparación o calibración cruzada de las cámaras, donde se comparan las lecturas de una cámara de ionización calibrada en un laboratorio primario, contra las lecturas de la cámara a calibrar en las mismas condiciones (condiciones de referencia) (Attix, 2008.) (ICRU, 1998) (IAEA, 2005), para así poder establecer el parámetro de comparación entre ambas, que será precisamente el factor de calibración que permitirá llevar las lecturas de dicha cámara a el valor de la dosis de radiación ionizante absorbida.

De igual forma que se realiza en los laboratorios de dosimetría secundaria, los detectores calibrados por los laboratorios secundarios, sirven a su vez de referencia para realizar la calibración de otros detectores de radiación ionizante, bien sean iguales o diferente funcionamiento que el detector de referencia.

2.1.1. Calibración de un detector de radiación ionizante:

Para considerar de forma correcta la relación de calibración de los detectores de radiación ionizante se deben cumplir ciertas condiciones como se ha mencionado hasta el momento, para ello se debe partir del formalismo de la dosis de radiación ionizante impartida a través de la lectura de la cámara de ionización por el factor de calibración:

$$D_{W,Q} = M_Q N_{D,W,Q} \quad (10)$$

Donde M_Q es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencias del laboratorio donde se realizó la calibración de la cámara y $N_{D,W,Q}$ es el factor de calibración que establece la relación proporcional entre las lecturas de la cámara y la dosis que ésta implica.

Las condiciones de referencia que hemos mencionado hasta el momento, son un factor clave en la calibración los sistemas de medida de la radiación ionizante, dichas condiciones, hacen mención a variables atmosféricas, como lo son la temperatura; la humedad del medio y la presión atmosférica, las variables geométricas constan de elementos como el tamaño del campo de radiación, la distancia del mismo hasta la superficie del maniquí, la profundidad a la que se encuentra el detector dentro de este maniquí, así como el material que compone dicho maniquí sobre el que se realizan las medidas al momento de hacer la calibración, estas condiciones suelen establecerse en el laboratorio primario o secundario donde se realiza la calibración del detector.

Las magnitudes que se contienen en las condiciones de referencia, son magnitudes de influencia, que se describen como aquellas magnitudes que si bien, no son el objetivo principal de la medida, si influyen en la misma, la mayoría de estas condiciones se tratan de mantener bajo control, sin embargo no es posible mantener

algunas, como lo son la calidad del haz de radiación en el caso de los aceleradores, o la tasa de emisión gamma en los equipos con fuentes radioactivas, la presión atmosférica o la humedad relativa del aire del ambiente donde se toman las medidas, sin embargo dichas magnitudes de influencia pueden ser rectificadas a través del uso de factores que corrijan las lecturas de dosis bajo estas condiciones. (Mayles , Nahun, & Josenwald, 2007) (Attix, 2008.) (IAEA, 2005) (ICRU, 1998)

Dado los cambios en las lecturas que se pueden producir por las magnitudes de influencia, se hace necesario hacer correcciones en las medidas del detector que permitan reducir la incertidumbre de la medida, un ejemplo claro de un factor de corrección es el factor $K_{T,p}$, dicho factor corrige los cambios en las medidas producto de parámetros de ambientales.

Las medidas de las cámaras de ionización de estado gaseoso dependen del número de átomos que contiene dicho detector, dado a que la probabilidad de interacción de la radiación con el medio se verá influenciada por dicha magnitud, por tanto es importante mantener el número de átomos que contiene el detector constante, sin embargo algunos de los detectores de radiación gaseosos no contienen un gas inerte sellado sino que por el contrario están abiertas al ambiente (contienen aire) permitiendo el intercambio gaseoso con el medio, por lo que el número de átomos no es fijo, siendo esta la necesidad de hacer correcciones en la medida del detector debido al cambio de la probabilidad de interacción de la radiación con la materia.

La corrección por presión y temperatura se puede deducir de la ecuación de los gases ideales, haciendo el cociente entre dicha ecuación en las condiciones de referencia contra las condiciones al momento de realizar la medida, resultando de ello la siguiente ecuación:

$$K_{t,p} = \frac{P_{rf}*(273,2+T)}{P*(273,2+T_{rf})} \quad (\text{IAEA, 2005}) \quad (11)$$

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Donde P_{rf} y P son la presión de referencia y al momento de la toma de medida, de igual forma T_{rf} y T corresponden a la temperatura de referencia y la temperatura al momento de realizar las medidas respectivamente, estableciendo de esta forma la correlación entre el número de átomos que estaban contenido dentro del detector al momento de la calibración, y la cantidad de átomos que se encuentran dentro del detector cuando se realizan las medidas.

Una de las magnitudes de influencia más relevantes es la calidad del haz con el que se realizan las medidas, siendo uno de los factores de corrección más delicados de calcular, dado a que se requiere de sistemas muy precisos como los que se encuentran en los laboratorios primarios.

El factor de calidad del haz se define según la AAPM en su Task Group 51 (Hanson, 1999) como el cociente entre los factores de calibración para la cámara en el haz de calidad Q contra el haz Q_0 , siendo este último establecido para los haces de referencia de radiación gamma del ^{60}Co . Al ser los laboratorios primarios de dosimetría los únicos calificados para realizar estas medidas de factores de calibración de la cámara para un haz de radiación, se torna casi imposible realizar dicha medida para un haz de radiación real, por lo que se hace necesario recurrir a métodos más teóricos para poder identificar el factor de calidad del haz en condiciones reales.

$$N_{D,W,Q} = k_{Q,Q_0} N_{D,W,Q_0} \quad (\text{Hanson, 1999}) \quad (12)$$

Si introducimos la ecuación 12 en la ecuación 10 podemos establecer una relación que nos permita calcular la dosis de radiación impartida en un medio para la lectura del detector de radiación con su debida corrección por calidad del haz, la AAPM haciendo uso de esta relación, otorga el factor de corrección por calidad del haz de radiación para varias cámaras de ionización comerciales, haciendo uso del porcentaje

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

de dosis para una profundidad de 10cm en el maniquí, como se puede apreciar en la **Figura 33**.

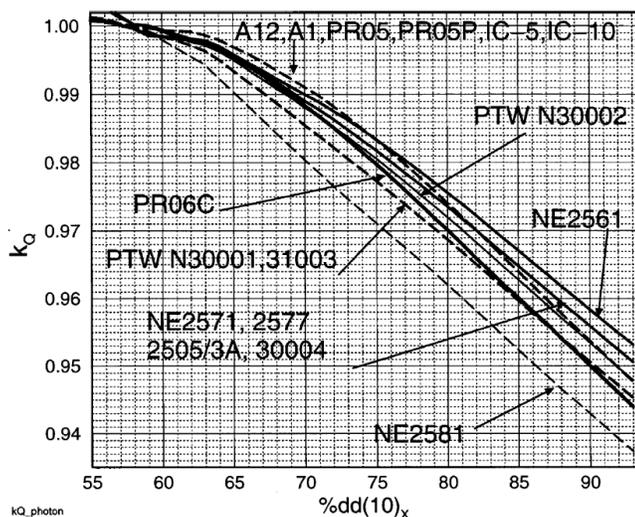


Figura 33: Gráfico del factor de corrección por calidad del haz vs el $\%dd(10)_x$ para distintas cámaras de ionización comerciales.

Tabla 2: Factores de corrección por calidad del haz para $\%dd(10)_x$ en distintas cámaras de ionización comerciales. (Hanson, 1999)

cámara de ionización	k_Q					
	58.0	63.0	66.0	71.0	81.0	93.0
Capintec PR-05/PR-05P	0.999	0.997	0.995	0.990	0.972	0.948
Capintec PR-06C/G 0.6cc Farmer	1.000	0.998	0.994	0.987	0.968	0.944
Exradin A1 Shonka ^a	0.999	0.998	0.996	0.990	0.972	0.948
Exradin A12 Farmer	1.000	0.999	0.996	0.990	0.972	0.948
NE2505/3.3A 0.6cc Farmer	1.000	0.998	0.995	0.988	0.972	0.951
NE2561 0.3cc NPL Sec. Std ^b	1.000	0.998	0.995	0.989	0.974	0.953
NE2571 0.6cc Farmer	1.000	0.998	0.995	0.988	0.972	0.951
NE2577 0.2cc	1.000	0.998	0.995	0.988	0.972	0.951
NE2581 0.6cc robust Farmer	1.000	0.994	0.988	0.979	0.960	0.937
PTW N30001 0.6cc Farmer ^c	1.000	0.996	0.992	0.984	0.967	0.945
PTW N30002 0.6cc all Graphite	1.000	0.997	0.994	0.987	0.970	0.948
PTW N30004 0.6cc Graphite	1.000	0.998	0.995	0.988	0.973	0.952
PTW 31003 0.3cc waterproof ^d	1.000	0.996	0.992	0.984	0.967	0.946
Wellhofer IC-10/IC-5	1.000	0.999	0.996	0.989	0.971	0.946

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Se hace uso del porcentaje de dosis a una profundidad de 10cm en el maniquí debido a que es una referencia dosimétrica mucho más fácil de ubicar en cualquier circunstancia real sin hacer uso de factores de corrección.

2.1.2. Detectores Gaseosos

Los Detectores de tipo gaseosos, son uno de los detectores de radiación ionizante más comunes, y consiste en contabilizar los pulsos que se generan producto de la colección de los pares iónicos, para ello se hace uso de un contenedor que alberga electrodos, permitiendo generar campos eléctricos en el medio gaseoso, esto con la finalidad de poder coleccionar los pares iónicos generados por el paso de la radiación ionizante en el medio. Sin embargo, dependiendo del voltaje aplicado a este electrodo, podremos obtener diferentes resultados.

Cuando no se aplica voltaje entre los electrodos de una cámara de ionización gaseosa, o el voltaje es muy pobre, los pares iónicos generados por la radiación ionizante que atraviesa el detector, tienen la oportunidad de recombinarse, por tanto no son colectados, para que esto no ocurra se debe generar un campo eléctrico suficientemente fuerte para que los pares iónicos sean acelerados lo suficiente para ser colectados en los electrodos antes de que tenga la oportunidad de recombinarse, estas regiones de voltaje aplicado en una cámara de ionización se les denominan región de recombinación y región de cámara de ionización respectivamente.

Posterior a estas regiones podemos encontrar la frontera de la región de cámara de ionización en el punto en el que el voltaje permite acelerar los pares iónicos que se generaron en la cámara, produciendo a su vez segundas ionizaciones en el trayecto hasta el electrodo, registrado un pulso mucho mayor que el que se tendría en la región de cámara de ionización.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Esta descarga que genera la radiación ionizante a su paso por la cavidad del detector se puede caracterizar, permitiendo identificar el tipo de radiación ionizante que está atravesando el detector, dado que cada partícula de radiación ionizante tiene formas de interactuar con la materia particulares, generan por consecuencia, diferentes formas de pulso, permitiendo poder reconocer de esta forma las partículas de radiación ionizante que están atravesando el detector.

En esta región a diferencia de la región de cámara de ionización al momento de variar el voltaje para un mismo haz de radiación, se encuentra un incremento lineal del pulso, debido a un aumento en la cantidad de ionizaciones secundarias que se generan en la trayectoria de los pares iónicos hasta los electrodos, existiendo una proporción entre las características de la radiación que atraviesa el detector y el tamaño del pulso para un voltaje fijo, así mismo un incremento o cambio en la pendiente de la recta que caracteriza el tipo de partículas, con respecto a los cambios de voltaje, derivando de ello el nombre de región de proporcionalidad.

En mencionada región de trabajo, las características del pulso suelen ser mucho más sensibles y difíciles de identificar, por tanto, la electrónica asociada a este tipo de detectores suele ser además de costoso, delicada, y voluminosa, no permitiendo así su uso en cualquier ambiente de trabajo y restringiéndose a labores más orientadas a la investigación.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.



Figura 34: Contador Proporcional (Departamento de Física Teórica, s.f.)

La última región de interés al incrementar el voltaje en un detector de radiación gaseoso, es la región de Geiger Müller, esta región al igual que la región de proporcionalidad genera descargas eléctricas sobre los electrodos dada la radiación secundaria que se genera, debido a la aceleración de los iones producidos por la radiación ionizante que atraviesa el detector, sin embargo en esta región podemos identificar un pulso suficientemente alto y constante como para contabilizarse con una electrónica sencilla, incluso portátil en la mayoría de los casos.

Una de las características más importantes de esta región es la capacidad de generar una avalancha eléctrica por cada par iónico que se genera en la cavidad del detector, por tanto al contabilizar cada uno de los pares iónicos producidos, permite establecer una relación entre el número de pares iónicos que se están generando y la dosis equivalente (cantidad de Sievert) que se estaría entregando en la cavidad del detector, relación que es fundamental en el área de protección radiológica y esto es posible dado a que estos detectores Geiger Müller, suelen ser cavidades cerradas conteniendo una cantidad determinada de un gas específico, permitiendo así mantener la mayor cantidad de variables constantes para poder establecer esta relación.

Al igual que en los casos anteriores dada una energía necesaria para generar un par iónico en dicho medio, la energía depositada en el volumen del detector sería la cantidad de ionizaciones que se estarían generando escalada por la energía necesaria para generar dicho par iónico, que al ser un gas específico con una cantidad de átomos constante, mantiene una respuesta lineal ante el número de ionizaciones que se generen.

La región de Geiger Müller es la última región de interés en un detector gaseoso debido a que al seguir incrementando el voltaje más allá de esta región, tendremos la región de descarga continua, que no es más que el punto en el que el voltaje entre los detectores genera un campo eléctrico tal que supera la función trabajo del medio que separa los electrodos generando descargas espontáneas de corriente entre los electrodos, también conocido como ruptura de dieléctrico.

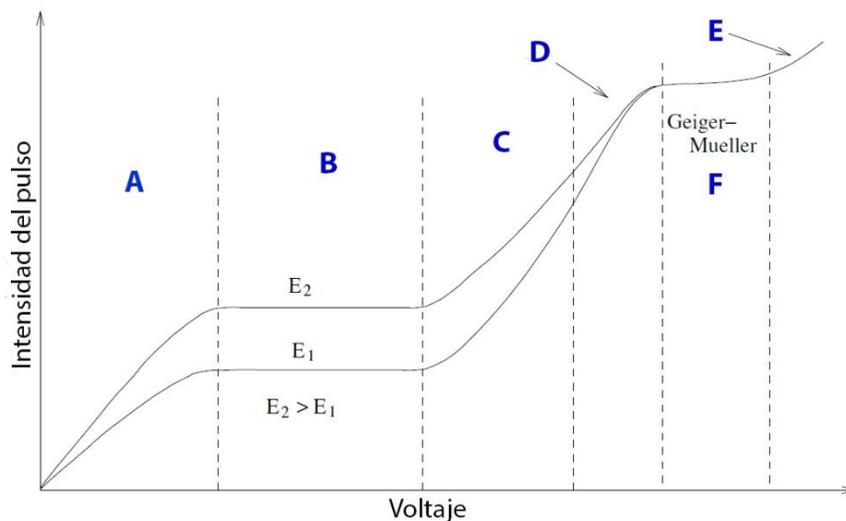


Figura 35: Intensidad de pulso del detector vs el voltaje aplicado. (Knoll, 2010)

A: Región de recombinación. B: región de cámara de ionización. C: Región de Proporcionalidad. D: Límite de Proporcionalidad. E: Región de descarga continua. F: Región de Geiger Müller.

2.1.2.1. Región de cámara de ionización.

La región de cámara de ionización es una región de suma importancia en las áreas de radioterapia, como se mencionó anteriormente es una región donde se aplica un voltaje tal que permite a los pares iónicos generados por la radiación ionizante, ser acelerados para alcanzar los electrodos antes de que se recombinen, esta colección de los pares iónicos genera una corriente que es lo que posteriormente medirá el electrómetro.

Una de las peculiaridades de esta región de trabajo de los detectores gaseosos, es que no se aprecia un incremento en la carga colectada por el detector al variar el voltaje aplicado sobre la cámara, siempre y cuando el voltaje aplicado se mantenga en la región de cámara de ionización, esto resulta posible dado a que, en estas condiciones solo se contabilizan las cargas producidas por el paso de la radiación ionizante a través de la cavidad del detector. Esta característica es lo que hace esta región ideal para la medición de dosis de radiación ionizante absorbida por un medio. (Attix, 2008.) (Knoll, 2010) (Hanson, 1999)

Para conocer la dosis de radiación ionizante absorbida en un medio, se parte de la definición de la dosis de radiación ionizante absorbida establecida por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas en su reporte número 60 (ICRU, 1998), de donde se obtiene que es fundamental conocer la energía impartida por la radiación ionizante al momento de generar cada uno de los pares iónicos colectados, para ello se debe de conocer todas las condiciones del medio (gas) con el que la radiación va a estar interactuando, dado a que es precisamente el conocimiento de la energía necesaria para generar un par iónico, la base sobre la que se debe sumar cada una de esas colecciones que se registraran al momento de hacer cualquier medida experimental.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 3: Tabla de propiedades de los gases. (Knoll, 2010)

Gas	Z	Densidad ($\times 10^{-4} \text{g/cm}^3$)	I_e (eV)	W eV/pair
H_2	2	0.8	15.4	37
He	2	1.6	24.6	41
N_2	14	11.7	15.5	35
O_2	16	13.3	1.2	31
Ne	10	8.4	21.6	36
Ar	18	17.8	15.8	26
Kr	36	34.9	14.0	24
Xe	54	54.9	12.1	22
CO_2	22	18.6	13.7	33
CH_4	10	6.7	10.8	28

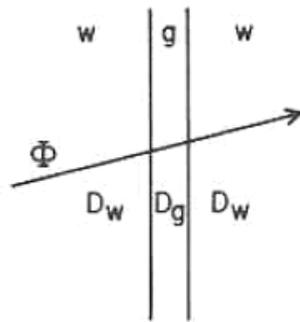
En la Tabla 3 podemos apreciar para varios gases como varia la función trabajo para cada uno de ellos, donde dado el caso de tener un detector gaseoso con alguno de los gases mencionados se puede establecer la relación de la energía que se está impartiendo por cada carga colectada, siendo esta la base teórica de la ecuación 10 con la que hemos trabajado anteriormente.

Un tema importante a considerar es que los detectores gaseosos contienen como su nombre lo indica un gas, sin embargo al momento de hacer las medidas realizaremos las mismas en agua, la teoría de Bragg & Gray nos permite poder establecer esta relación entre el conteo realizado en un medio gaseoso y el medio líquido, para ello dicha teoría establece dos condiciones que se conocen como las condiciones de Bragg & Gray; la primera condición establece que el recorrido en el medio gaseoso es muy pequeño en comparación con el recorrido de las partículas de la radiación. La segunda

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

condición por su parte establece que la dosis contabilizada en el medio gaseoso, solo es entregada por las ionizaciones realizadas en dicho medio.

De las condiciones de Bragg & Gray podemos establecer que la dosis en la frontera para cada medio es proporcional al flujo de partículas por el cambio de la energía cinética de las partículas entre la densidad del medio con se muestra en las ecuaciones 13 y 14.



$$D_{air} \rightarrow \Phi \left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{air} \quad (13)$$

$$D_{agua} \rightarrow \Phi \left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{agua} \quad (14)$$

Figura 36: Diagrama de trayectoria de un flujo de partículas de radiación a través de los dos medios (Attix, 2008.)

Dado a la igualdad de condiciones que podemos encontrar en la frontera de los dos medios podemos asegurar que en dicho espacio, el cociente entre la ecuación 13 y 14 es representado como la igualdad de la dosis medida en aire y la dosis medida en agua, por tanto, podemos reescribir las ecuaciones como el cociente entre el cambio de la energía cinética de las partículas de radiación por unidad de longitud para ambos medios, entre la densidad para cada medio. Siendo esto último la definición del cociente entre los poderes de frenado de ambos medios. (ICRU, 1998)

$$\frac{D_{aire}}{D_{agua}} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{air}}{\left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{agua}} \quad (15)$$

Hasta el momento hemos hablado de las condiciones para medir la dosis entregada por un haz de radiación monoenergético que interactúa en la frontera entre dos medios, sin embargo, la realidad es un poco más compleja dado a que el haz de radiación que interactúa con los medios no es monoenergético en la frontera de los dos medios, debido a las interacciones previas que pudiera haber experimentado el haz primario en su trayectoria, por ello debemos tomar en cuenta dicha consideración, evaluando el poder de frenado en cada medio para el espectro de energía con el que estemos trabajando, definiendo para ello que el poder de frenado total será entonces, la suma sobre el poder de frenado para cada energía que compongan el espectro del haz de radiación, escalada por el flujo de partículas con esta energía.

$$\bar{S}_{agua} = \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{agua} .dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T .dT} = \frac{D_{agua}}{\Phi} \quad (16)$$

$$\bar{S}_{aire} = \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{aire} .dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T .dT} = \frac{D_{aire}}{\Phi} \quad (17)$$

Podemos apreciar cómo cambia la relación establecida en la ecuación 15 al hacer esta consideración. Retomando la deducción realizada anteriormente podemos establecer que la Dosis en el medio gaseoso es la suma de los pares iónicos producidos por la radiación ionizante en su paso por el medio gaseoso, escalado por el trabajo realizado por dicha radiación para generar dicha ionización, por tanto, tendremos que además de la ecuación 17 podemos escribir la dosis en el medio gaseoso como se visualiza en la ecuación 18.

$$D_{aire} = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{\epsilon} \right)_{aire} \quad (18)$$

De esta forma podemos establecer la relación entre la dosis en ambos medios, permitiéndonos poder obtener la ecuación 19, que describe la dosis absorbida en el agua, basada en la dosis absorbida en el medio gaseoso del detector. (Attix, 2008.) (Hanson, 1999) (N°TCDI, 2005)

$$D_{agua} = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{\epsilon} \right)_{aire} \cdot \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{agua} .dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho ds} \right)_{aire} .dT} \quad (19)$$

Siendo entonces la ecuación 19 la base sobre la que se establece la ecuación 10.

2.1.3. Detectores de estado Sólido.

Los detectores de radiación de estado sólido son de gran utilidad en el campo de la radioterapia dada su versatilidad, un aspecto importante es que suelen ser de menor tamaño que sus contrapartes gaseosas o líquidas, permitiendo poderse utilizar con facilidad en múltiples aplicaciones para la verificación de las dosis de tratamiento o en áreas como protección radiológica, así como en muchas otras como la radiología, y la medicina nuclear. Los detectores de estado sólido, son los detectores por excelencia en la imagenología moderna.

Los detectores de estado sólido son más pequeños en su mayoría dado los principios físicos con los que trabajan, los materiales en general poseen características físicas como lo es la capacidad de conducir corriente a través del mismo, pudiendo clasificarlos según ello en conductores, semiconductores y aislantes, y esta clasificación guarda directa relación con la energía necesaria, para que un electrón de la banda de valencia se pueda desplazar hacia la banda conductora, dicha energía necesaria se denomina gap, o bandgap haciendo referencia a un intervalo energético no

permitido de los electrones de un material. El ancho del gap en los electrones de un material es lo que da la clasificación de conductividad de un material, siendo esta banda casi inexistente en los casos de materiales conductores, considerablemente ancha con una magnitud de unos 6 eV en el caso de los materiales aislantes y con un ancho de alrededor de 1 eV para el caso de los materiales semiconductores.

El principio de funcionamiento de los detectores de estado sólido se basa en la pérdida o ganancia de electrones, producto de la interacción de la radiación ionizante con el material, dado a que dicha entrega de energía produce la movilización de electrones por el material. Una cualidad necesaria para el funcionamiento de dichos detectores es el dopaje de los mismos, que consiste en agregar muy pequeñas cantidades de otro átomo a la estructura sólida, logrando así obtener niveles intermedios entre la banda de Valencia y la banda de conducción.

Los niveles adicionales que proporciona el dopaje a la estructura sólida, proporcionan, un punto energético en que los electrones pueden alojarse para poder pasar posteriormente a las bandas de conducción o de valencia, o contrario a ello permite la generación de huecos (ausencia del electrón). Los niveles adicionales proporcionados por el dopaje pudieran estar energéticamente, más cercanos a la banda de conducción o a la banda de valencia, esto depende de la forma en la que los materiales se enlazan, un ejemplo de ello es cuando a una red de silicio se le incorpora átomos de Boro, obtendremos una ausencia de electrones en la red, por consiguiente le incorporamos huecos al sistema, generando de esta forma un semiconductor tipo p (hace referencia a que la carga total del material es positiva dada la usencia de los electrones) como podemos apreciar en la **Figura 37**. (Knoll, 2010)

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

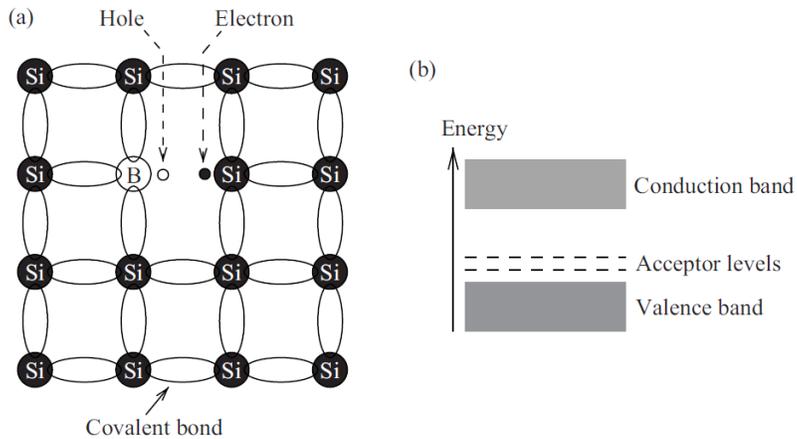


Figura 37: Representación de estructura de Silicio dopada con Boro (izquierda), Grafica de los niveles energéticos del semiconductor tipo p (derecha) (Knoll, 2010)

En el caso contrario se podría incorporar átomos de fosforo a la red con la intención de incorporar más electrones a la red generando un material con una mayor cantidad de electrones, y por tanto un semiconductor tipo n.

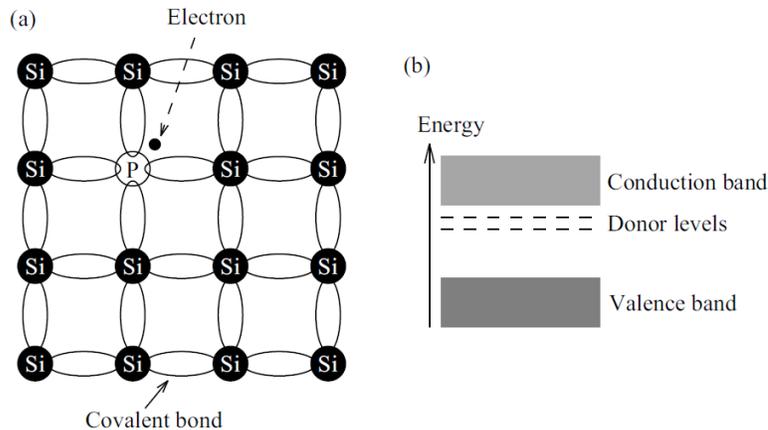


Figura 38: Representación de estructura de Silicio dopada con Fosforo (izquierda), Grafica de los niveles energéticos del semiconductor tipo n (derecha) (Knoll, 2010)

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Una forma muy común en la que se emplean los semiconductores para la detección de la radiación ionizante, es a través de los detectores de semiconductores compuestos o diodos, que consisten en la unión de materiales tipo p y tipo n. Dichos materiales al confrontarse, se le aplica un voltaje en los extremos del diodo generando un desplazamiento de los electrones y los huecos hacia los terminales de dicho polo, como se aprecia en la **Figura 39**, generando de esta forma una región con polaridades opuestas, con la predisposición a realizar un intercambio de pares electrón hueco, dicha región será la región sensible a la radiación, permitiendo establecer una corriente eléctrica en los terminales cuando la radiación ionizante entrega su energía en dicha región sensible (**Figura 40**).

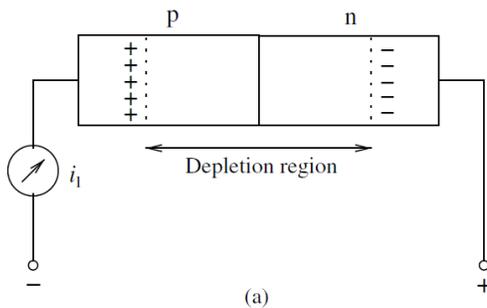


Figura 39: Simulación del desplazamiento de los pares electrón-hueco en los polos de un diodo al aplicarse un voltaje. (Knoll, 2010)

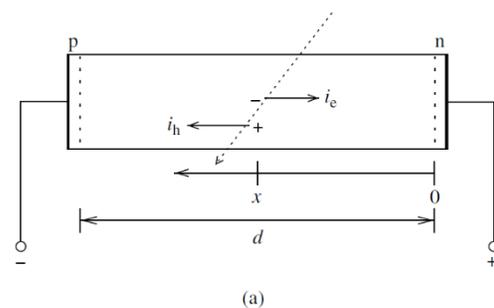


Figura 40: Simulación de la generación de pares electrón-hueco en la región sensible del detector a causa de la entrega de energía por parte de la radiación ionizante (Knoll, 2010).

2.1.3.1. Detectores de estado sólido tipo Mosfet.

Los detectores de radiación tipo transistor de efecto de campo semiconductor de óxido de metal o MOSFET por las siglas en inglés, están compuestos por oxido de

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

silicio en una configuración de transistor, como se aprecia en la **Figura 41**. Donde sobre una base compuesta por un semiconductor tipo p de silicio, se encuentran insertadas dos ranuras de material tipo n, que a su vez harán de terminales, dichos terminales los denominaremos fuente y drenaje como se muestra en la figura 42, permitiendo de esta forma establecer un voltaje entre las dos ranuras de semiconductores tipo n. En condiciones iniciales la conductividad de este arreglo entre la fuente y el drenaje es muy pobre, sin embargo, podemos observar que sobre dicho arreglo encontraremos dos placas, una proximal de oxido metálico o más específicamente oxido de silicio, y una distal que hará de electrodo, denominándose como puerta.

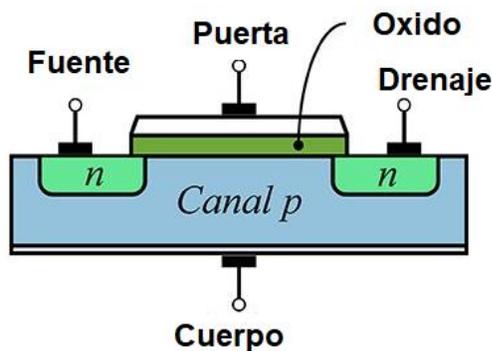


Figura 41: Estructura interna de un MOSFET. (González, 2023)

Cuando la radiación ionizante atraviesa el detector tipo MOSFET genera ionizaciones en el óxido de silicio, que podemos visualizar como pares electrón-hueco, dichos pares permanecerán inmóviles en el material, permitiendo tener datos en estado latente, dichos pares electrón huecos se desplazaran en polos opuestos al aplicar una diferencia de potencial entre la puerta y el cuerpo del detector, generando una

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

acumulación de electrones en la frontera del material tipo p, y consecuentemente, un incremento en la conductividad eléctrica entre la fuente y el drenaje.

Los cambios producidos por la radiación ionizante en el óxido de silicio, son irreversibles, por consiguiente, la información almacenada en el detector no se puede borrar, permitiendo poder realizar lecturas en las medidas almacenadas en el detector sin correr el riesgo de perder las mismas, sin embargo también representa una desventaja, dado a que dichos cambios producidos en el detector producto de la radiación ionizante, también pueden interpretar como daños en el detector dado a que el detector posee un límite de lecturas que puede almacenar antes de perder la linealidad de sus lecturas, llegando a una saturación del mismo. (Knoll, 2010)

2.2. Maniquí, y Tejido Equivalente

Un elemento importante al momento de realizar un montaje experimental para la verificación de los parámetros dosimétricos del equipo en general, es el uso de un maniquí que simule las condiciones de irradiación deseadas, bien sea en la verificación dosimétrica de los parámetros de disparo del equipo, o la correspondencia en la entrega de los planes de tratamiento vs lo planificado en el sistema de planificación. El maniquí no solo debe simular las condiciones de irradiación, sino que además servirá de soporte para los detectores de radiación, que en la mayoría de los casos se encontraran sumergidos en dicho maniquí.

La composición de un maniquí para verificación dosimétrica en radioterapia, es muy variada, pudiendo contener materiales líquidos o sólidos, además de que no necesariamente posee un solo tipo de material en su interior, dado a que la finalidad de cualquier maniquí es simular las mejores condiciones de irradiación según lo deseado, es por ello que existe una gran cantidad de modelos.

El cuerpo humano está compuesto principalmente por agua, por ello, se hace referencia en el TRS398 (N°TCDI, 2005) que un maniquí base, o maniquí estándar es, un maniquí de agua alojado en un contenedor cubico o un paralelepípedo que posee unas dimensiones específicas recomendadas en dicho documento para cada tipo diferente de haz radiación, así como a la geometría del mismo, sin embargo, los maniquís estándar son muy útiles para las verificaciones de los parámetros dosimétricos base de los aceleradores lineales, sin embargo al momento de realizar la verificación de parámetros de disparo en los casos de intensidad modulada, el maniquí estándar puede ser inapropiado.

Dentro de la gran variedad de maniquís podemos encontrar los maniquís antropomórficos. Son maniquís que simulan partes del cuerpo humano en la geometría, así como en la forma en la que los distintos tejidos interactúan con la radiación ionizante. Si bien es relativamente fácil simular la distribución de los órganos con un aproximado de su forma, no lo es para el modo en el que dichos materiales simulan su interacción con la radiación.

Los tejidos humanos están compuestos por una gran cantidad de moléculas distintas, por ello la simulación de la interacción de la radiación con un material específico no es tan sencilla, dado a que la probabilidad de que se genere una interacción particular, varía para cada elemento dependiendo del poder de frenado del mismo, como se aprecia en la **Figura 42**, conocemos que el poder de frenado cambia según el Número atómico del material, por ello podemos hacer una primera aproximación según el número atómico promedio de un material, permitiendo así poder realizar la simulación de un tejido anatómico. (White, 1978)

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

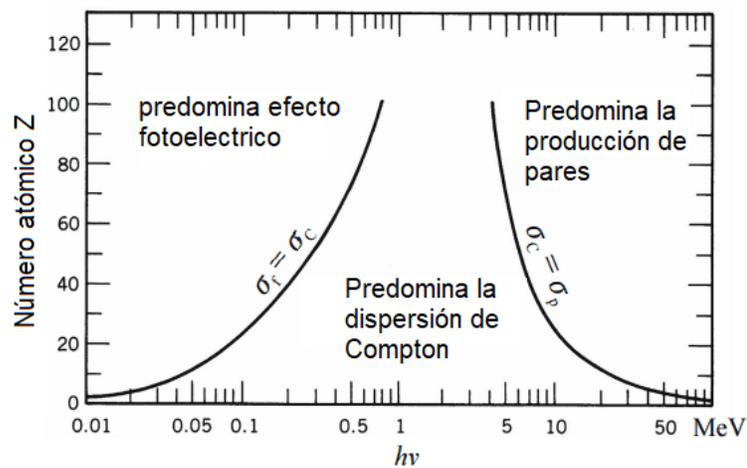


Figura 42: Distribución de probabilidad para los efectos Fotoeléctrico, Compton, y Producción de pares (Attix, 2008.)

En el momento en que se genera una interacción entre una partícula ionizante y el átomo, se realiza una entrega de energía asociada a la función trabajo del átomo involucrado, por ello y consecuente a esta primera interacción obtendremos que las interacciones subsecuentes a esta, dependerán de la magnitud de la energía entregada. Dicho en otras palabras, la radiación secundaria tendrá una energía igual a la diferencia entre la energía inicial y la energía entregada en la interacción, por ello si bien el número atómico del material nos da una primera aproximación al momento de elegir un material para la simular un tejido anatómico, esta no es la única variable que influye en la elección. (International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989)

Dada la combinación de las magnitudes de influencia en el tema, se generan intervalos de energía de la radiación incidente, en los que los distintos materiales existentes, realizan una buena simulación de la interacción de la radiación ionizante con la materia respecto al tejido anatómico, haciendo referencia a una buena simulación a aquellos materiales, cuyo cociente entre el coeficiente de atenuación masico del

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

material de simulación y el coeficiente de atenuación masico del tejido anatómico es lo más próximo a 1 con un valor mínimo de aceptación del 95%.

Un maniquí para la verificación de la dosis emitida por un acelerador lineal de uso clínico, con un tratamiento de intensidad modulada, debe cumplir principalmente condiciones de simetría, de forma tal que el mismo se pueda emplear para la verificación de más de un tipo de tratamiento en conocimiento de la técnica de entrega empleada. En caso de los planes de tratamiento de arcos volumétricos de intensidad modulada, un maniquí cilíndrico, nos otorga una igualdad de condiciones para cada punto en la trayectoria de rotación del equipo, disminuyendo de esta forma las variables que pudieran afectar la distribución de la dosis en el maniquí y su correspondencia con la dosis prescrita en el sistema de planificación.

Dado a que los maniquí empleados en la verificación dosimétrica de los arcos volumétricos de intensidad modulada, buscan disminuir las variables de influencia que pudieran generar inconveniente en dicha verificación, nuevamente el material que compone dicho maniquí juega un papel importante. En radioterapia, las verificaciones dosimétricas se recomiendan realizar en agua, como se lo expresa el documento TRS398 (N°TCDI, 2005), sin embargo, el uso de agua en un maniquí con las características geométricas para la verificación de planes de intensidad modulada, puede ser engorroso de generar y mantener, por ello también se puede emplear otros elementos de estado sólido que simule como se describió, la interacción de la radiación ionizante con las moléculas de agua.

La aparición de la tomografía computarizada, facilitó en gran medida el empleo de nuevos maniquís con geometrías variadas, debido el empleo de rayos X y el estudio de su atenuación al atravesar un objeto para generar un mapa de unidades, permitiendo hacer más fácilmente una estimación de la dosis a entregar sobre el maniquí, basándose en dichos datos.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

CAPÍTULO III

3. Métodos y Materiales

La elaboración de este proyecto de investigación se realizó en el Servicio de Radioterapia La Trinidad – Grupo GURVE C.A. donde se aplican planes de tratamiento de intensidad modulada con múltiples volúmenes de tratamiento y diferente dosis diaria en un solo isocentro con frecuencia, ofreciendo por ellos las condiciones técnicas ideales para la investigación, empleando los materiales y equipos descritos a continuación.

3.1. Acelerador Lineal Clínico

El Servicio de Radioterapia La Trinidad, cuenta con un acelerador lineal clínico, para la entrega de sus tratamientos, de la casa comercial Varian Medical System, modelo Clinac IX Trilogy (**Figura 43, Figura 44**), que posee la capacidad de disparo de fotones generados con un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV y una tasa de salida para fotones hasta 600UM/min, logrando colimar y moldear el haz de radiación a través de un colimador multiláminas Millennium 120, permitiendo al equipo poder entregar planes de tratamiento radiante, con técnicas de 3DCRT, IMRT, VMAT. El acelerador está calibrado según los lineamientos dados en el documento de la AIEA TRS 398 (N^oTCDI, 2005), haciendo uso de una cámara de ionización tipo Farmer en conjunto con un electrómetro de la Marca PTW modelo UNIDOS, trazados desde el laboratorio secundario de calibraciones dosimétricas del IVIC, Permitiendo así garantizar que dicho equipo entrega una dosis de radiación de 1cGy en la profundidad de dosis máxima en parámetros de referencia.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Además, el Acelerador Lineal cuenta con un sistema de imágenes incorporados de kV que permite realizar imágenes planas de localización, así como tomografía de haz cónico (CBCT).



Figura 43: Clinac IX Trilogy con el sistema de imágenes extendido.



Figura 44: Clinac IX Trilogy con el sistema de imágenes retraído.

Antes realizar las mediciones, fue necesario verificar la calibración dosimétrica del acelerador lineal, para disminuir cualquier valor de error que se pudiera estar sumando, dada alguna diferencia dosimétrica que hubiera de base en el acelerador lineal. Para la verificación dosimétrica del Acelerador, se realizaron medidas en un maniquí estándar como se describe en el TRS 398 (N^oTCDI, 2005) que, a su vez, sirve de base para el posicionamiento de los detectores.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.



Figura 45: Posicionamiento de la Cámara de Ionización en el Maniquí estándar.



Figura 46: Posicionamiento del maniquí estándar alineado con el centro el haz de radiación.

Para la toma de medidas fue necesario ubicar la superficie del maniquí a 100cm de la generación de los fotones, siendo este un valor característico del acelerador lineal, dado a que es la distancia en la que se encuentra un punto virtual en el espacio sobre el que coinciden todos los vectores de rotación del equipo, dicho punto se denomina como isocentro.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

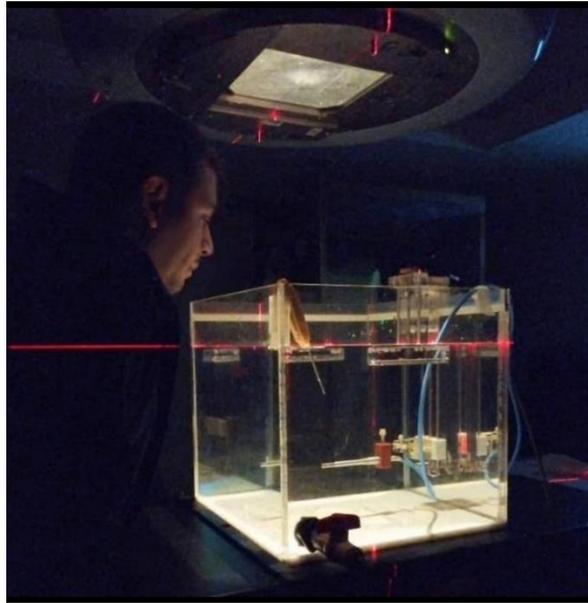


Figura 47: Alineación de la superficie del maniquí con el isocentro del acelerador Lineal.

El detector de radiación ionizante empleado es una cámara de ionización tipo Farmer en conjunto con un electrómetro de la Marca PTW modelo UNIDOS, dicha cámara de ionización fue posicionada dentro del maniquí estándar a una profundidad de 10cm, en el eje central del haz de radiación, para luego ser pre-irradiada con 1000UM de fotones con un potencial acelerador de 6MV, durante este proceso se estableció el voltaje entre los electrodos de la cámara de ionización en 400V, con la intención de tener las condiciones ideales para realizar las medidas de $TPR_{20,10}$ (N°TCDI, 2005).

El $TPR_{20,10}$ se calculó tomando 5 mediciones de carga colectada por la cámara de ionización en las profundidades de 10 y 20cm para un haz de radiación de 10cm x10cm de área en la distancia del isocentro y 100UM por medida obteniendo así las lecturas reflejadas en la **Tabla 4:**

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 4: Medidas de carga colectada por la cámara de ionización en las profundidades de 10cm y 20 cm

<i>Lecturas</i>	L₁ [nC]	L₂ [nC]	L₃ [nC]	L₄ [nC]	L₅ [nC]	L_{prom} [nC]	σ [nC]	CV [%]
<i>D₂₀</i>	6,538	6,534	6,531	6,534	6,535	6,5344	0,003	0,04
<i>D₁₀</i>	11,39	11,38	11,38	11,38	11,38	11,382	0,004	0,04

Para la evaluación de la incertidumbre se empleó el cálculo del coeficiente de variación (CV), dada que nos permitió interpretar mejor la variabilidad del conjunto de datos, así como su homogeneidad (Coello & Davila, 2015), para ello fue necesario calcular la desviación estándar a través de la ecuación 20, resultando el coeficiente de variación en el cociente entre la desviación estándar y el promedio de las lecturas escalados por cien (ecuación 21).

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (L_i - \bar{L})^2} \quad (20)$$

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{L}} \times 100 \quad (21)$$

La dispersión estándar aceptadas para estas medidas debe ser menor al 0,5% siendo una medida claramente aceptable, encontrándose por debajo del 1% en ambos casos, y permitiendo poder obtener el PDD_{20,10} que no es más que el cociente entre la lectura a una profundidad de 20cm entre la lectura a una profundidad de 10cm.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

$$PDD_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} = 0,5741$$

Como mencionamos en el capítulo anterior, al obtener el $PDD_{20,10}$ podemos hacer uso de los valores proporcionados de en TRS398 ubicando así el $TPR_{20,10}$.

$$TPR_{20,10} = 1,2661 * PDD_{20,10} - 0,0595$$

$$TPR_{20,10} = 0,6674 \pm 0,0047$$

De esta forma podemos ubicar en el TRS398 (N°TCDI, 2005), para una cámara Farmer 30013 de la marca PTW, de $0,6\text{cm}^3$ podemos obtener el siguiente valor de k_Q :

$$k_Q = 0,9917 \pm 0,0099$$

Para poder tener los valores de corrección de las medidas, que precisen la dosis absorbida en agua, se realizaron 3 grupos de medidas adicionales que nos permitirán poder obtener los valores de corrección por recombinación y por polaridad, para ello, se varió el voltaje establecido en la cámara de ionización en cada uno de los grupos de medidas.

Tabla 5: Medidas de carga colectada para diferentes voltajes en los electrodos de la cámara de ionización

Voltaje y polaridad	L₁ [nC]	L₂ [nC]	L₃ [nC]	L₄ [nC]	L₅ [nC]	L_{prom} [nC]
400 V (-)	11,39	11,38	11,38	11,38	11,38	11,382
200 V (+)	11,34	11,34	11,34	11,34	11,34	11,340
400 V (+)	11,39	11,38	11,37	11,37	11,38	11,378

Las medidas deben ser corregidos por los valores de presión y temperatura, al momento en el que fueron tomadas dichas medidas.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 6: Medidas corregidas por presión y temperatura de carga colectada por la cámara de ionización para diferentes voltajes entre los electrodos,

Voltaje y polaridad	L_{prom} [nC]	T [°C]	p [mbar]	k_{pT}	L_{correg} [nC]	σ [nC]	CV [%]
400 V (-)	11,382	19,6	902,8	1,1208	12,7571	0,004	0,04
200 V (+)	11,340	19,6	902,7	1,1209	12,7114	0,000	N.A.
400 V (+)	11,378	19,6	902,6	1,1211	12,7554	0,008	0,07

La corrección por polarización toma en cuenta la variación en la lectura producto del desplazamiento de las cargas hasta el electrodo colector, considerando que de ser positiva o negativa la polaridad establecida se colectaran iones negativos o positivos respectivamente, para ello la corrección por polaridad se realizará a través de la siguiente ecuación:

$$k_{pol} = \frac{L_{-400V} + L_{+400V}}{2 \times L_{+400V}} \quad (\text{N}^{\circ}\text{TCDI, 2005}) \quad (22)$$

Donde k_{pol} resulta del cociente entre la suma de las lecturas corregidas por presión y temperatura para los voltajes de +400V y -400V establecidos entre los electrodos de la cámara de ionización, entre dos veces la lectura corregida tomada con el voltaje de +400V.

$$k_{pol} = 1,0001 \pm 0,0015$$

Haciendo uso de las medidas de la **Tabla 6** podemos calcular la corrección por recombinación, que como su nombre lo indica nos indica la cantidad de carga que no es colectada por el electrodo dado su recombinación en la trayectoria.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

$$k_s = \frac{L_{+200V}}{L_{+400V}} \text{ (N}^\circ\text{TCDI, 2005)} \quad (23)$$

$$k_s = 1,0035 \pm 0,0015$$

Para la determinación de la dosis absorbida en agua se tomaron 5 medidas de la carga colectada por la cámara de ionización en profundidad de referencia para la energía de fotones de 6MV, por lo que se colocó la cámara a una profundidad de 5cm y tomaron cinco lecturas de carga colectada para un campo cuadrado de 10cm x 10cm y 100UM a una distancia de 100cm de la fuente a la superficie del maniquí.

Tabla 7: Medidas de carga colectada por la cámara de ionización en condiciones de referencia con una profundidad de 5cm desde la superficie del maniquí.

<i>Lecturas</i>	L₁ [nC]	L₂ [nC]	L₃ [nC]	L₄ [nC]	L₅ [nC]	L_{prom} [nC]	σ [nC]	CV [%]
<i>D_{w,Q(10 cm)}</i>	11,39	11,38	11,38	11,38	11,38	11,382	0,004	0,04

Los valores de presión y temperatura al momento de realizar las medidas era: 902,6 mbar y 19,45°C, resultando en un $k_{PT} = 1,1205 \pm 0,0033$, así mismo el factor de calibración de la cámara de ionización (N_{D,w,Q_0}) empleada trazado desde el laboratorio secundario de dosimetría ubicado en el Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC) es:

$$N_{D,w,Q_0} = 0,05281 \text{ Gy/nC}$$

Así como los factores de corrección de dicho parámetro de calibración por recombinación y polarización son:

$$(k_{pol})_{Q_0} = 1,0045$$

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

$$(k_S)_{Q_0} = 0,9988$$

Por lo que podemos describir un factor k, que no es más que el producto entre los factores de corrección por recombinación, polarización, por el factor de corrección por presión y temperatura, escalados por el cociente entre el factor de calibración de la cámara de ionización entre los factores de corrección de polarización y recombinación del parámetro de calibración.

$$k = k_{pol} \cdot k_S \cdot k_{PT} \frac{N_{D,w,Q_0}}{(k_{pol})_{Q_0} \cdot (k_S)_{Q_0}} \quad (24)$$

$$k = 0,0591 Gy/nC$$

La dosis absorbida será entonces la lectura de carga colectada promedio en la profundidad de 5cm, por el factor k.

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = 0,8677 cGy/UM$$

$$D_{w,Q}(d_{max} = 1,6cm) = \frac{D_{w,Q}(z_{ref})}{PDD_5} = 1,0027 cGy/UM$$

Si comparamos este resultado contra el valor ideal de calibración que sería 1cGy/UM entonces tenemos una discrepancia del 0,27%, estando en tolerancia el valor de calibración.

3.2. Sistema de verificación de dosis en pacientes: MOSFET20, TN-RN-50 de Thomson & Nielsen

El sistema de verificación Mosfet empleado está compuesto por 5 detectores tipo MOSFET, que poseen un área de detección de 0,1 mm², con una isotropía del 2% en su vida útil completa, y con una máxima acumulación de lecturas para 20000 mV, que están conectados a una caja de voltaje de polarización de 5 canales, con un lector de señales donde se muestran los voltajes acumulados en las lecturas hasta el momento.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.



Figura 48: Sistema de verificación de dosis en pacientes: MOSFET20, TN-RN-50 de Thomson & Nielsen

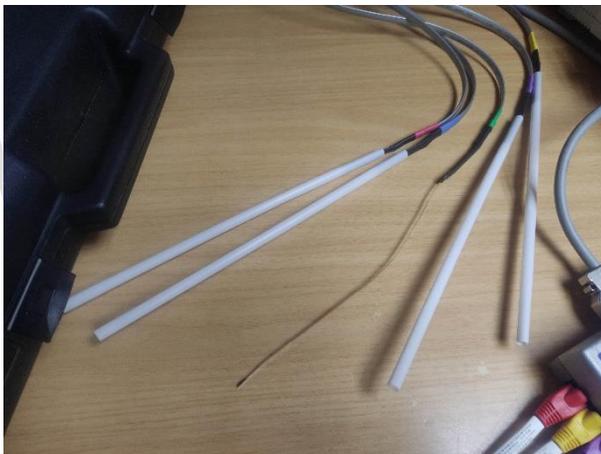


Figura 49: Detectores MOSFET

Dadas las características de un detector tipo Mosfet, fue necesario realizar una calibración de dicho detector, que nos diera la relación entre el cambio de la lectura acumulada en el detector y la dosis entregada en espacio sensible del mismo, para ello haciendo uso del equipo calibrado, se posicionó sobre la camilla del Acelerador lineal una base acrílica que serviría de soporte para dichos detectores (**Figura 50**), posteriormente se cubrió la superficie del montaje con bolus de 1,5cm de espesor, con la intención de posicionar los dosímetros en el punto de dosis máxima de entrega de

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

dosis para el haz de radiación de fotones generados en un potencial de aceleración de 6MV, la superficie del montaje se posiciono en el isocentro (100cm desde la generación de los fotones y la superficie del bolus).

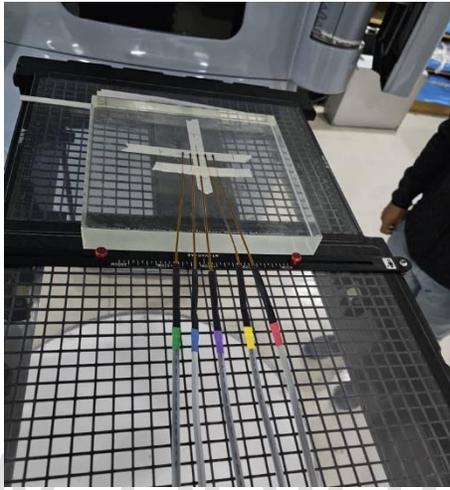


Figura 50: Montaje experimental para la calibración de los detectores tipo MOSFET

Para poder calcular el coeficiente de proporcionalidad entre la lectura del dosímetro y la dosis de radiación ionizante entregada, se irradio el dosímetro con una dosis conocida (el acelerador lineal fue verificado dosimétricamente antes), por tanto, al registrar los cambios en las lecturas de voltaje que arrojó el lector del dosímetro tipo MOSFET se pudo establecer el coeficiente de proporcionalidad.

Para ello se le tomaron las lecturas de los 5 dosímetros para una irradiación con fotones de un potencial de aceleración de 6MV y 200UM, repitiendo la irradiación 3 veces.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 8: Lecturas de los MOSFET para el cálculo del coeficiente de proporcionalidad entre los cambios de voltaje y la dosis recibida.

LECTURAS	L₁ [mV]	L₂ [mV]	L₃ [mV]	L_{PROM} [mV]	σ [mV]	CV [%]
<i>DETECTOR 1</i>	216	226	225	222,3	5,5	2,5
<i>DETECTOR 2</i>	219	223	214	218,7	4,5	2,1
<i>DETECTOR 3</i>	216	219	219	218,0	1,7	0,8
<i>DETECTOR 4</i>	218	222	213	217,7	4,5	2,1
<i>DETECTOR 5</i>	216	220	220	218,7	2,3	1,1

Dada la calibración del acelerador lineal podemos conocer que dicho equipo entrega 1cGy por Unidad Monitor, en condiciones de referencia a una profundidad de dosis máxima, por tanto, al posicionar los detectores tipo MOSFET en estas condiciones, reconocemos que se le entregó una dosis de 200cGy por irradiación a cada detector, dejándonos los siguientes valores para el coeficiente de calibración:

Tabla 9: Factor de calibración para los detectores tipo MOSFET

	L_{PROM} [mV]	σ [mV]	Factor de calibración [cGy/mV]
<i>DETECTOR 1</i>	222,3	5,5	0,8997±0,0223
<i>DETECTOR 2</i>	218,7	4,5	0,9145±0,0188
<i>DETECTOR 3</i>	218,0	1,7	0,9174±0,0072
<i>DETECTOR 4</i>	217,7	4,5	0,9187±0,0190
<i>DETECTOR 5</i>	218,7	2,3	0,9145±0,0096

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

3.3. Maniquí

Para la elaboración del maniquí se hizo uso de tejido equivalente presentado por Dávila y col. en su trabajo “Demora mediada por fructosa del proceso de renaturalización de la cadena de triple hélice de gelatina en medio acuoso” (Dávila Pérez, 2016), que nos permitió tener un medio sólido con una densidad similar al agua, así como una distribución de probabilidad en primera aproximación para la interacción de la radiación electromagnética con el medio.

La elaboración de dicho medio se preparó a partir de una mezcla con 160g de gelatina tipo B de 250 Blomm y 40g de fructosa de alta pureza por litro de agua (0,2 g/mL), como fue señalado en la publicación, para la cocción se colocó la mezcla en baño de maría a temperatura de 35°C. luego se vació la mezcla dentro de un maniquí esférico, con la intención de darle forma esférica y simular el cráneo con tejido equivalente. Allí se dejó reposar a temperatura ambiente (22°C) por 4 horas y posteriormente se llevó a refrigeración a 4°C por 24 horas.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

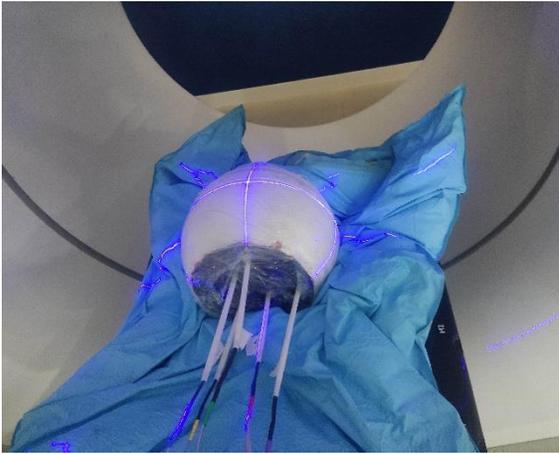


Figura 51: Fotografía de cara anterior del maniquí sobre un colchón de vacío como soporte



Figura 52: Fotografía de cara lateral del maniquí con un colchón inmovilizador como soporte.

www.bdigital.ula.ve

Al maniquí se le adicionó 5 insertos que permitieron la colocación de los detectores tipo MOSFET y posicionarlos de igual forma durante el montaje experimental, a su vez el maniquí fue fijado sobre un colchón inmovilizador, que dio base y estabilidad a la esfera como se aprecia en las **Figura 51** y **Figura 52**.

Para poder hacer la planificación de tratamiento sobre el maniquí, se realizó una tomografía al mismo. La adquisición de dicha tomografía se realizó en un tomógrafo Philips de 16 cortes con un protocolo de cortes solapados de dos cada uno (dos milímetros de adquisición por un milímetro de desplazamiento de la camilla), y con un field of view (apertura transversal de la adquisición) de 500cm, siendo este el más grande permitido por el equipo, con límites longitudinales suficientemente extensos para cubrir a completamente el maniquí.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

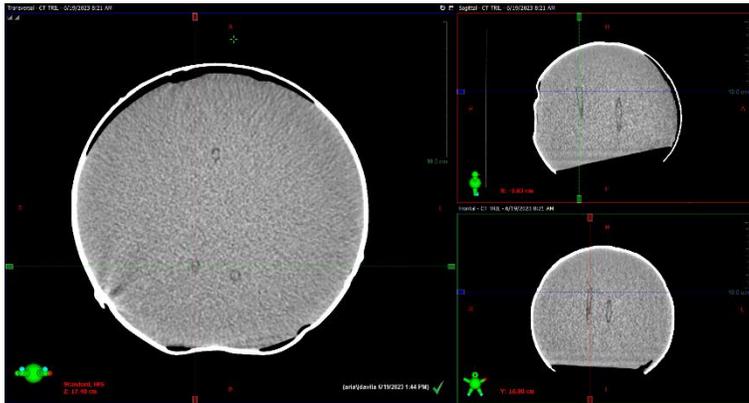


Figura 53: Tomografía del Maniquí, con una resolución de dos cada uno, visualizada desde un sistema de planificación Eclipse 16.

3.4. Sistema de planificación de tratamiento (SPT).

Para la planificación de tratamiento se contó con un sistema de planificación de tratamiento Eclipse 16.3 con el que se realizan los planes de tratamiento de las diferentes técnicas que se manejan en el centro (**Figura 54, Figura 55, Figura 56**)

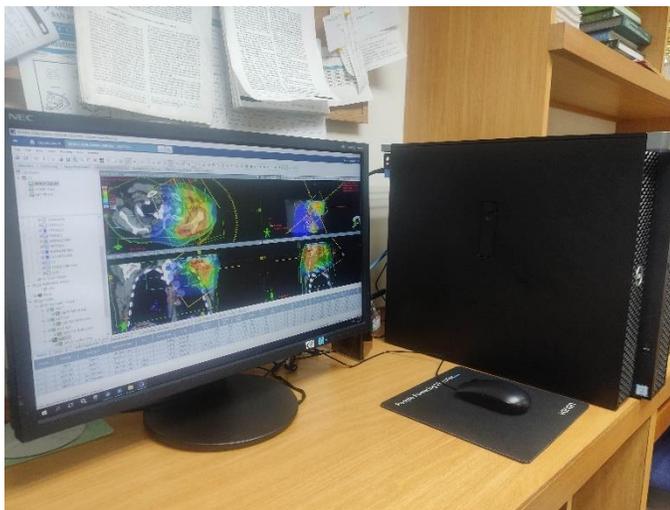


Figura 54: Sistema de planificación Eclipse 16.3 de la casa Varian Medical System

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

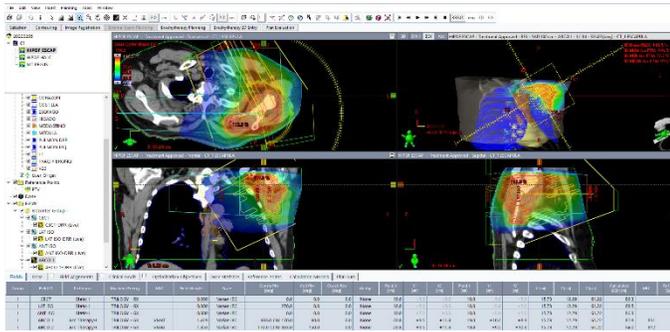


Figura 55: Sistema de planificación de tratamiento Eclipse 16.3, Ventana de Planificación de tratamiento

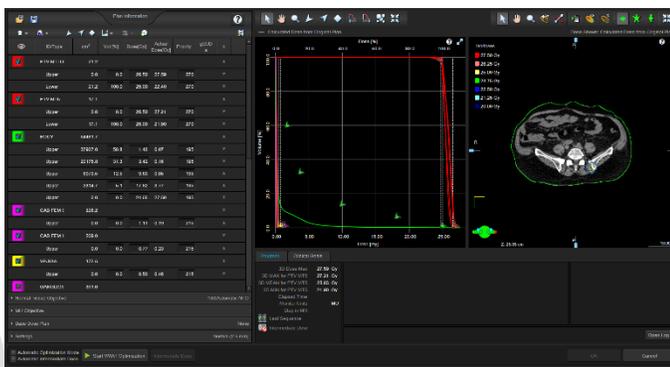


Figura 56: Sistema de planificación de Tratamiento, ventana de optimización para la planificación inversa

Sobre este sistema de planificación de delimitó la tomografía del maniquí realizada previamente, ubicando los 5 insertos que contendrían los detectores y generando en las localidades donde se alojó la sección sensible de los detectores, generando por consiguiente 5 esferas, sobre las cuales poder establecer las dosis deseadas.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

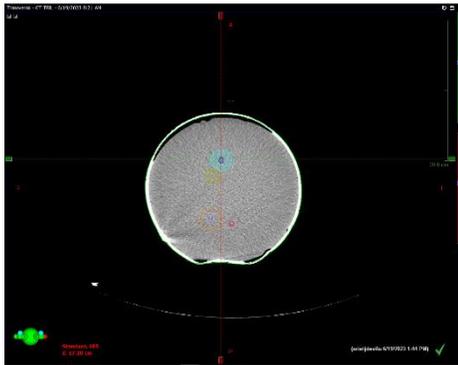


Figura 57: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número uno, así como la esfera sobre la que se calcularán las dosis.

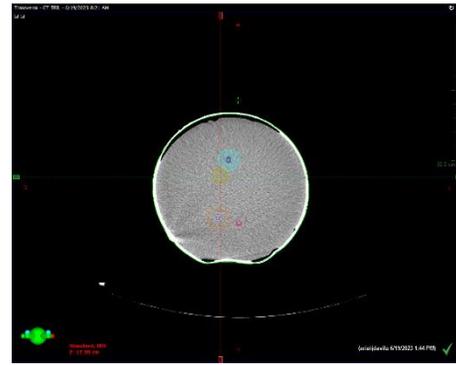


Figura 58: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número dos, así como la esfera sobre la que se calcularán las dosis.

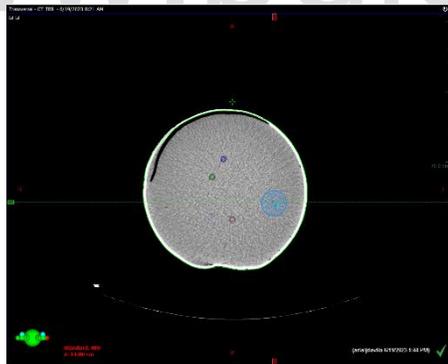


Figura 59: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número tres, así como la esfera sobre la que se calcularán las dosis.

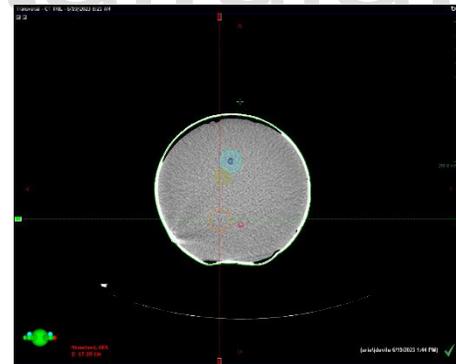


Figura 60: Tomografía de planificación del maniquí con la delimitación para el detector tipo MOSFET número cuatro, así como la esfera sobre la que se calcularán las dosis.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

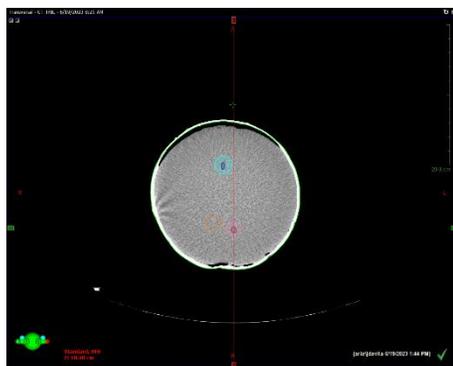


Figura 61: Tomografía de planificación del maniquí con una delimitación para el detector tipo MOSFET número cinco, así como la esfera sobre la que se calcularán las dosis.

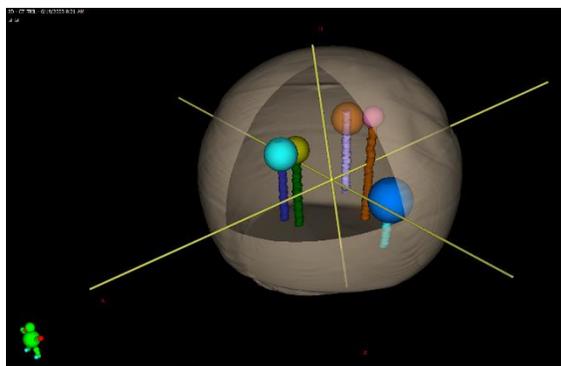


Figura 62: Reconstrucción tridimensional con la delimitación del maniquí, así como de los volúmenes para la planificación

La relevancia de la delimitación de los detectores, así como los volúmenes para la planificación (PTV) de las distintas dosis que se desean entregar en la experimentación radicó al momento de la planificación, donde se realizaron 3 planes de tratamiento diferentes para probar las mediciones de la dosis en los 5 puntos variando las condiciones.

La dosis que se calculó en cada uno de los volúmenes de planificación para los tres planes fue diferente según el plan de tratamiento, con la intención de poder evaluar las distribuciones de dosis, así como la capacidad del equipo de hacer distintas entregas de dosis para los diferentes volúmenes de planificación durante la irradiación, buscando simular las condiciones que se presentan en un tratamiento real.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 10: Dosis de radiación prescrita para los distintos PTV en los 3 planes de tratamiento radiante.

	Plan 1: Dosis calculada [cGy]	Plan 2: Dosis calculada [cGy]	Plan 3: Dosis calculada [cGy]
<i>PTV 1</i>	600	600	500
<i>PTV 2</i>	600	300	70
<i>PTV 3</i>	600	600	200
<i>PTV 4</i>	600	200	150
<i>PTV 5</i>	600	600	300

Para los 3 planes de tratamiento se emplearon 3 arcos volumétricos de intensidad modulada (VMAT), siendo dos de ellos, arcos completos coplanares, distinguiéndose entre sí dada la rotación de los colimadores y un tercero semi arco con una rotación de camilla perpendicular a los arcos anteriores como se aprecia en la **Figura 63**.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

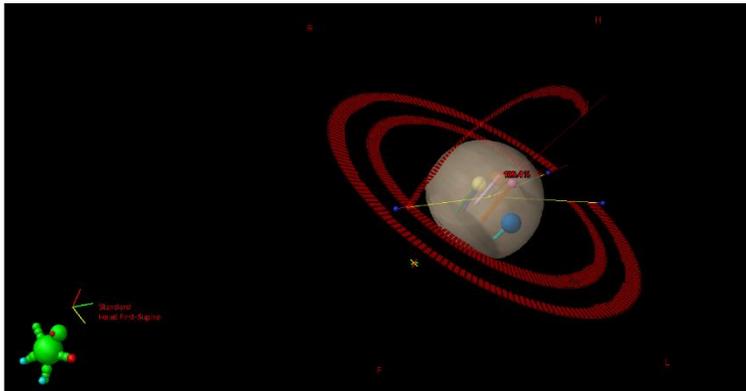


Figura 63:
Representación tridimensional de la trayectoria de los arcos volumétricos sobre el maniquí.

3.5. Montaje experimental

La verificación de los planes de tratamiento para su posterior comparación entre lo planificado y lo entregado en el acelerador lineal, se realizó posicionando el maniquí en el acelerador lineal, de igual forma que se posicionó al momento de la tomografía, conservando de esta forma la mayor cantidad de condiciones previas posibles, para ello se hizo uso de los laser de posicionamiento que se entrecruzan en el isocentro, de forma de ubicar dicho punto virtual en el centro del maniquí.



Figura 64: Posicionamiento de maniquí en el acelerador lineal para realizar la entrega de la dosis de radiación (visión oblicua izquierda).



Figura 65: Posicionamiento de maniquí en el acelerador lineal para realizar la entrega de la dosis de radiación (visión lateral derecha).

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Se hizo una revisión del posicionamiento de maniquí, para ello se realizaron imágenes de verificación de posicionamiento con el sistema de imágenes integrado del acelerador lineal (**Figura 66** **Figura 67**), así como una tomografía de haz cónico (CBCT), que nos permitió verificar la coincidencia de los detectores tipo Mosfet en el volumen de PTV planificado, con la finalidad de evitar que alguno de los Mosfet se encontrara en una profundidad distinta a la deseada.



Figura 66: Montaje experimental, con el sistema de imágenes (OBI) desplegado.



Figura 67: Consola de control del Acelerador lineal y sistema de imágenes para la verificación de posicionamiento

Luego de haber colocado y verificado dicho posicionamiento del maniquí a través de las imágenes de localización, se procedió a hacer la irradiación del maniquí con los tres planes de tratamiento, previamente calculados, haciendo 3 muestreos de la dosis de radiación entregada por cada plan.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 11: Medición de UH para el medio interno y recubierta del maniquí, haciendo uso de la tomografía.

<i>Ubicación</i>	M ₁ [UH]	M ₂ [UH]	M ₃ [UH]	M ₄ [UH]	M _{5...} [UH]	M ₁₀₀ [UH]	M _{Prom} [UH]	σ [UH]	CV [%]
<i>Región Central</i>	74	75	71	70	63...	72	65,13	9,40	14,44
<i>Recubierta</i>	1061	1060	1050	1100	1105...	1090	1028,03	74,70	7,27

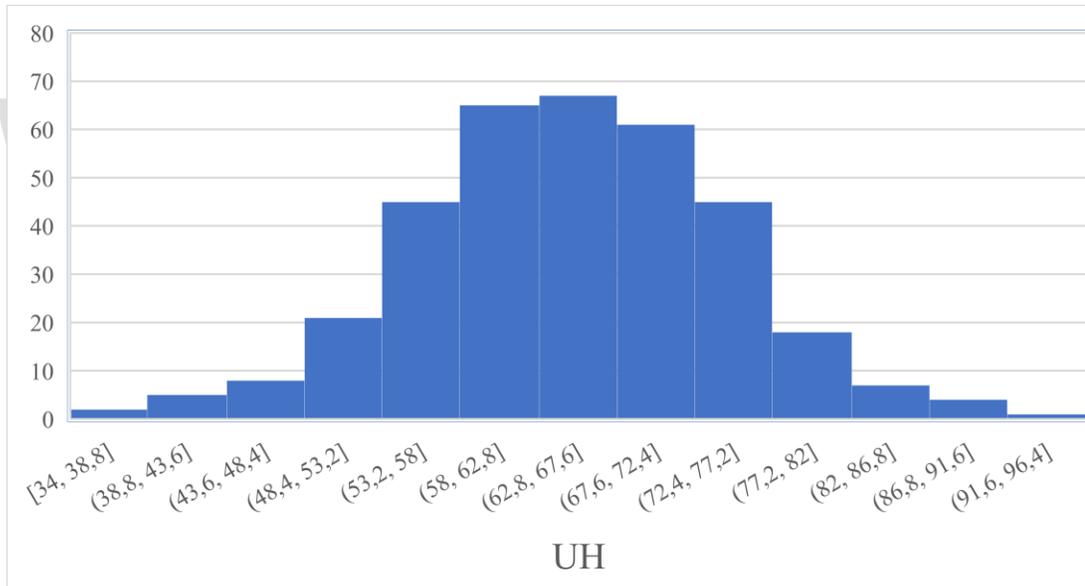


Figura 70: Histograma de UH medidas para el tejido equivalente del maniquí.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

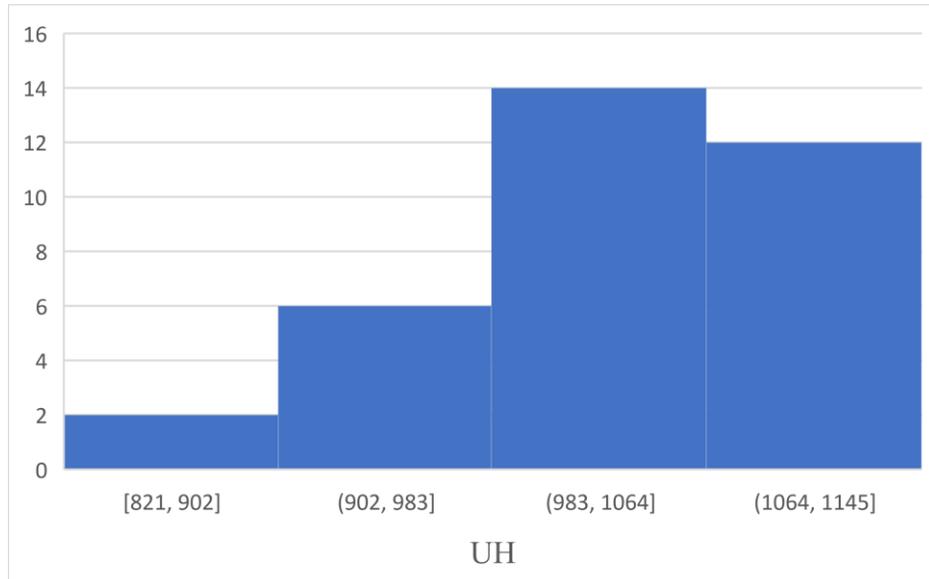


Figura 71: Histograma de UH medidas para la recubierta del maniquí

www.bdigital.ula.ve

El análisis numérico de la región central del maniquí mediante la tomografía nos muestra que el valor promedio para este el tejido equivalente es de $(65,13 \pm 9,40)$ UH (**Tabla 11**), estando este valor contenido entre las 30UH y 100UH, por tanto correspondiendo a tejidos blandos (Dávila Pérez, 2016) (Babin, 2000), que es uno de los tejidos más abundantes en el cuerpo humano.

Por otra parte, el análisis de la recubierta nos muestra una tendencia, mucho más alta que en la región central, teniendo unidades superiores a las 1000 UH, obteniendo para ello $(1028,03 \pm 74,70)$ UH por tanto es fácil poder comparar esta región con las UH que encontraríamos en hueso cortical (Sosa Suarez, 2021).

Por consiguiente, el maniquí analizado desde tomografía, guarda una estrecha relación con las condiciones que se encontrarían al irradiar una región anatómica como el cráneo, donde encontraríamos un tejido blando extenso, recubierto con un tejido denso que sirve de resguardo del tejido central.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

4.2. Simulación de tratamiento en sistema de planificación.

Para la planificación de tratamiento se realizaron 3 planes como estaba previsto, siendo el primer plan una irradiación con dosis por sesión de 600cGy por igual a cada volumen, calculada para 5 aplicaciones, como sería un hipofraccionamiento regular, con la intención de comprobar la entrega de la distribución de dosis en el maniquí (Figura 72)

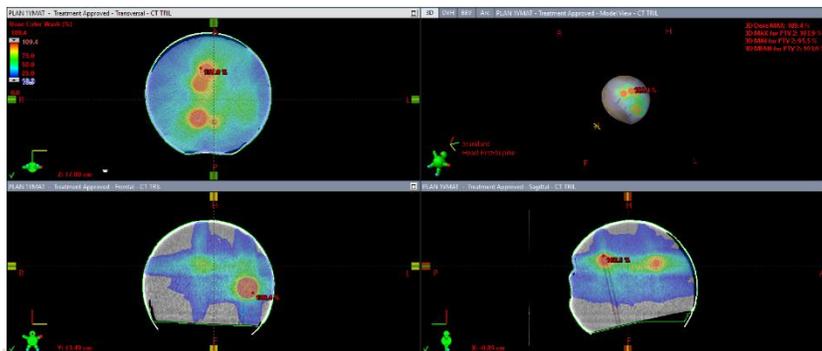


Figura 72: Planificación de tratamiento sobre la CT del maniquí con una dosis de 600cGy por sesión para una dosis total de 3000cGy.

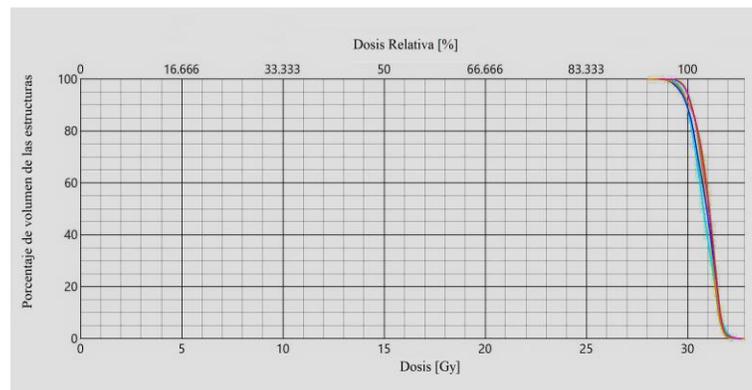


Figura 73: Histograma dosis volumen para *el plan 1*:

Color cian: PTV para el detector número 1, Color amarillo: PTV para el detector número 2, Color azul: PTV para el detector número 3, Color naranja: PTV para el detector número 4, y Color rosado: PTV para el detector número 5

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 12: Análisis de las curvas de Dosis para los diferentes PTVs, en el plan 1.

	D_{max} [cGy]	D_{Min} [cGy]	D_{Med} [cGy]	COBERTURA [%]	σ [cGy]
<i>PTV 1</i>	32,8	28,2	30,8	99,1	0,6
<i>PTV 2</i>	32,4	28,7	30,9	98,7	0,5
<i>PTV 3</i>	32,6	28,0	30,8	99,2	0,7
<i>PTV 4</i>	32,8	28,0	31,0	99,5	0,6
<i>PTV 5</i>	32,7	28,6	31,0	98,5	0,6

Como resultado de la planificación se logró obtener una cobertura superior al 98,5% del volumen de los PTVs con la dosis deseada como se puede apreciar en la **Figura 73**, observando una caída rápida de las curvas de dosis, representando una alta homogeneidad de la dosis a lo largo de los PTVs, siendo esto lo deseado en cualquier irradiación.

En la segunda planificación se calculó para entregar dosis diferentes a los PTV establecidos haciendo una distribución de dosis como se planifico en la **Tabla 10**, buscando evaluar los cambios de las dosis en las esferas, así como la capacidad del sistema para cumplir con esos cambios de dosis.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

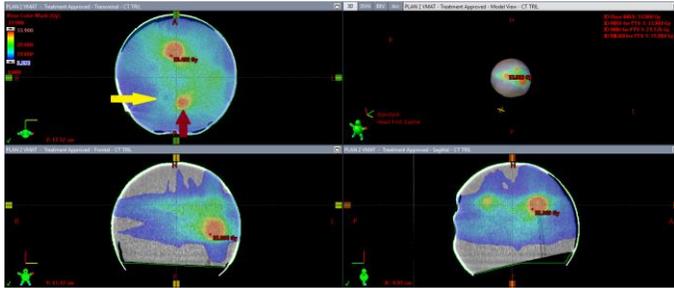


Figura 74: Distribución de la dosis para el plan 2 sobre el CT de la tomografía.

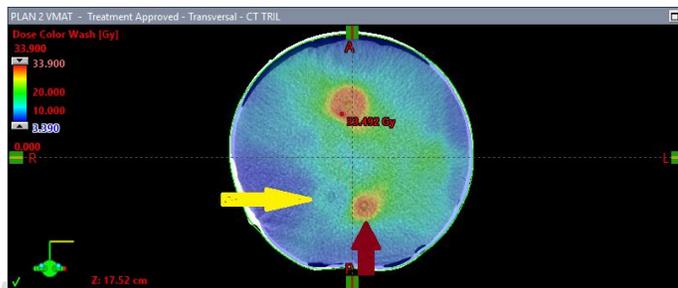


Figura 75: Distribución de dosis para, en un corte axial, flecha amarilla: distribución de la dosis para el PTV 4, el color cian representa una dosis de 200cGy. Flecha roja: distribución de dosis para el PTV 5, el color rojo representa una dosis de 600cGy

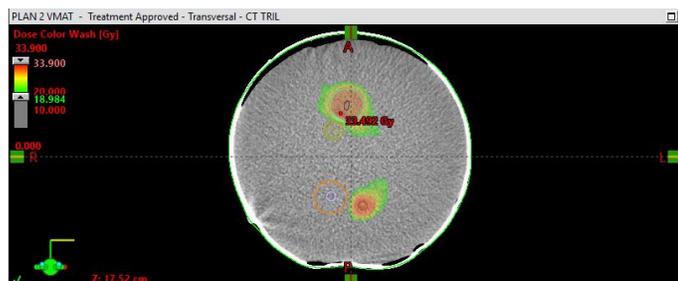


Figura 76: Distribución de dosis para, en un corte axial, con una representación en color wash de las dosis entre los 1800cGy hasta los 3400cGy.

Haciendo una revisión de las distribuciones de dosis para el plan 2 podemos apreciar en las **Figura 74**, **Figura 75**, y **Figura 76**, como en dos volúmenes de planificación cercanos como los son los PTV 4 y PTV 5, pueden tener una distribución

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

de dosis diferente a pesar de su cercanía, sin interferir en la distribución de dosis aledaña. Este es el objetivo de muchas de las planificaciones de tratamiento en pacientes donde pudiera ser necesario mantener una dosis de radiación alta a la lesión manteniendo una dosis menor en una región vecina.

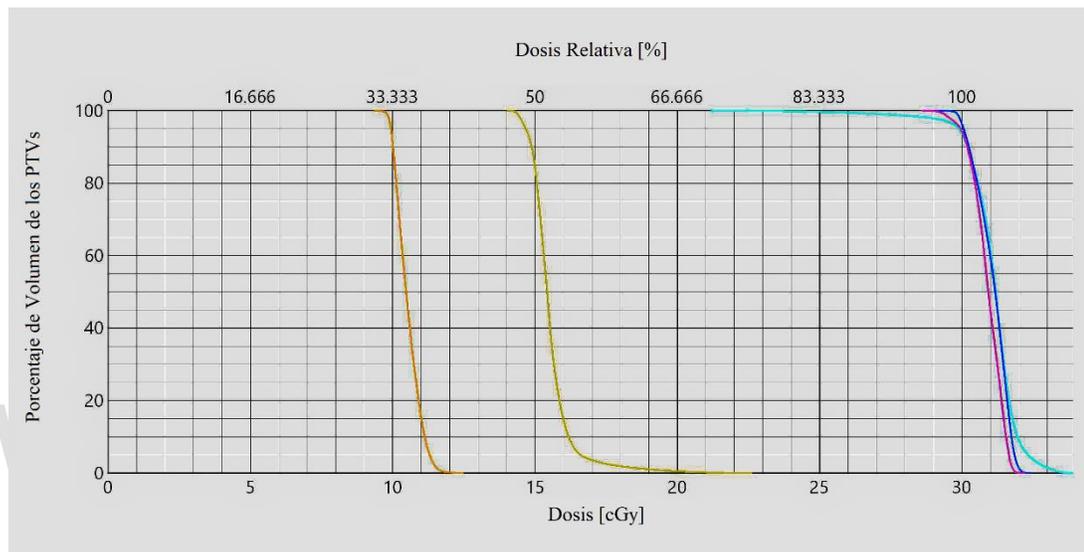


Figura 77: Histograma de dosis volumen para el plan 2.

Color cian: PTV para el detector número 1, Color Amarillo: PTV para el detector número 2, Color azul: PTV para el detector número 3, Color naranja: PTV para el detector número 4, y Color rosado: PTV para el detector número 5

Un aspecto importante que hay que considerar es la distribución de la dosis en el PTV y su homogeneidad, podemos evaluar esta distribución de la dosis a través del histograma en la **Figura 77**, apreciando como las curvas de dosis tienen un descenso abrupto, representando de esta forma una alta homogeneidad, dado a que no hay una

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

gran separación de la dosis entre el punto de dosis mínima (D_{\min}) y el punto de dosis Máxima (D_{\max}) (*Tabla 13*)

Tabla 13: Análisis de las curvas de Dosis para los diferentes PTVs, en el plan 2.

	D_{\max} [cGy]	D_{\min} [cGy]	D_{Med} [cGy]	COVERTURA [%]	σ [cGy]
<i>PTV 1</i>	33,9	21,2	31,1	99,1	1,0
<i>PTV 2</i>	22,6	14,0	15,5	98,7	0,8
<i>PTV 3</i>	32,4	29,0	31,1	99,2	0,6
<i>PTV 4</i>	12,5	9,4	10,5	99,4	0,4
<i>PTV 5</i>	30,9	26,6	30,9	98,6	0,5

En las *Tabla 12* y *Tabla 13*, podemos comparar los resultados entre los dos planes de tratamiento, donde se obtuvieron resultados numéricamente similares, apenas teniendo un incremento entre las desviaciones estándares entre las tablas.

En el último plan, existe una diferencia notable entre los planes anteriores, donde las dosis para el PTV1 y el PTV2 es notablemente distante, siendo estos dos volúmenes muy cercanos, simulando algún caso clínico donde la región a irradiar está muy cercana a un volumen u órgano sensible.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

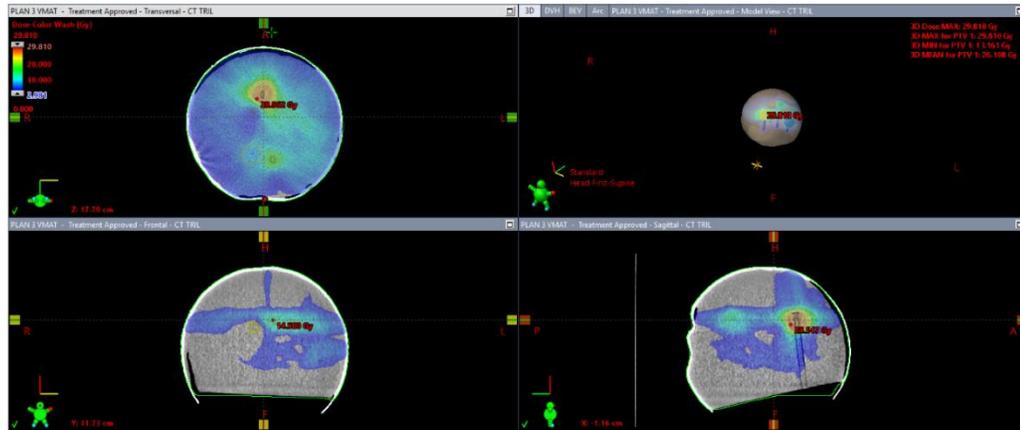


Figura 78: Distribución de la dosis para el plan 3 sobre el CT de la tomografía.

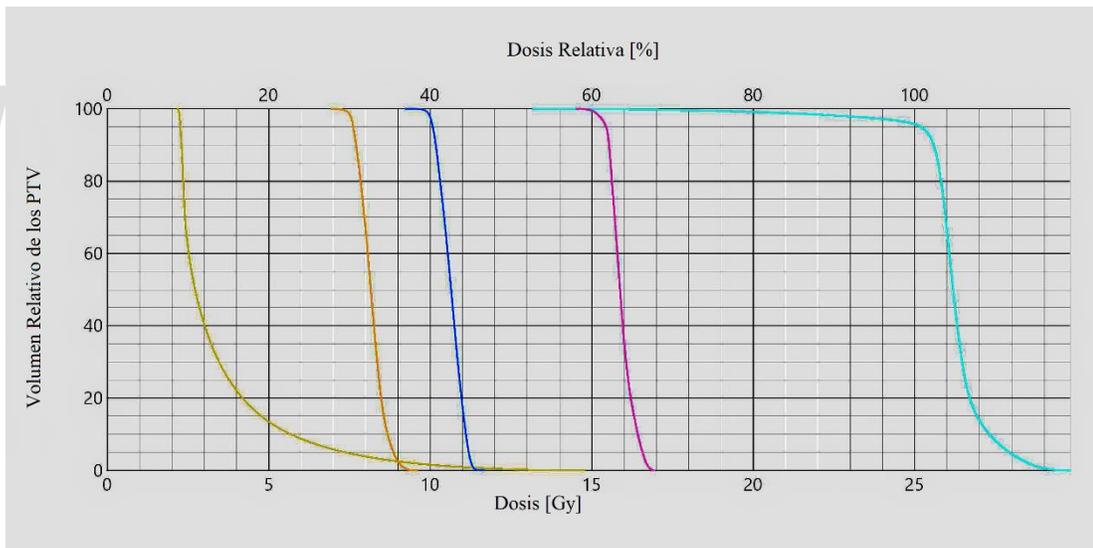


Figura 79: Histograma de dosis volumen para el plan 3.

Color cian: PTV para el detector número 1, Color Amarillo: PTV para el detector número 2, Color azul: PTV para el detector número 3, Color naranja: PTV para el detector número 4, y Color rosado: PTV para el detector número 5

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Como se señaló anteriormente, la importancia de este plan recae no solo en que se logró cubrir la dosis de radiación deseada para los PTV si no que se alcanzó dar una dosis muy baja en el PTV2 manteniendo una dosis alta en el PTV1.

Tabla 14: Análisis de las curvas de Dosis para los diferentes PTVs, en el plan 3

	D_{max} [cGy]	D_{min} [cGy]	D_{Med} [cGy]	COVERTURA [%]	σ [cGy]
<i>PTV 1</i>	29,8	13,2	26,2	99,1	1,2
<i>PTV 2</i>	14,8	2,2	3,5	98,7	1,8
<i>PTV 3</i>	11,7	9,2	10,6	99,1	0,3
<i>PTV 4</i>	9,6	6,9	8,2	99,4	0,4
<i>PTV 5</i>	17,0	14,5	15,9	98,6	0,3

Si bien los valores para los PTV 3, 4, y 5 se mantienen dentro de lo normal hasta el momento, podemos ver un cambio en los PTV 1, 2 respecto a los casos anteriores dado a que hay incremento en la inhomogeneidad de la dosis sobre el volumen, a pesar de ello si visualizamos la **Tabla 14** y la **Figura 78**, podemos apreciar como este cambio no representa un valor significativo con respecto a lo que se esperaría en un caso clínico real.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

4.3. Posicionamiento en el acelerador lineal clínico e irradiación del maniquí.

Parte importante fue el posicionamiento del maniquí en el acelerador lineal clínico, así como asegurar la coincidencia de los detectores tipo MOSFET en los volúmenes de planificación, para ello además de hacer uso de los laser de posicionamiento que se encuentran en la habitación del acelerador lineal clínico, fue relevante hacer uso del sistema de imágenes de posicionamiento para garantizar que dicho maniquí, se encontrara en la posición establecida en la tomografía. En el CBCT se observó y ajustó la posición del maniquí, logrando posicionar los detectores dentro del volumen de irradiación, permitiéndonos garantizar que cada detector reciba la dosis deseada (**Figura 80, Figura 81, Figura 82, Figura 83 y Figura 84**).

www.bdigital.ula.ve



Figura 80: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 1



Figura 81: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 2

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

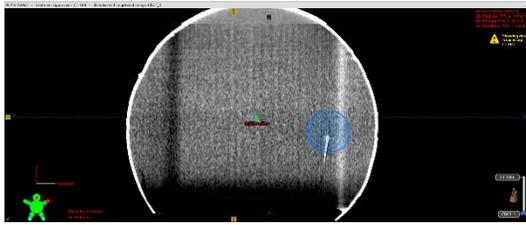


Figura 82: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 3

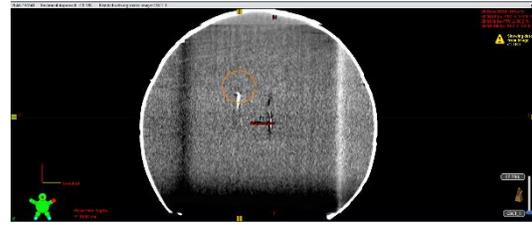


Figura 83: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 4

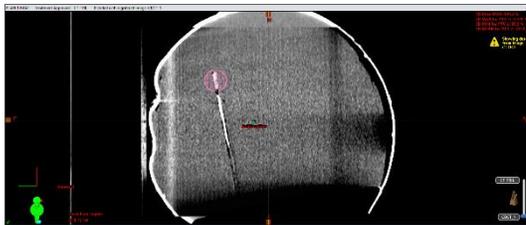


Figura 84: CBCT del maniquí en el posicionamiento del maniquí con la visión del detector tipo MOSFET 5

Al hacer una revisión de las imágenes de posicionamiento en el sistema de planificación, se pudo visualizar la superposición de la distribución de la dosis de los 3 planes de tratamiento sobre la imagen adquirida en el acelerador lineal.

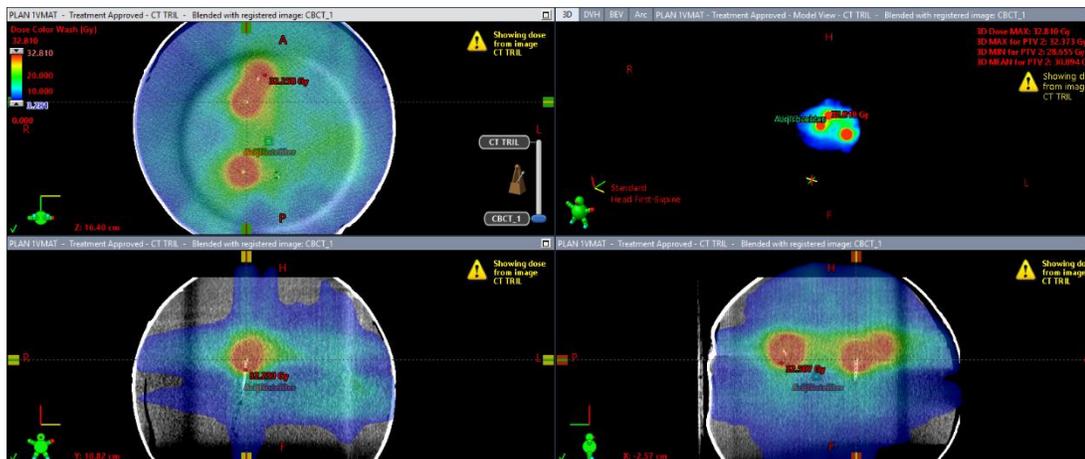


Figura 85: Sobreposición de la distribución de dosis para el plan 1 sobre la imagen del CBCT, posicionada sobre el detector 2.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

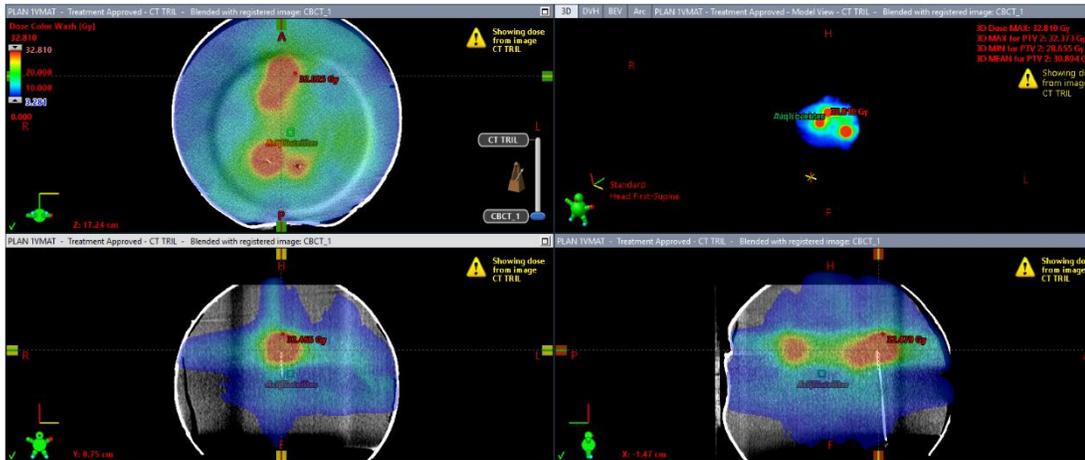


Figura 86: Sobreposición de la distribución de dosis para el plan 1 sobre la imagen del CBCT, posicionada sobre el detector 1.

La fusión de la imagen de localización con la del sistema de planificación también nos permitió, hacer una revisión de la dosis que recibieron los detectores luego de la irradiación, para cada uno de los casos planificados.

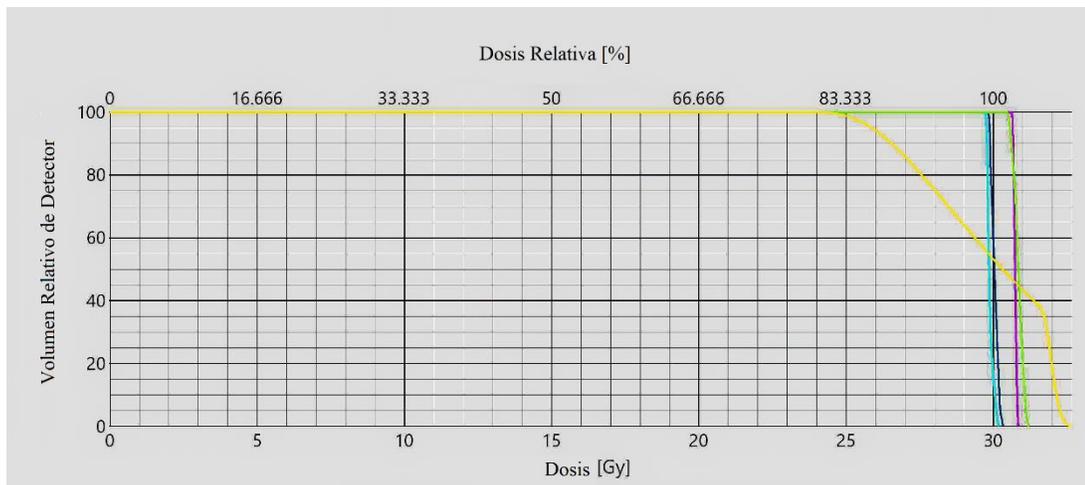


Figura 87: Histograma de dosis absorbida sobre el volumen de los detectores tipo MOSFET para el plan 1.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

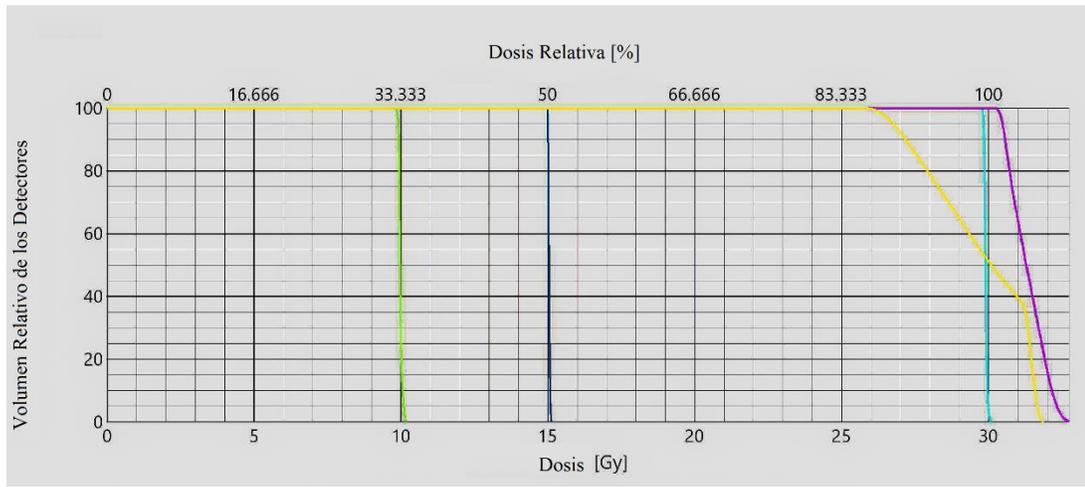


Figura 88: Histograma de dosis absorbida sobre el volumen de los detectores tipo MOSFET para el plan 2.

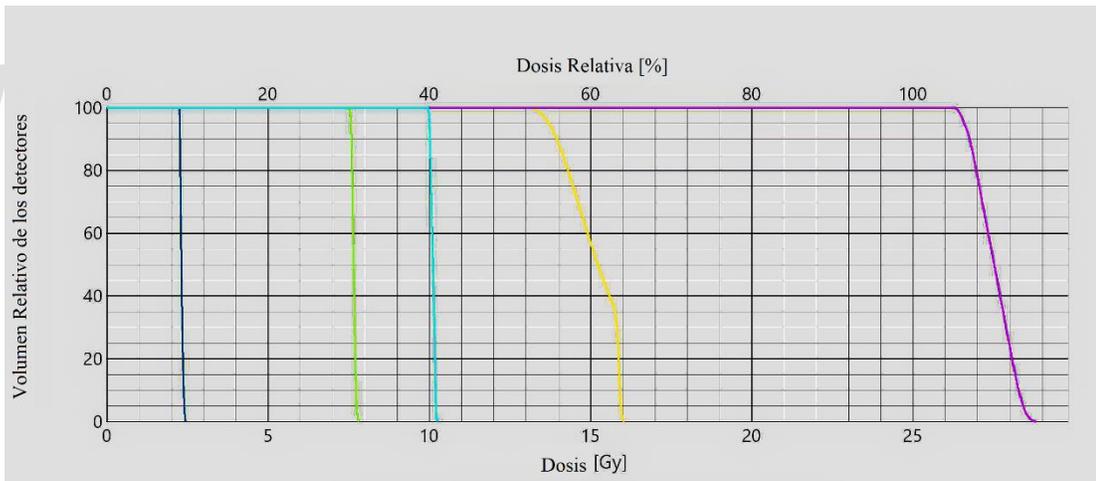


Figura 89: Histograma de dosis absorbida sobre el volumen de los detectores tipo MOSFET para el plan 3.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 15: Dosis planificada en el plan 1 sobre el volumen sensible del detector tipo MOSFET, ubicado haciendo uso del CBCT.

	Detector 1	Detector 2	Detector 3	Detector 4	Detector 5
<i>Dosis promedio</i> [Gy]	30,7	30,0	29,9	29,8	30,8
<i>Desviación Estándar</i> [Gy]	0,1	0,1	0,1	0,2	2,2

Tabla 16: Dosis planificada en el plan 2 sobre el volumen sensible del detector tipo MOSFET, ubicado haciendo uso del CBCT.

	Detector 1	Detector 2	Detector 3	Detector 4	Detector 5
<i>Dosis promedio</i> [Gy]	31,2	15,0	29,9	10,0	29,8
<i>Desviación Estándar</i> [Gy]	0,6	0,1	0,1	0,1	0,7

Tabla 17: Dosis planificada en el plan 3 sobre el volumen sensible del detector tipo MOSFET, ubicado haciendo uso del CBCT.

	Detector 1	Detector 2	Detector 3	Detector 4	Detector 5
<i>Dosis promedio</i> [Gy]	27,5	2,3	10,1	7,7	15,1
<i>Desviación Estándar</i> [Gy]	0,6	0,1	0,1	0,1	0,8

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Una vez que el maniquí estuvo correctamente posicionado a través del sistema de imágenes de localización se procedió a irradiar el maniquí con los planes de tratamiento calculados obteniendo las siguientes lecturas:

Tabla 18: Lecturas de los detectores tipo Mosfet para el plan 1.

	L₁ [mV]	L₂ [mV]	L₃ [mV]	L_{prom} [mV]	σ [mV]	CV [%]
<i>Detector 1</i>	716	714	707	712,33	4,73	0,66
<i>Detector 2</i>	701	710	712	707,67	5,86	0,83
<i>Detector 3</i>	627	631	641	633,00	7,21	1,14
<i>Detector 4</i>	676	642	648	655,33	18,15	2,77
<i>Detector 5</i>	687	673	667	675,67	10,26	1,52

Tabla 19: Cálculo de la Dosis de radiación entregada en los detectores tipo MOSFET para el plan 1.

	L_{prom} [mV]	coeficiente de calibración [Gy/mV]	Dosis [Gy]	σ [Gy]	CV [%]
<i>Detector 1</i>	712,33	0,009	6,41	0,201	3,14
<i>Detector 2</i>	707,67	0,0091	6,47	0,187	2,89
<i>Detector 3</i>	633,00	0,0092	5,81	0,112	1,93
<i>Detector 4</i>	655,33	0,0092	6,02	0,291	4,83
<i>Detector 5</i>	675,67	0,0091	6,18	0,159	2,57

Para realizar el análisis de dichas lecturas podemos compararlas con los valores de radiación esperados para el Primer plan:

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 20: Comparación de la dosis absorbida por los MOSFET, contra la dosis planificada, y la dosis prescrita en el plan 1.

	D_{MOSFET} [Gy]	$D_{\text{planificada}}$ /5 [Gy]	Discrepancia Planificada [%]	Discrepancia prescrita [%]
<i>Detector 1</i>	6,41	6,14	4,4	6,83
<i>Detector 2</i>	6,47	6,12	5,72	7,83
<i>Detector 3</i>	5,81	5,98	2,84	3,17
<i>Detector 4</i>	6,02	5,96	1,01	0,33
<i>Detector 5</i>	6,18	6,16	0,32	3,00

La discrepancia planificada corresponde a la comparación entre la dosis media por los MOSFET con la dosis planificada en el SPT, y la discrepancia prescrita, resulta de la comparación con la dosis que se quiso entregar.

Si bien la dosis prescrita y la comparación es importante se debe considerar que resulta más importante para este caso, la comparación con la dosis predicha por el SPT, dado a que, en la práctica, la verificación de los planes de tratamiento se realiza con la finalidad de verificar la capacidad del acelerador lineal Clínico de reproducir lo planificado, así como la capacidad del sistema de predecir la dosis que se le entrega en un plan de tratamiento.

En la **Tabla 20**, podemos visualizar como la discrepancia de los valores es bastante baja arrojando valores muy cercanos entre sí, dando entonces una buena distribución de dosis y coincidencia entre los valores medidos y los valores esperados. Sin embargo, hay que acotar que la discrepancia entre las dosis medidas por el detector 2 y la dosis que se esperaba encontrar en su caso tiene una diferencia porcentual mayor que los demás casos. Si se considera la comparación de la dosis medida contra la dosis máxima posible en esta región como se muestra en la **Tabla 12**, encontramos que la dosis máxima que se calculó en esta región es de $(32,4 \pm 0,6)$ Gy para el plan total por tanto por sesión obtendríamos una dosis de $(6,48 \pm 0,12)$ Gy, coincidiendo en una mejor proporción con el valor medido, dándonos a entender que la discrepancia para el

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

detector 2 en la **Tabla 20**, se debe a una diferencia de localización del detector más que a un error en la capacidad del equipo de reproducir la planificación del tratamiento.

En el trabajo publicado por Mishra (Vivek Mishra, 2021) hace mención en sus resultados de una discrepancia dado al posicionamiento del detector tipo MOSFET, que, dado su pequeño volumen de detección es muy sensible a los cambios de gradiente abruptos, ocasionando que, en regiones de gradientes de dosis fuerte, pequeñas discrepancias en la localización generen cambios notables entre las lecturas del detector y la dosis esperada.

Las lecturas del segundo plan de irradiación fueron:

Tabla 21: Lecturas de los detectores tipo MOSFET para el plan 2.

	Lectura 1 [mV]	Lectura 2 [mV]	Lectura 3 [mV]	L_{prom} [mV]	σ [mV]	CV [%]
<i>Detector 1</i>	700	701	702	701,00	1,00	0,14
<i>Detector 2</i>	325	344	347	338,67	11,93	3,52
<i>Detector 3</i>	648	651	649	649,33	1,53	0,24
<i>Detector 4</i>	216	210	206	210,67	5,03	2,39
<i>Detector 5</i>	661	649	656	655,33	6,03	0,92

Tabla 22: Cálculo de la Dosis de radiación entregada en los detectores tipo MOSFET para el plan 2.

	L_{prom} [mV]	coeficiente de calibración [Gy/mV]	Dosis [Gy]	σ [Gy]	CV [%]
<i>Detector 1</i>	701	0,009	6,31	0,165	2,61
<i>Detector 2</i>	338,67	0,0091	3,1	0,173	5,58
<i>Detector 3</i>	649,33	0,0092	5,96	0,061	1,02
<i>Detector 4</i>	210,67	0,0092	1,94	0,086	4,43
<i>Detector 5</i>	655,33	0,0091	5,99	0,118	1,97

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 23: Comparación de la dosis absorbida por los MOSFET, contra la dosis planificada, y la dosis prescrita en el plan 2.

	D_{MOSFET} [Gy]	$D_{\text{planificada}}/5$ [Gy]	Discrepancia Planificada [%]	Discrepancia prescrita [%]
<i>Detector 1</i>	6,31	6,24	1,12	5,17
<i>Detector 2</i>	3,1	3,00	3,33	3,33
<i>Detector 3</i>	5,96	5,98	0,33	0,67
<i>Detector 4</i>	1,94	2,00	3,00	3,00
<i>Detector 5</i>	5,99	5,96	0,50	0,17

En la irradiación del segundo plan podemos apreciar cómo se obtuvo una mejor coincidencia de las dosis medidas por los detectores tipo MOSFET, con respecto a la dosis evaluada en el sistema de planificación, siendo las mayores discrepancias de apenas 3,3% dando por consiguiente una buena correlación entre los parámetros medidos por el sistema de planificación y en el montaje experimental.

Tabla 24: Lecturas de los detectores tipo Mosfet para el plan 3.

	Lectura 1 [mV]	Lectura 2 [mV]	Lectura 3 [mV]	L_{Prom} [mV]	σ [mV]	CV [%]
<i>Detector 1</i>	593	605	604	600,67	6,66	1,11
<i>Detector 2</i>	54	55	51	53,33	2,08	3,9
<i>Detector 3</i>	221	213	223	219	5,29	2,42
<i>Detector 4</i>	163	164	175	167,33	6,66	3,98
<i>Detector 5</i>	333	335	335	334,33	1,15	0,34

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Tabla 25: Cálculo de la Dosis de radiación entregada en los detectores tipo MOSFET para el plan 3.

	L_{prom} [mV]	coeficiente de calibración [Gy/mV]	Dosis [Gy]	σ [Gy]	CV [%]
<i>Detector 1</i>	600,67	0,009	5,4	0,194	3,59
<i>Detector 2</i>	53,33	0,0091	0,49	0,029	5,92
<i>Detector 3</i>	219	0,0092	2,01	0,064	3,18
<i>Detector 4</i>	167,33	0,0092	1,54	0,093	6,04
<i>Detector 5</i>	334,33	0,0091	3,06	0,043	1,41

Tabla 26: Comparación de la dosis absorbida por los MOSFET, contra la dosis planificada, y la dosis prescrita en el plan 3.

	D_{MOSFET} [Gy]	$D_{planificada}/5$ [Gy]	Discrepancia Planificada [%]	Discrepancia prescrita [%]
<i>Detector 1</i>	5,4	5,5	1,82	8,000
<i>Detector 2</i>	0,49	0,46	2,08	2,00
<i>Detector 3</i>	2,01	2	0,50	0,50
<i>Detector 4</i>	1,54	1,54	0,00	2,67
<i>Detector 5</i>	3,06	3,02	1,32	2,00

En el último plan de irradiación podemos apreciar una buena coincidencia nuevamente entre las dosis medidas con los detectores MOSFET y la dosis estimada por el sistema de planificación, permitiéndonos afirmar la utilidad del montaje experimental para la verificación de los planes de tratamiento con múltiples blancos irradiados con técnica de intensidad modulada en arcos volumétricos.

Capítulo V:

5.1. Conclusiones.

Un aspecto fundamental en la verificación de los planes de tratamiento, fue la verificación dosimétrica del acelerador lineal clínico, dado a que dicha calibración dosimétrica es la base sobre la que se realizan los planes de irradiación, así como, el cálculo del coeficiente de calibración para los detectores tipo MOSFET, garantizando una base dosimétrica confiable, que nos permitió disminuir las posibles fuentes de error que sumaran sobre la irradiación. La verificación dosimétrica que se llevó a cabo nos dio un valor de calibración de 1,0027cGy/UM en condiciones de referencia, representando a penas una diferencia con el valor ideal de 0,27%, siendo 2% el valor de discrepancia máximo recomendado por la IAEA (N^oTCDI, 2005), demostrando con ello la estabilidad dosimétrica del acelerador lineal clínico, así como su correcta calibración.

La elaboración del maniquí haciendo uso de la metodología propuesta por Dávila (Dávila Pérez, 2016), nos permitió poder mantener una estrecha relación con la densidad y la forma de interacción de un haz de radiación con el cráneo de un paciente, comprobando esta relación a través del uso de las imágenes tomográficas del maniquí, que nos mostraron valores de UH para los tejidos equivalentes similares al tejido de partes blandas para la región central y al tejido óseo para la recubierta del maniquí.

En la elaboración de los planes de tratamiento de irradiación basándose en la tomografía del maniquí, se plantearon para diferentes dosis en los diferentes volúmenes que contuvieron al detector, sin embargo dichos planes poseen curvas de isodosis que no son perfectamente homogéneas, por tanto al momento de realizar la comprobación de la localización por imágenes, fue necesario comprobar la dosis calculada sobre el volumen sensible del detector en su posición real al momento de la irradiación,

ubicando ligeras variaciones en la dosis calculada para dicho volumen y la dosis prescrita, siendo esta discrepancia siempre cercana al $\pm 5\%$ o menores.

La irradiación de los detectores de tipo MOSFET ubicados dentro del maniquí tubo la finalidad de verificar la capacidad de acelerador lineal clínico para reproducir los planes de tratamiento generados por el SPT, por tanto si bien la discrepancia entre la dosis medida por los detectores de radiación y la dosis prescrita para los volúmenes de irradiación, es un elemento que se pudiera considerar, nuestro objetivo estuvo siempre orientado a la verificación entre la dosis calculada sobre los volúmenes sensibles respecto a la dosis medida por los detectores, presentándose una discrepancia muy baja entre las dosis mencionadas ($\leq 5\%$), permitiendo así poder corroborar la capacidad del acelerador lineal clínico para realizar la irradiación de los planes de tratamiento generados por SPT, así como la capacidad del montaje experimental para realizar la verificación de planes de tratamiento de intensidad modulada con arcos volumétricos para la irradiación de PTVs con diferentes dosis de irradiación.

Durante la comprobación de la dosis medida por los detectores tipo MOSFET y la dosis calculada por el SPT, se presentó una discrepancia del 5,7% en el PTV 2 del plan de tratamiento 1, siendo esta mayor al 5% esperado, sin embargo haciendo un análisis de la **Figura 73**, se apreció en el histograma como la dosis calculada para dicho detector poseen una caída menos pronunciada que en los demás casos, por tanto la discrepancia se atribuyó a un fuerte gradiente de dosis en la periferia del volumen sensible del detector en la localización real en el equipo al momento de la irradiación (**Figura 81**), por consiguiente, dado al pequeño tamaño del detector que le confiere una gran resolución espacial, se torna sensible al margen de error por localización que posee el acelerador siendo este de $\pm 1\text{mm}$, concluyendo en un estudio más detallado, que la dosis máxima para esta región (**Tabla 12**) presenta una discrepancia de tan solo el 0,15% estando está dentro del margen de error esperado.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

6. Referencias

- Duque Arellano, M. K. (2013). *Análisis del Cálculo de Tratamiento en Cabeza y Cuello por dos Algoritmos de planificación diferentes: Haz Filiforme y Algoritmo Analítico Anisotrópico en IMRT*. Caracas: Universidad Central de Venezuela.
- AAPM, A. A. ((2001)). "report No. 72: Basic Applications of Multileaf Collimators". Madison, Wisconsin, USA.: Medical Physics Publishing.
- Alfonso, R. A. (2010). *Physical aspects of radiotherapy quality assurance: quality control protocol*. Viena: IAEA TECDOC-1151 (No. IAEA-CN--182).
- Attix, F. H. (2008.). " *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry.*". John Wiley & Sons.
- Besa, P. (2013). "Radioterapia Externa: Lo que el medico general debe saber". Santiago de Chile, Chile: Revista Médica Clínica Las Condes.
- Bortfeld, T. B. (1992). *Three-dimensional solution of the inverse problem in conformation radiotherapy*. En *In Tumor Response Monitoring and Treatment Planning: Advanced Radiation Therapy* (págs. (pp. 503-508)). Springer Berlin Heidelberg.: Editor-In- Chief.
- Cañón, G. M. ((2010)). "Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada.". Física. Bogotá D.C. Colombia.: Tesis Mag. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ciencias, Departamento de Física.
- Departamento de Física Teórica. (s.f.). *Servicio de Medidas de Radiactividad*. (universidad Zaragoza) Recuperado el marzo de 2023, de https://gifna.unizar.es/labac/?page_id=19
- Deshpande, S. K. (2013). *Dosimetry investigation of MOSFET for clinical IMRT dose verification*. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 12(3), 193-198.
- Dias, A. G. (2019). *Optimization of skin dose using in-vivo MOSFET dose measurements in bolus/non-bolus fraction ratio: A VMAT and a 3 DCRT study*. *Journal of Applied*.
- Equiphos, E. (s.f.). *Eh Equiphos J.Restrepo Equiphos*. Recuperado el 17 de enero de 2020, de <http://www.equiphos.com/wp-content/uploads/2015/06/MLC-gold.jpg>
- González, A. G. (6 de mayo de 2023). *PanamaHitek*. Obtenido de <https://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-mosfet/>

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Hanson, W. F. (1999). *Task Group 51. Med Phys*, 26, 1847-70: AAPM .

ICRU, C. I. (1998). *Reporte 60: Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante. MARYLAND: SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA.*

International Commission on Radiation Units and Measurements. (1989). Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. International Commission on Radiation Units and Measurements.

Knoll, G. F. (2010). *Radiation Detection and Measurement. Estados Unidos de America: Wiley.*

Korinko, A. &. (1997). *Maintaining skin integrity during radiation therapy. The American Journal of Nursing*, 97(2), 40-44.

Mayles , P., Nahun, A., & Josenwald, J. (2007). *Handbook of Radiotherapy physics: Theory and Practice. New York: Taylor & Francis Group, LLC.*

Mohan, R. W. (1996). *Intensity modulation optimization, lateral transport of radiation, and margins. Medical Physics*, 23(12), 2011-2021.

N^oTCDI. (2005). 398, *Determinación De La Dosis Absorbida En Radioterapia Con Haces Externos. Viena: IAEA-TRS-398.*

Onal, C. B. (2020). *Incidental testicular doses during volumetric-modulated arc radiotherapy in prostate cancer patients. Radiol med*, 125, 777–783.

Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). (2000). Aspectos físicos de garantía de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad. IAEA TECDOC-1151.

Podgorsak, E. B. (2003). *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Montréal, Québec, Canada: Department of Medical Physics.*

Rodriguez , J. ((2015)). *"CONTROL DE CALIDAD EN COLIMADORES MULTILÁMINAS (MLC) EN ENTREGA DE TRATAMIENTOS DINÁMICOS". Caracas: Tesis Mag: Universidad Central de Venezuela.*

Sievinen, J. U. (2005). *AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto: Varian Medical Systems*, 118, 2894.

Ulmer, W. &. (2003). *The inverse problem of a Gaussian convolution and its application to the finite size of the measurement chambers/detectors in photon and proton dosimetry. Baden, Switzerland: Physics in Medicine & Biology*, 48(6), 707.

Análisis de la fluencia del haz de radiaciones sobre maniquí de tejido blando equivalente en tratamiento de múltiples blancos usando técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos de y mosfet para su comprobación.

Urdaneta, N. (2009). Radioterapia oncológica: enfoque multidisciplinario. Caracas: Editorial Disinlmed.

Varian Medical Systems, Inc. (2010). Eclipse Algorithms Reference Guide (P/N B502679R01B, document version 2.0) provides reference information about the algorithms supported in Eclipse version 10. Palo Alto: Varian Medical Systems UK Ltd.

Vivek Mishra, S. R. (2021). Surface Radiation Dose Measurement with Mosfet for Head and Neck Cancer using Phantom. Canc Therapy & Oncol Int, 18(2): 555984.

Whelan, B. H.-C. (2016). "Performance of a clinical gridded electron gun in magnetic fields: Implications for MRI-linac therapy". Medical Physics, 43(11), 5903-5914.

White, D. R. (1978). Tissue substitutes in experimental radiation physics. Medical physics, 5(6), 467-479.

Xing, L. ((2000)). "Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter-summation algorithm.". Physics in Medicine & Biology .

www.bdigital.ula.ve