

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA



TESIS

**“Implementación de un protocolo de control de calidad en la validación
de planes de tratamiento en técnica VMAT en el Centro de Radioterapia
Essalud - Trujillo”**

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

LICENCIADO EN FÍSICA

INVESTIGADOR:

Bach. Barragan Mondragon Christian Heyrner

ASESOR:

M.Sc. Saba Effio Augusto

Lambayeque, 2023

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA



TESIS

**“Implementación de un protocolo de control de calidad en la validación
de planes de tratamiento en técnica VMAT en el Centro de Radioterapia**

Essalud - Trujillo”

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

LICENCIADO EN FÍSICA

Aprobada ante el siguiente Jurado:

Dr. Curo Maquen Luis Alberto
Presidente

M. Sc. Rivera Vasquez Juan Pedro
Secretario

Lic. Valdiviezo Arellano Julio Alejandro
Vocal



M.Sc Saba Effio Augusto
Asesor Metodológico



Bach. Barragan Mondragon Christian Heyrner
Tesista

DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD

Nosotros, Bach. Barragan Mondragon Christian Heyrner investigador y M.Sc. Saba Effio Augusto, asesor del trabajo de investigación “Implementación de un protocolo de control de calidad en la validación de planes de tratamiento en técnica VMAT en el Centro de Radioterapia Essalud - Trujillo”, declaramos bajo juramento que este trabajo no ha sido plagiado, ni contiene datos falsos. En caso de demostrarse lo contrario, asumiremos responsablemente la anulación de este informe y por ende el proceso administrativo a que hubiera lugar. Que puede conducir a la anulación del título o grado emitido como consecuencia de este informe.

Lambayeque, Abril del 2023



INVESTIGADOR:

Bach. Barragan Mondragon Christian Heyrner



ASESOR:

M.Sc. Saba Effio Augusto

DEDICATORIA

Con mucho cariño a mis padres, Magali y Cesar quienes siempre me han apoyado en todo lo académico y en la vida. Dedicado en especial a mi Madre, Magali quien desde el cielo me sigue dando el apoyo para continuar.

Dedicado a mi familia, mis abuelos Santos y Simón, mis tíos Rosario y Denise por siempre animarme y contar con ustedes.

AGRADECIMIENTO

Con estas palabras, me complace manifestar mi cordial gratitud con los que desinteresadamente contribuyeron en este trabajo, en especial a M.Sc Mori Rojas Juan José por su tiempo, supervisión y seguimiento a lo largo del desarrollo pero sobre todo agradezco su motivación y apoyo. Gracias de igual manera al M.Sc Saba Effio Augusto por su asesoramiento y tiempo durante este período. Estoy muy agradecido con mi familia, compañeros y sobre todo a mis amigos por su apoyo (HCCH-MZD), comprensión, paciencia y ánimo.

Gracias a todos.

ÍNDICE

DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTO	vi
LISTA DE TABLAS	xiv
LISTA DE FIGURAS	xvi
RESUMEN	xviii
ABSTRACT	xix
INTRODUCCIÓN	xx
CAPÍTULO I: DISEÑO TEÓRICO	1
1.1 ANTECEDENTES	1
1.2 BASE TEÓRICA	4
1.2.1 ASPECTOS FÍSICOS EN HACES DE FOTONES EXTERNOS	4
1.2.1.1 RAYOS X CARACTERÍSTICOS	4
1.2.1.2 BREMSSTRAHLUNG.....	5
1.2.1.3 MAGNITUDES EMPLEADAS PARA DESCRIBIR UN HAZ DE FOTONES.....	7
1.2.1.3.1 Fluencia de Fotones	7
1.2.1.3.2 Tasa de fluencia de Fotones	8
1.2.1.3.3 Fluencia de Energía.....	8
1.2.1.3.4 Tasa de Fluencia de Energía.....	8

1.2.1.4 FUENTE DE HACES DE FOTONES	8
1.2.1.5 LEY DEL INVERSO AL CUADRADO	10
1.2.1.6 PENETRABILIDAD DE HACES DE FOTONES EN UN FANTOMA O EN PACIENTE.....	11
1.2.1.6.1 Dosis Superficial	13
1.2.1.6.2 Región de Buildup	13
1.2.1.6.3 Profundidad de Dosis Máxima (Z_{max})	13
1.2.1.7 MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS QUE DESCRIBEN LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN IONIZANTE EN LA MATERIA	14
1.2.1.7.1 KERMA (K).....	14
1.2.1.7.2 EXPOSICIÓN (X).....	15
1.2.1.7.3 DOSIS ABSORBIDA (D).....	15
1.2.2 RADIOTERAPIA	16
1.2.2.1 ACELERADOR LINEAL (LINAC)	17
1.2.2.1.1 Generación del haz.....	18
1.2.2.1.2 Aplicación del haz.....	19
1.2.2.2 TÉCNICAS DE TRATAMIENTO	21
1.2.2.2.1 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)	21
1.2.2.2.2 TERAPIA DE ARCO VOLUMÉTRICO MODULADO (VMAT).....	23
1.2.3 SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO (TPS)	25

1.2.4 CONTROL DE CALIDAD EN PLANES DE TRATAMIENTO.....	28
1.2.4.1 MEDIDA DE DOSIS.....	29
1.2.4.1.1 MEDICION DE DOSIS PUNTUAL	29
Cámara de Ionización	29
1.2.4.1.2 MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	30
ARREGLO DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN	30
1.2.4.2 EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA	32
1.2.4.2.1 DIFERENCIA DE DOSIS (ERROR RELATIVO)	32
1.2.4.2.2 DISTANCIA DE CONCORDANCIA (DISTANCE TO AGREEMENT, DTA)	32
1.2.4.2.3 INDICE GAMMA	33
1.3 BASES CONCEPTUALES Y CATEGORIZACIÓN DE VARIABLES	35
Variables dependientes:.....	35
Variables Independientes:	35
CAPÍTULO II: DISEÑO METODOLÓGICO	36
2.1 DISEÑO DE CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS	36
2.1.1 CALIBRACIÓN DEL HAZ DE FOTÓN BAJO LA METODOLOGÍA DEL REPORTE ORGANISMO INTERNACIONAL ENERGÍA ATÓMICA TRS 398..	36
2.1.2 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA AL FANTOMA OCTAVIUS II E INCORPORACIÓN DE ESTRUCTURAS.....	38
2.1.3 TEST DE VALIDACIÓN TASK GROUP 119.....	39
2.1.3.1 PRUEBAS PRELIMINARES	40

PRUEBA AP/PA	40
PRUEBA DE BANDAS	41
2.1.3.2 PRUEBAS CLÍNICAS	42
FORMA - C	42
CABEZA Y CUELLO	43
PROSTATA	45
MULTI-OBJETIVO	47
2.2 EQUIPOS, MATERIALES Y/O TÉCNICAS	49
2.2.1 EQUIPOS Y MATERIALES	49
2.2.2 TÉCNICAS	52
CAPÍTULO III: RESULTADOS	53
3.1. CALIBRACIÓN DEL HAZ DE FOTONES 6 MV	53
3.2. DOSIMETRÍA PUNTUAL	54
3.3. DOSIMETRÍA PLANAR	57
PRUEBAS PRELIMINARES	58
PRUEBAS CLÍNICAS	59
3.4. DOSIS OBJETIVO EN LAS ESTRUCTURAS CLÍNICAS TG-119	60
DISCUSIÓN DE RESULTADOS	62
CAPÍTULO IV: CONCLUSIONES	64
REFERENCIAS.....	66
ANEXOS	70

ANEXO A.....	71
EQUIPOS Y MATERIALES	71
A.1 CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER	71
A.2 LÁMINAS RW3 USADAS EN PRUEBAS PRELIMINARES	72
A.3 OCTAVIUS II.....	72
A.4 ARREGLO DE CAMARA DE IONIZACIÓN SEVENT29.....	73
ANEXO B.....	74
DATOS MEDIDOS	74
B.1 DOSIS MEDIDAS EN LAS PRUEBAS CLÍNICAS	74
ANEXO C.....	76
RESULTADOS DEL SOFTWARE VERISOFT v 4.2	76
C.1 TEST AP/PA	76
C.2 TEST BANDAS.....	77
C.3 TEST CABEZA Y CUELLO.....	78
C.3.1 PRIMER TEST DE CABEZA Y CUELLO	78
C.3.2 SEGUNDO TEST DE CABEZA Y CUELLO	79
C.3.3 TERCER TEST DE CABEZA Y CUELLO	80
C.3.4 CUARTO TEST DE CABEZA Y CUELLO	81
C.4 TEST FORMA - C.....	82
C.4.1 PRIMER TEST FORMA - C	82
C.4.2 SEGUNDO TEST FORMA - C.....	83

C.4.3 TERCER TEST FORMA - C.....	84
C.4.4 CUARTO TEST FORMA - C.....	85
C.5 TEST MULTI-OBJETIVO	86
C.5.1 PRIMER TEST MULTI-OBJETIVO.....	86
C.5.2 SEGUNDO TEST MULTI-OBJETIVO	87
C.5.3 TERCER TEST MULTI-OBJETIVO	88
C.4.4 CUARTO TEST MULTI-OBJETIVO	89
C.6 TEST PRÓSTATA	90
C.6.1 PRIMER TEST PRÓSTATA.....	90
C.6.2 SEGUNDO TEST PRÓSTATA	91
C.6.3 TERCER TEST PRÓSTATA	92
C.6.4 CUARTO TEST PRÓSTATA	93
ANEXO D.....	94
HISTOGRAMAS DOSIS-VOLUMEN DE LOS CASOS CLINICOS PLANIFICADOS EN EL TPS ECLIPSE.....	94
D.1 TEST AP/PA.....	94
D.2 TEST BANDA.....	94
D.3 TEST CABEZA Y CUELLO	95
D.4 TEST FORMA-C.....	96
D.5 TEST MULTI-OBJETIVO	97
D.6 TEST PRÓSTATA	98
ANEXO E	99

CERTIFICADOS DE CALIBRACION DE INSTRUMENTOS	99
E.1 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARA IONIZACIÓN FARMER.....	99
E.2 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL ELECTROMETRO – CAMPO	100
E.3 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL ELECTROMETRO – REFERENCIA	101
E.4 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL BARÓMETRO	102
E.5 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL TERMÓMETRO DIGITAL	103
ANEXO F	104
PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN PLANES DE TRATAMIENTO EN TÉCNICA VMAT	104

LISTA DE TABLAS

Tabla 1	<i>Condiciones de referencia para determinación de la calidad del haz de fotones</i>	37
Tabla 2	<i>Dosis objetivos para estructuras blanco en el caso Clínico Forma-C</i>	43
Tabla 3	<i>Dosis objetivos para estructuras blanco en el caso Clínico Cabeza y Cuello</i>	45
Tabla 4	<i>Dosis objetivos para estructuras blanco en el caso Clínico Próstata</i>	47
Tabla 5	<i>Dosis objetivos para estructuras blanco cilíndricos en el caso Clínico Multi-Objetivo</i>	49
Tabla 6	<i>Alteración de la tasa de dosis absorbida en Z_{max} con respecto al tiempo.</i>	53
Tabla 7	<i>Valores de dosis planificadas a una prescripción de 2Gy bajo los criterios del TG-119</i>	55
Tabla 8	<i>Valores de dosis medidas a una prescripción de 2Gy bajo los criterios del TG-119</i>	56
Tabla 9	<i>Contrastación entre las dosis planificadas y las dosis medidas en las diferentes pruebas del TG-119</i>	56
Tabla 10	<i>Contrastación entre las dosis en la cámara de ionización central del arreglo en la planificación y las dosis medidas en el centro del arreglo de cámaras de ionización</i>	58
Tabla 11	<i>Resultados promedios del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en pruebas de AAPM TG-119, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)</i>	59
Tabla 12	<i>Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de cabeza y cuello.</i>	60
Tabla 13	<i>Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de Forma en C</i>	60

Tabla 14 <i>Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de Próstata.</i>	61
Tabla 15 <i>Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de Multi-Objetivo.</i>	61
Tabla 16 <i>Características de la Cámara de Ionización Farmer</i>	71
Tabla 17 <i>Características de las Láminas RW3</i>	72
Tabla 18 <i>Características de la Fantoma Octavius II</i>	72
Tabla 19 <i>Características del arreglo de cámara de ionización seivent29 de PTW</i>	73
Tabla 20 <i>Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Cabeza y Cuello, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)</i>	74
Tabla 21 <i>Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Forma - C, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)</i>	74
Tabla 22 <i>Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Próstata, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)</i>	75
Tabla 23 <i>Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Multi - Objetivo, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)</i>	75

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	<i>Diagrama de Producción de Radiación Característica</i>	<i>5</i>
Figura 2	<i>Esquema de Producción de Bremsstrahlung</i>	<i>6</i>
Figura 3	<i>Esquema de Distribución Espacial de Rayos-X alrededor de un objetivo.....</i>	<i>7</i>
Figura 4	<i>Espectro Típico de Fotones</i>	<i>9</i>
Figura 5	<i>Haz de Fotones Divergente que se origina en una Fuente Puntual de Fotones.</i>	<i>10</i>
Figura 6	<i>Depósito de dosis de un haz de fotones de megavoltaje en un paciente</i>	<i>12</i>
Figura 7	<i>Acelerador Lineal perteneciente al Centro de Radioterapia Essalud - Trujillo..</i>	<i>18</i>
Figura 8	<i>Generación del Haz de Fotones</i>	<i>20</i>
Figura 9	<i>Esquema mecánico de un LINAC.....</i>	<i>20</i>
Figura 10	<i>Mejora en la Conformidad de los Objetivos</i>	<i>22</i>
Figura 11	<i>Conformación de los Haces de Fotones al PTV</i>	<i>23</i>
Figura 12	<i>Técnica VMAT.....</i>	<i>24</i>
Figura 13	<i>Volúmenes recomendados en el ICRU-62</i>	<i>26</i>
Figura 14	<i>Optimización los cálculos en VMAT.....</i>	<i>27</i>
Figura 15	<i>Distribución final de Isodosis</i>	<i>27</i>
Figura 16	<i>Esquema de una Cámara de Ionización Cilíndrica tipo Farmer</i>	<i>30</i>
Figura 17	<i>Arreglo de Cámaras de Ionización 2D-729.....</i>	<i>31</i>
Figura 18	<i>Representación Geométrica de la Evaluación Gamma.....</i>	<i>33</i>
Figura 19	<i>Fantoma OCTAVIUS II</i>	<i>38</i>
Figura 20	<i>Representación geométrica en el posicionamiento de la cámara de ionización y del arreglo PTW 2D seven29 en fantoma de laminas equivalente agua (RW3)</i>	<i>41</i>
Figura 21	<i>Distribución de Dosis (a) y Perfiles de Dosis a través del Plano Central (b) ...</i>	<i>42</i>

Figura 22 <i>Fantoma OCTAVIUS con estructura objetivo en Forma - C para fines de planificación</i>	42
Figura 23 <i>Fantoma OCTAVIUS con estructuras objetivos Cabeza y Cuello para fines de planificación</i>	44
Figura 24 <i>Fantoma OCTAVIUS con estructuras objetivos Prostata para fines de planificación</i>	46
Figura 25 <i>Fantoma OCTAVIUS con estructura objetivo Multi-Objetivo para fines de planificación</i>	48
Figura 26 <i>Tomógrafo Simulador Phillips</i>	49
Figura 27 <i>Acelerador lineal CLINAC 2300C – iX</i>	49
Figura 28 <i>Fantoma Octavius II</i>	50
Figura 29 <i>Fantoma PTW MP3 SCANLIFT</i>	50
Figura 30 <i>Láminas RW3</i>	50
Figura 31 <i>Electrómetro digital PTW-Tándem</i>	50
Figura 32 <i>Matriz PTW 2D array sevent29</i>	51
Figura 33 <i>Cámara de Ionización Farmer 0.6 cm3</i>	51
Figura 34 <i>Barómetro</i>	51
Figura 35 <i>Sistema de planificación Eclipse v13.6</i>	52
Figura 36 <i>Software de análisis Verisoft v4.2</i>	52
Figura 37 <i>Fluctuación de la tasa de dosis absorbida en el tiempo</i>	54
Figura 38 <i>Disposición de la cámara de ionización y el fantoma Octavius II</i>	55
Figura 39 <i>Disposición del arreglo de cámaras de ionización sevent29 y el fantoma Octavius II</i>	57

RESUMEN

La implementación del protocolo de control de calidad en la validación con respecto a los planes de tratamiento en técnica VMAT se realizó conforme a ciertos criterios de aceptabilidad. Estos criterios incluyen: error relativo, porcentaje de aceptación e índice gamma, los cuales garantizan la exactitud y precisión en la entrega de la dosis prescrita. Los datos se recopilaron en el Centro de Radioterapia perteneciente al Hospital de Alta Complejidad ‘Virgen de la Puerta’ mediante el empleo del acelerador lineal Varian modelo iX, TPS Eclipse, fantoma Octavius II, cámara de ionización tipo Farmer, un arreglo de cámaras de ionización seivent²⁹ y el procedimiento enunciado por la American Association of Physicists in Medicine AAPM TG–119. Dicha metodología establece para el análisis gamma los siguientes límites: distancia de concordancia de la dosis (DTA) de 3 mm y una diferencia de dosis no mayor al 3 %. Adicionalmente, se requiere una aceptabilidad mayor o igual al 95 % del total de puntos analizados en la distribución de dosis y un error relativo de ± 5 % en la dosimetría puntual. Los resultados indican en la dosimetría puntual errores relativos no exceden el 1.40 %, por ello se estableció como límite máximo un valor de 3 %. En la dosimetría planar, todas las pruebas cumplen con el criterio de índice gamma < 1 y con porcentajes de aceptación mayor e igual al 96 % en todos los puntos analizados, para lo cual se fijó el índice de aceptabilidad en valores ≥ 95 %.

Palabras claves: VMAT, dosis planificada, dosis medida, porcentaje de aceptación, índice gamma.

ABSTRACT

The implementation of a quality control protocol in the validation of treatment plans in VMAT technique was achieved under certain acceptability criteria taking into account the following: relative error, percentage of acceptance and gamma index, which guarantees the accuracy and precision in the delivery of the prescribed dose. The data collection was carried out at the Radiotherapy Center belonging to the High Complexity Hospital 'Virgen de la Puerta', using the linear accelerator Varian model iX, TPS Eclipse, Octavius II phantom, Farmer type ionization chamber, an array of seven²⁹ ionization chambers and the methodology proposed by the American Association of Physicists in Medicine AAPM TG – 119; this methodology sets the following limits for gamma analysis: dose agreement distance (DTA) of 3 mm and a dose difference of no more than 3 %; Additionally, there must be an acceptability greater than or equal to 95% of the total points analyzed in the dose distribution, and $\pm 5\%$ relative error in point dosimetry. The results showed in the point dosimetry, relative errors not greater than 1.40 % for which a maximum limit of 3 % was established; On the other hand, in planar dosimetry, all tests meet the criterion of gamma index < 1 and with acceptance percentages greater than and equal to 96% in all points analyzed, for which the acceptability index was set at values $\geq 95\%$.

Keys words: VMAT, planned dose, measured dose, percentage of acceptance, gamma index.

INTRODUCCIÓN

La prevalencia del cáncer ha aumentado en la población mundial debido en parte a la priorización de una vida idónea y a la adopción de nuevos hábitos por parte de los individuos. No se puede subestimar la trascendencia de la radioterapia en el tratamiento de la neoplasia, especialmente dado el mayor énfasis en la identificación prematura de la enfermedad y la posibilidad de un tratamiento local curativo. (Albuquerque Carbuccia et al., 2006)

La radioterapia es una parte fundamental en el tratamiento del cáncer, junto con la cirugía y la quimioterapia. El uso adecuado de las radiaciones ionizantes depende del conocimiento y la aplicación de la tecnología moderna en conjunto con los diferentes grupos interdisciplinarios de profesionales (Médicos Radioncólogos, Físicos Médicos, Dosimetristas, Tecnólogos Médicos) cuyos enfoques variados contribuyen de manera óptima en los resultados del tratamiento.

Una de las terapias dinámicas utilizadas actualmente contra el cáncer es la Arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). Esta técnica se ha desarrollado gracias a la mejora en la destreza de los aceleradores lineales respecto al giro del gantry y al sistema de colimación, lo que permite modular el haz y lograr una alta conformación en la dosificación del volumen objetivo de planificación (PTV) y disminución de la exposición de los órganos sanos. Esto ayuda a mitigar el tumor y a disminuir alguna eventualidad de inducir algún

detrimiento en áreas adyacentes como consecuencia del tratamiento. La arcoterapia volumétrico modulado (VMAT) es una variante dinámica de administración de la Radioterapia de intensidad modulada (IMRT), en el que las hojas del colimador multiláminas (MLC) se mueven continuamente a velocidades independientes mientras el gantry gira alrededor del paciente y el haz varía a diferentes tasas de dosis. (Djoumessi Zamo & Ndontchueng Moyo, 2021)

La complejidad de la terapia de modulación fundamenta la disposición de un control de calidad en los programas que utilizan técnicas VMAT. Sin embargo, el equipamiento necesario para llevar a cabo dicho procedimiento variará según la realidad de cada centro. Esta disparidad hace que los criterios de aceptabilidad de los parámetros físicos (error relativo, porcentaje de aceptación e índice gamma) de los planes de tratamiento difieran entre instituciones, por lo que se hace necesario definir los procedimientos y porcentajes de aceptación mediante la introducción de un reglamento sobre el control de calidad que asegure un nivel aceptable en la medición de la dosis absoluta y un límite de confianza en la evaluación planar de la dosis, respecto con el valor prescrito en el esquema de tratamiento, sin producir consecuencias clínicamente relevantes. (Benavides, Vasquez , & Angulo, 2009)

El objetivo de este estudio es implementar un protocolo para el control de calidad en la planificación de los tratamientos con la técnica VMAT, que facilite directrices para el análisis de las dosis del paciente.

El Capítulo I presenta el diseño teórico, que incluye los aspectos físicos de los haces de fotones. Seguidamente se ofrece información sobre la radioterapia, centrándose en el acelerador lineal y la terapia de arco volumétrico (VMAT). También se aborda los sistemas de planificación y la trascendencia del control de calidad en la planificación de tratamiento.

En el Capítulo II se aborda el diseño de la comprobación de la hipótesis, técnicas, equipos y/o herramientas de acopio de datos.

En el Capítulo III se introduce el estudio de los datos alcanzados y en la interpretación de las diferentes pruebas efectuadas a los planes de tratamiento en técnica VMAT para garantizar una administración precisa de la dosis al paciente. Además, se discuten los logros en contraste con otros estudios plasmados en antecedentes.

Se acota las conclusiones, referencias y anexos.

CAPÍTULO I: DISEÑO TEÓRICO

1.1 ANTECEDENTES

El control de calidad es un procedimiento importante para identificar las discrepancias entre las dosis planificadas y las atribuidas por el acelerador lineal. Las normas y lineamientos utilizados para evaluar la calidad de los resultados a través de los procesos evaluados suelen ser recomendaciones de varias organizaciones internacionales, pero no necesariamente evidencian la adecuación de los recintos de terapia con radiación. Esto se debe a que la rigurosidad necesaria varía según la capacitación, la tecnología y los mecanismos empleados, debiendo ser muy exigente o todo lo contrario. Por lo tanto, se deben determinar las tolerancias apropiadas para cada institución, lo que permitirá evaluar la calidad del proceso comparándolas con los valores estimado. (Nuñez, 2021)

En 2009 la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), en su protocolo “Task Group - 119”, define las limitaciones que los físicos pueden enfrentarse al comprobar la exactitud de sus sistemas de planeación del tratamiento y la administración de dosis en técnica IMRT. Teniendo como inconveniente la incertidumbre en la medición, la precisión de los cálculos de dosis y las limitantes en los mecanismos de administración del tratamiento.

Benavides et al. (2009), en su publicación “Protocolo de control de calidad dosimétrico para tratamientos de radioterapia con intensidad modulada en la Fundación Valle del Lili”, consideraron que IMRT es una técnica de tratamiento avanzada que requiere desarrollar un programa de control de calidad para respaldar se ejecución precisa. Se realizó una comparación costo-ganancia en una variedad de procedimientos dosimétricos (TLD, film, cámaras de ionización y Arreglo 2D de cámaras) para validar los planes de tratamiento de IMRT en la variante Step and Shoot.

Gordon (2011), en su publicación “Evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) patient specific quality assurance”, obtuvo error relativo promedio entre las dosis medidas y dosis planificadas inferiores al 2 % y en las mediciones con matriz arrojaron porcentaje de aceptación mayores al 98 %, superando la prueba gamma para tratamientos IMRT y VMAT. Concluyó que el análisis estadístico de los resultados combinados de IMRT y VMAT no mostró diferencias significativas entre las dos técnicas de administración de tratamiento. Estos resultados sugieren que es apropiado aplicar métodos y niveles de acción de control de calidad de IMRT para los casos de VMAT.

Gonzales et al. (2014), en su publicación “Implementación de control de calidad dosimétrico en tratamientos de IMRT y VMAT en radioterapia usando diodos”, obtuvieron un porcentaje de aceptación mayor al 98.2 % en los diodos que pasan el test y superaron la prueba gamma con parámetros 3 % / 3 mm con resultados mayores a 95 %, validando los planes en IMRT. En VMAT el porcentaje de aceptación fue superior al 99.4 % de los diodos que pasan el test y superaron la prueba gamma usando los parámetros 3 % / 3 mm con valores superiores al 95 %.

Garavito (2016), en su investigación “Estudio de los parámetros de cálculo de dosis en el sistema de planeación Monaco para VMAT en pulmón”, analizó el efecto de diferentes

parámetros en la entrada modulada de la dosis utilizando la tecnología VMAT a través del planificador Monaco 5.0. Logró reducir la proporción de vueltas VMAT indispensables para alcanzar conformaciones óptimas y obtuvo concordancias de 97 % en el análisis gamma.

Esquivel Pac (2019), en su investigación “Control de calidad anual para radioterapia de intensidad modulada utilizando el end to end test”, utilizó el end to end test en IMRT para avalar la administración correcta según los protocolos adoptados en los procesos de radioterapia. Teniendo como resultados valores de índice gamma de 3 mm / 3 % con límite máximo en el porcentaje de aceptación de 94.4 %, estableciendo el porcentaje de aceptación en 90 %. En las dosis puntuales, las discrepancias fueron menores al 7 % (tope de 6.95 %) entre la dosis medida y dosis planificada, con una tolerancia de dosis 10 %.

Estrada (2020), en su investigación “Comisionamiento de colimador Multiláminas Agility para el sistema de planificación de tratamiento Mónaco realizado en el Centro Nacional de Radioterapia de junio a septiembre del año 2020”, tuvo como objetivo principal el caracterizar el colimador multiláminas aplicando recomendaciones del TG -119 y el TRS398. Desarrolló un conglomerado de pruebas para valorar las carencias en la planeación y administración de la radioterapia en IMRT. Obtuvo resultados de porcentaje de aceptación superior al 97 % con parámetros de 3 mm / 3 %, en dosis puntuales logró una discordancia inferior al 3 % (tope de 2,33 %) entre las dosis medidas y planificadas, con un máximo en incertidumbre de 0,14 Gy.

1.2 BASE TEÓRICA

1.2.1 ASPECTOS FÍSICOS EN HACES DE FOTONES EXTERNOS

Los fotones externos se utilizan en los procedimientos de radioterapia colocando la fuente de radiación a una separación determinada del individuo. Se distinguen por factores físicos, clasificándose también por su origen como su medio de producción y energía. Los mecanismos por los cuales se producen los rayos X son; rayos X de Bremsstrahlung y rayos X característicos. (Podgorsak, 2005)

1.2.1.1 RAYOS X CARACTERÍSTICOS

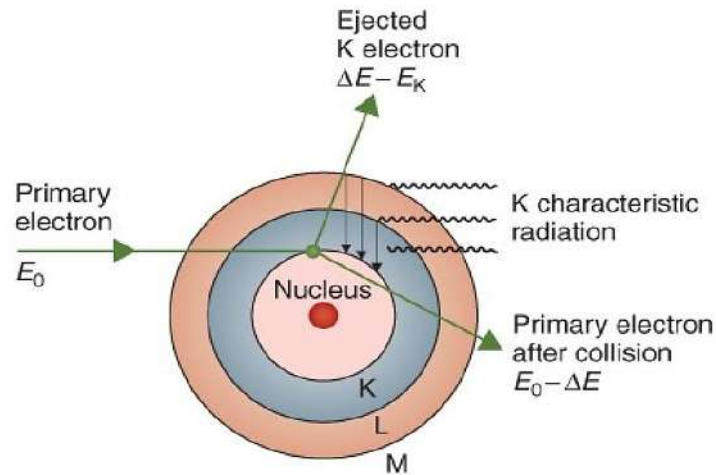
El electrón cuya energía cinética E_0 logra interaccionar con los átomos del objetivo eyectando un electrón orbital (electrones de la capa K, L o M), dando efecto la ionización del átomo. El electrón de origen se aleja de la colisión con energía $E_0 - \Delta E$. En donde ΔE es la energía dada al electrón en órbita. (Khan & Gibbons, 2014)

Cierta cantidad de ΔE se consume para someter el enlace de energía en los electrones y el resto es transportado por los electrones emitidos. Cuando se produce una vacante en un orbital, los electrones caen de las órbitas exteriores para llenar la vacante. La energía se libera a modo de radiación electromagnética esto se llama radiación característica. Para objetivos de mayor número atómico y transiciones que involucran capas internas como K y L, la radiación característica emitida es de energía suficientemente alta para ser descrita en el rango de rayos X del espectro electromagnético. (Khan & Gibbons, 2014)

Su mecanismo de generación es apreciada en la Figura N° 1.

Figura 1

Diagrama de Producción de Radiación Característica



Nota. Extraído de (Khan & Gibbons, 2014)

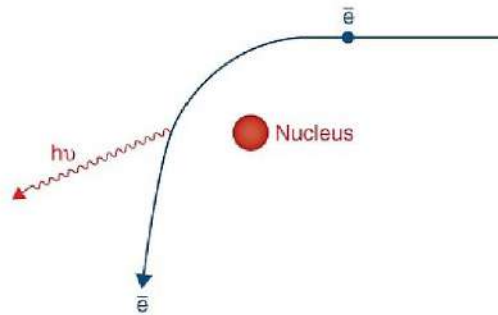
1.2.1.2 BREMSSTRAHLUNG

La transformación de Bremsstrahlung (radiación de frenado) es causado por colisiones radiativas (interacciones) entre electrones rápidos y núcleos atómicos. La acción de la atracción de Coulomb desviará el camino de un electrón cerca del núcleo, lo que resultará en una pérdida de energía conocida como Bremsstrahlung. La teoría general de la radiación electromagnética de Maxwell describe este fenómeno. La energía, según esta teoría, se propaga por el espacio a través de los campos electromagnéticos. Cuando un electrón con un campo electromagnético asociado se acerca al núcleo, su aceleración cambia abruptamente, lo que hace que parte o la totalidad de la energía se separe y se propague al espacio como radiación electromagnética. (Khan & Gibbons, 2014)

El mecanismo de producción de Bremsstrahlung es apreciada en la Figura N° 2:

Figura 2

Esquema de Producción de Bremsstrahlung

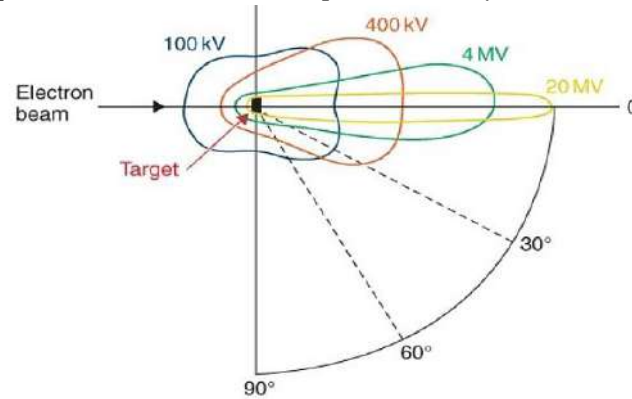


Nota. Extraído de (Khan & Gibbons, 2014)

Debido a que los electrones en un material pueden sufrir una o más interacciones de Bremsstrahlung, cada interacción puede resultar en una pérdida parcial o total de energía electrónica, y el fotón resultante puede obtener cualquier cantidad de energía, incluida la energía electrónica inicial. Como resultado, en Bremsstrahlung, la dirección de emisión de fotones es directamente proporcional a la cantidad energética de los electrones incidentes (Fig. 3). Los rayos X se propagan más o menos uniformemente en todas las direcciones cuando las energías de los electrones son inferiores a 100 keV. La dirección de los rayos X se desplaza hacia adelante tan pronto como se intensifique la energía cinética de los electrones. Por lo tanto, las guías aceleradoras emplean objetivos de transmisión, que son bombardeados desde un lado y producen haces de rayos X a medida que pasan. (Khan & Gibbons, 2014)

Figura 3

Esquema de Distribución Espacial de Rayos-X alrededor de un objetivo



Nota. Extraído de (Khan & Gibbons, 2014)

El espectro de Bremsstrahlung producido en un objetivo en particular tras lo cual requiere de la energía cinética de los electrones incidentes, del espesor y número atómico (z) del blanco.

1.2.1.3 MAGNITUDES EMPLEADAS PARA DESCRIBIR UN HAZ DE FOTONES

En la radiometría del haz de fotones tenemos unidades claramente definidas, uno detalla al haz de fotones en términos del número de fotones que traspasan un área, y el segundo que describe la cantidad energética para que el haz de fotones puede emitir en un medio particular como el aire, agua o materia biológica. (Hernández et al., 2004)

1.2.1.3.1 Fluencia de Fotones

Es la razón dada de dN por da , donde dN denota la proporción de partículas que chocan sobre una esfera de sección recta da . (Fernández-Varea et al., 2011)

$$\Phi = dN/da \quad (1)$$

Φ : medido en m^{-2}

1.2.1.3.2 Tasa de fluencia de Fotones

Es la razón dada de $d\Phi$ por dt , donde $d\Phi$ denota el incremento de fluencia de partículas en el intervalo de tiempo dt . (Fernández-Varea et al., 2011)

$$\dot{\Phi} = d\Phi/dt = d^2N/dadt \quad (2)$$

$\dot{\Phi}$: medido en $m^{-2} * s^{-1}$

1.2.1.3.3 Fluencia de Energía

Es la razón dada de dR por da , donde dR denota la energía radiante incidente sobre una esfera de sección recta da . (Fernández-Varea et al., 2011)

$$\Psi = dR/da \quad (3)$$

Ψ : medido en $J * m^{-2}$

1.2.1.3.4 Tasa de Fluencia de Energía

Es la razón dada de $d\Psi$ por dt , donde $d\Psi$ denota el incremento de fluencia de energía en el intervalo de tiempo dt . (Fernández-Varea et al., 2011)

$$\dot{\Psi} = d\Psi/dt = d^2R/da dt \quad (4)$$

$\dot{\Psi}$: medido en $W * m^{-2}$

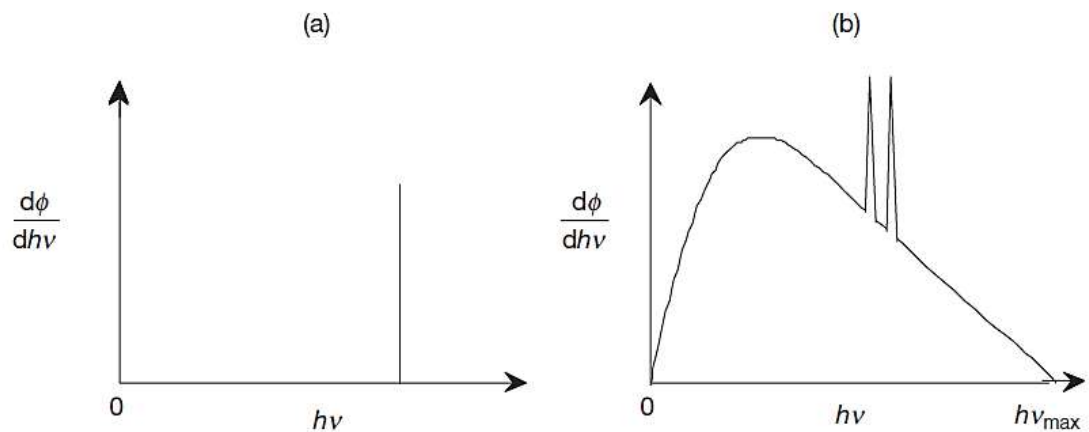
1.2.1.4 FUENTE DE HACES DE FOTONES

Las fuentes de fotones pueden ser isotrópicas o no-isotrópicas y emiten haces de fotones monoenergéticos o multienergéticos. Las máquinas de rayos X, las fuentes de radioisótopos de teleterapia y los aceleradores lineales son ejemplos de fuentes de fotones más empleadas. Una fuente de fotones isotrópica produce la misma tasa de fluencia de fotones en todas las direcciones, por el contrario la tasa de fluencia de fotones de una fuente no-isotrópica depende de la dirección de medición. (Podgorsak, 2005)

Una gráfica de la cantidad vs la energía de los fotones para cada nivel de energía se llama espectro de fotones. Los espectros de haces de fotones monoenergéticos y heterogéneo se muestran en las fig.4.a y 4.b respectivamente. El área por debajo de la curva en la figura 4.b representa el número total de fotones en el haz. (Podgorsak, 2005)

Figura 4

Espectro Típico de Fotones



Nota. Extraído de (Podgorsak, 2005)

Los fotones en un haz monoenergético tienen la misma energía $h\nu$ (Figura 4.a), mientras que en un haz de rayos X forman un espectro bien definido, con fotones presentes en todos los rangos de energía desde 0 hasta el valor máximo $h\nu_{max}$. (Podgorsak, 2005)

En la figura 4.b, los fotones característicos se exhiben en los dos picos del espectro, el cual también se aprecia que es continuo de 0 a $h\nu_{max}$ como tradicionalmente son los fotones de bremsstrahlung. Un haz angosto de fotones monoenergéticos tiene una primera y una segunda capa de valor medio (HVL) idéntica. Por el contrario, para un haz estrecho no uniforme, el segundo HVL es más grande o más pequeño que el primero.

1.2.1.5 LEY DEL INVERSO AL CUADRADO

En radioterapia, a menudo se estima a la fuente de radiación como fuente puntual con un haz divergente, apreciándose en la Figura 5. Si consideramos una fuente puntual S y un campo cuadrangular de cara a (área $A = a^2$) a una distancia f_a a la fuente, entonces a una distancia f_b tenemos un campo cuadrado de lado b (área $A = b^2$), y los dos campos están relacionados geoméricamente como sigue: (Podgorsak, 2005)

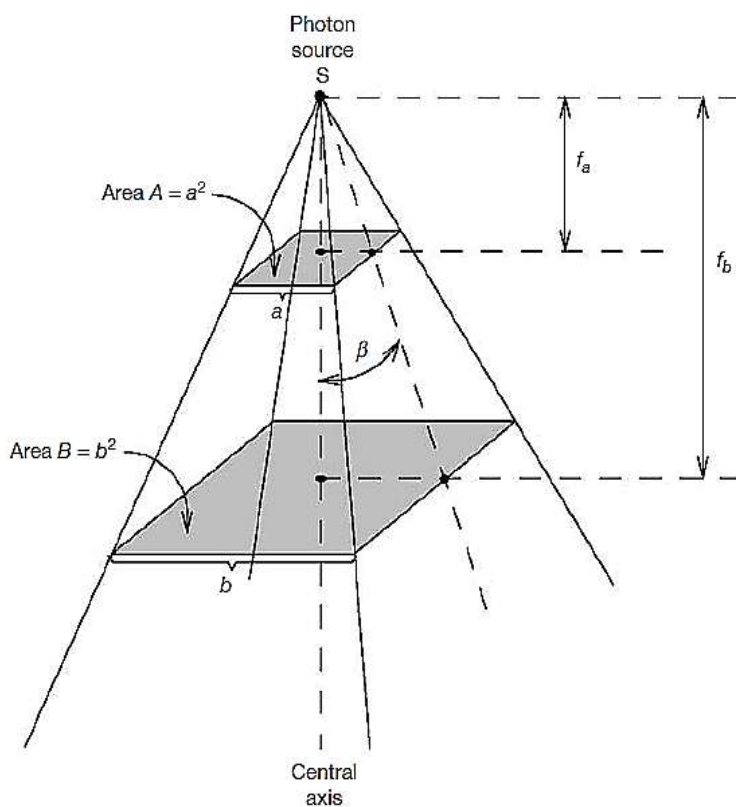
$$\tan \beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (5)$$

Despejando y relacionando, quedaría: $\frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b} \quad (6)$

Donde β es la angulación formado por el eje central del haz y su borde simétrico.

Figura 5

Haz de Fotones Divergente que se origina en una Fuente Puntual de Fotones



*Nota.*Extraído de (Podgorsak, 2005)

Los fotones son emitidos por una fuente S, resultando una fluencia de fotones Φ_A y otra Φ_B a las distancias f_a y f_b respectivamente. Dado que la cantidad total de fotones N_{tot} que traspasan el área A es igual al número total de fotones que cruzan el área B (suponiendo que no se produzcan interacciones de fotones en el aire entre el área A y el área B), podemos escribir:

$$N_{tot} = \Phi_A A = \Phi_B B \quad (7)$$

Despejando y reemplazando de la formula anterior, queda de la siguiente forma:

$$\frac{\Phi_B}{\Phi_A} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (8)$$

Por lo que se infiere que la fluencia de fotones es inverso al cuadrado de la distancia de la fuente.

1.2.1.6 PENETRABILIDAD DE HACES DE FOTONES EN UN FANTOMA O EN PACIENTE

Un haz de fotones transmitido en el aire o en el vacío obedece a la ley del inverso cuadrado de la distancia. Por otro lado la propagación a través de un fantoma o paciente está influenciada no solo por la ley previamente mencionada, incluso por la atenuación y dispersión que los haces experimentan dentro del medio. Debido a estos efectos, la dosificación de un paciente o un fantoma es un proceso complejo y difícil de definir. (Valente, 2017)

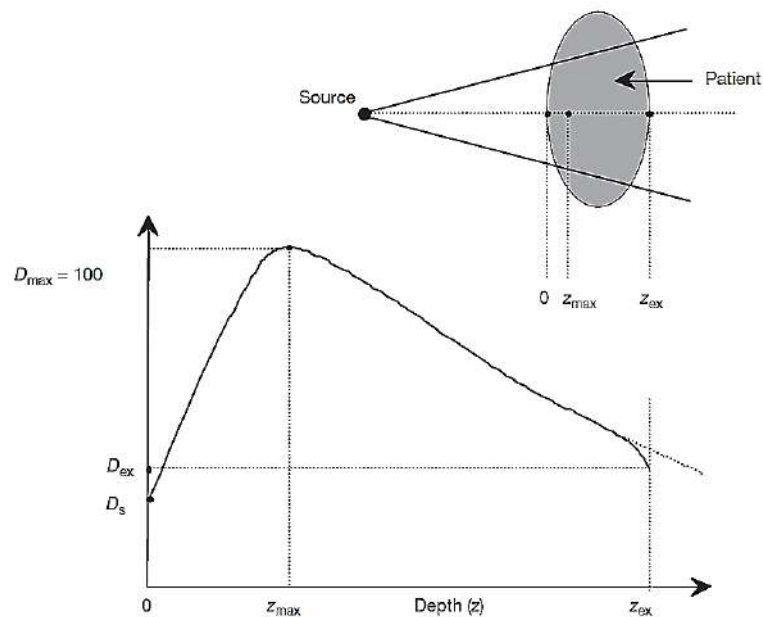
Aunque la medición directa de la disposición de dosis dentro de un paciente es imposible, pero el conocimiento exacto y preciso de la dicha disposición dentro del volumen irradiado es fundamental para lograr resultados exitosos de radioterapia. Esto se logra comúnmente mediante el uso de parámetros físicos como el PDD

(distribución de dosis - profundidad) y OCR (razón fuera del eje), que relacionan la dosis en un punto aleatorio del individuo con la dosis encontrada en el punto de calibración del haz (o punto de referencia) del fantoma. Estos parámetros físicos, generalmente se miden utilizando los captadores de radiación adecuados en un maniquí de tejido proporcional, y la dosis o la tasa de dosis en un punto de referencia se determinan bajo condiciones específicas de profundidad, tamaño de región y distancia fuente-superficie (SSD). (Podgorsak, 2005)

En la Figura 6, se percibe una disposición de dosis típica a lo largo del eje central de un haz de fotones de megavoltios que incide sobre un individuo. El haz se introduce al individuo por medio de la piel, en la cual entrega una cierta dosis superficial D_s antes de intensificarse abruptamente, alcanzando un máximo en profundidad Z_{max} , para seguidamente disminuir casi exponencialmente hasta alcanzar el valor D_{ex} en el punto que se aleja del individuo. (Podgorsak, 2005)

Figura 6

Depósito de dosis de un haz de fotones de megavoltaje en un paciente



Nota. Extraído de (Podgorsak, 2005)

1.2.1.6.1 Dosis Superficial

La dosis superficial de los haces de fotones de megavoltio, suele ser mucho menor que la dosis que se produce a la profundidad Z_{max} , teniendo en cuenta que la dosis en piel o superficial es correspondiente a la energía del haz y de las dimensiones del campo. (Valente, 2017)

A medida del aumento de la energía en el haz de fotones, se obtiene menor dosis en la superficie. En un campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ suele corresponder a un 30% de la dosis máxima de un haz de cobalto, 15% para un haz de rayos X de 6 MV y 10% para un haz de rayos X de 18 MV. (Valente, 2017)

1.2.1.6.2 Región de Buildup

El rango de dosis entre la superficie (profundidad $Z = 0$) y la profundidad $Z = Z_{max}$ en un haz de fotones de megavoltios se denomina región de acumulación de dosis y resulta del rango de alcance que tienen las partículas cargadas (electrones y positrones) que al inicio se liberan en el individuo por interacciones con los fotones (efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares) y que luego su energía cinética se deposita en el paciente. (Valente, 2017)

1.2.1.6.3 Profundidad de Dosis Máxima (Z_{max})

La profundidad de dosis máxima Z_{max} requiere de la energía del haz y el tamaño del campo. Los valores nominales de Z_{max} van desde cero para rayos X de superficie y ortovoltaje, hasta 0.5 cm para haces de ^{60}Co , 1.5 cm para haces fotones de energía de 6MV y 3.5 cm para energía de 18MV. (Valente, 2017)

1.2.1.7 MAGNITUDES DOSIMETRICAS QUE DESCRIBEN LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN IONIZANTE EN LA MATERIA

En la interacción radiación-materia, la energía transportada que se deposita en el medio se conoce como dosis absorbida. Bajo este criterio, la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) asocia algunas magnitudes dosimétricas en dos grupos, el almacenamiento de energía (dosis absorbida) así como la permutación de energía (kerma y exposición).

1.2.1.7.1 KERMA (*K*)

Kerma, sigla referente a la cantidad cinética de energía por unidad de masa. La energía en los fotones se transfiere a la materia mediante dos procesos, la primera fase los rayos de fotones transfieren energía a partículas cargadas secundarias (electrones) mediante interacciones (efectos Fotoeléctrico-Compton-Formación de pares, etc.) y en la siguiente fase, los electrones transfieren energía al medio, mediante activaciones e ionización atómicas. (Podgorsak, 2005)

Kerma, en este contexto se precisa como la energía promedio de transferencia de radiación ionizante indirecta a electrones del medio $d\bar{E}_{tr}$ por unidad de masa dm .

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (9)$$

La unidad de kerma es julio por kilogramo (J/kg). La designación de kerma es Gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

1.2.1.7.2 EXPOSICIÓN (X)

La magnitud exposición (X) se establece como la razón entre dQ y dm . Donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en un volumen dm de aire, cuando en la liberación de electrones, son completamente frenados en este volumen elemental. (Hernández et al., 2004)

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (10)$$

Unidad: C/kg

Suprimir en dQ tanto la ionización a causa de la recaptación de la radiación de Bremsstrahlung (importante únicamente en inmensas energías), de la misma manera la ionización debida a la dispersión de fotones (factor correctivo). La exposición supone una condición idónea en la que no es posible ninguna medición a menos que el equilibrio de partículas cargadas dentro del volumen que se mide se establezca con una buena aproximación.

1.2.1.7.3 DOSIS ABSORBIDA (D)

La dosis absorbida se vincula a las radiaciones ionizantes en forma directa e indirecta. En la radiación ionizante indirecta, se trasmite energía a la materia en un proceso de dos fases. La primera fase (que da como resultado el kerma) involucra la transferencia de energía cinética a las partículas cargadas secundarias, mientras que la segunda fase involucra la transferencia de cantidad cinética de energía al medio (lo que resulta en la dosis absorbida) y la pérdida parcial de energía debido a la radiación (Bremsstrahlung). (Podgorsak, 2005)

La dosis absorbida se establece a manera de la razón entre la energía promedio $\bar{\epsilon}$ transferida por la ionización del cuerpo de masa m en un volumen mensurable V .

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (11)$$

La energía transferida $\bar{\epsilon}$ es la sumatoria de todas las energías que ingresan al volumen de disposición mitigando la energía que emergen de este, lo que representa la conversión de masa-energía dentro del volumen.

Dosis absorbida es dada en julio por kilogramo (J/kg). La designación de dosis absorbida es Gray (Gy).

1.2.2 RADIOTERAPIA

Una modalidad de tratamiento que utiliza radiación ionizante para tratar enfermedades neoplásicas es la Radioterapia. El campo emergió como resultado de los rayos X descubrimiento por Wilhelm Roentgen (1895) y de fenómenos radiactivos (Antoine Becquerel-1896). El desarrollo tecnológico ha sido constante en el tiempo, desde sistemas de ortovoltaje que entregan energías con límite a los 500 keV hasta aceleradores lineales y aceleradores de partículas con energías de megavoltios (MV) como rango. (Beorchia, 2014)

La mitad de los pacientes oncológicos, en alguna etapa de su régimen terapéutico se beneficiarán de radioterapia ya sea como única opción, como complemento a la cirugía o para estimular los efectos de la quimioterapia, con el propósito de mermar o controlar la enfermedad. (Kazmierska et al., 2018)

En radioterapia interviene un equipo multidisciplinario, tales como el oncólogo radioterapeuta, físico médico, dosimetrista, tecnólogo médico y enfermeras; son parte

fundamental en el proceso de atención y seguimiento al paciente, para garantizar que la dosis y los procesos estén optimizados con la finalidad de alcanzar una alta precisión en la localización y tratamiento del tumor seguido de la conservación del tejido sano circundante. (Kazmierska et al., 2018)

La radioterapia se desdobla en un par de categorías:

Radioterapia con haz externo: se coloca la fuente de radiación apartada del individuo y los haces de radiación se penetran en un área específica del cuerpo. (Beorchia, 2014)

Radioterapia de fuente sellada: se coloca material radiactivo en el interior del cuerpo o en contacto directo con el volumen tumoral, llamado Braquiterapia. (Beorchia, 2014)

1.2.2.1 ACELERADOR LINEAL (LINAC)

En un Linac, los electrones se aceleran con un recorrido recto en la estructura que se encuentra al vacío denominado guía de onda. Los electrones siguen un camino lineal a través de cavidades que presentan una diferencia de potencial V , obteniendo haces de electrones y fotones con un espectro amplio de energías para su uso clínico. (Podgorsak, 2005)

Todo patrón de haz se identifica por la energía que los fotones que lo componen logran alcanzar. En este caso se empleó 6 MV, que indica un haz de fotones resultante del frenado de electrones con un rango de energía entre 8-9 MeV.

Figura 7

Acelerador Lineal perteneciente al Centro de Radioterapia Essalud - Trujillo



Nota. Autoría propia

1.2.2.1.1 Generación del haz

La guía del acelerador es lineal la cual está vinculada al artilugio magnético para desviar el haz de electrones. Se sitúa un material de objetivo perpendicular a la orientación del haz de electrones en el segmento final de este, para producir fotones por bremsstrahlung. Los fotones resultantes con energías de megavoltios se producen principalmente en ángulos pequeños con respecto a la dirección del momento del electrón incidente, lo que da como resultado un haz de fotones con la fluencia de energía más alta en el eje del haz y disminuyendo rápidamente fuera del centro. Para lograr una mayor uniformidad de esta fluencia, se agrega en la trayectoria del haz un material con simetría cónica, denominado filtro aplanador, con la finalidad de

homogenizar la dosis en un área determinada por el sistema de colimación. (Brualla González, 2015)

Los inyectores proporcionan los electrones involucrados en el proceso. Los electrones no fluyen continuamente, sino en grupos formando pulsos. El inyector controla el número de electrones en cada pulso así como la cantidad de energía almacenada en la cavidad. Como resultado, la frecuencia y la amplitud del pulso caracterizan el haz de fotones que se produce en la terminación del proceso. Al variar la frecuencia del pulso de entrada, los aceleradores lineales pueden alterar la índice de emisión de radiación dentro de cada modo de energía. (Brualla González, 2015)

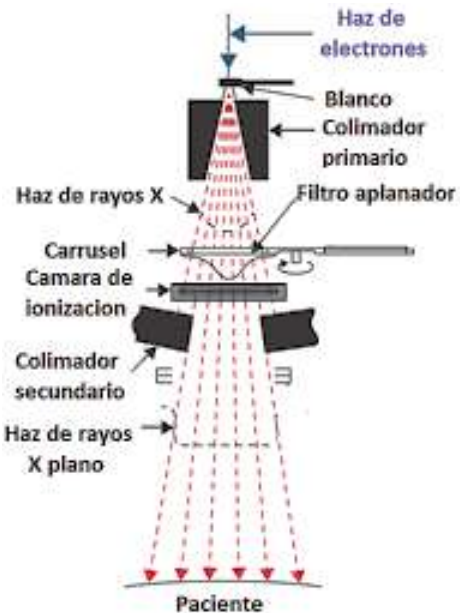
1.2.2.1.2 Aplicación del haz

Un acelerador lineal (LINAC) es un equipo comúnmente empleado para la administración de haces externos de radiación. Un cabezal montado en un gantry giratorio es un componente crítico de cada LINAC, el cabezal está equipado con un objetivo o blanco, filtro de dispersión e aplanador, una cámara de ionización y un colimador secundario. Los electrones acelerados que colisionan un blanco producen fotones en el rango de megavoltios (MV). Este haz de fotones primero es delimitado por un colimador primario antes de pasar a través de un filtro de aplanación para lograr una intensidad uniforme a lo largo del haz. El rol para la cámara de ionización es comprobar la simetría de campo, la dosis integral y la relación de dosis en unidades de monitorización (MU). Después de pasar por la cámara de ionización, la neblina de radiación toma su forma final como resultado del colimador secundario. El colimador dinámico contiene dos conjuntos de mordazas y un colimador multiláminas (MLC), que son componentes esenciales de la terapia IMRT. (Esquivel Pac, 2019)

La figura 8, muestra cómo se forma el haz que sale procedente del LINAC para su posterior entrega.

Figura 8

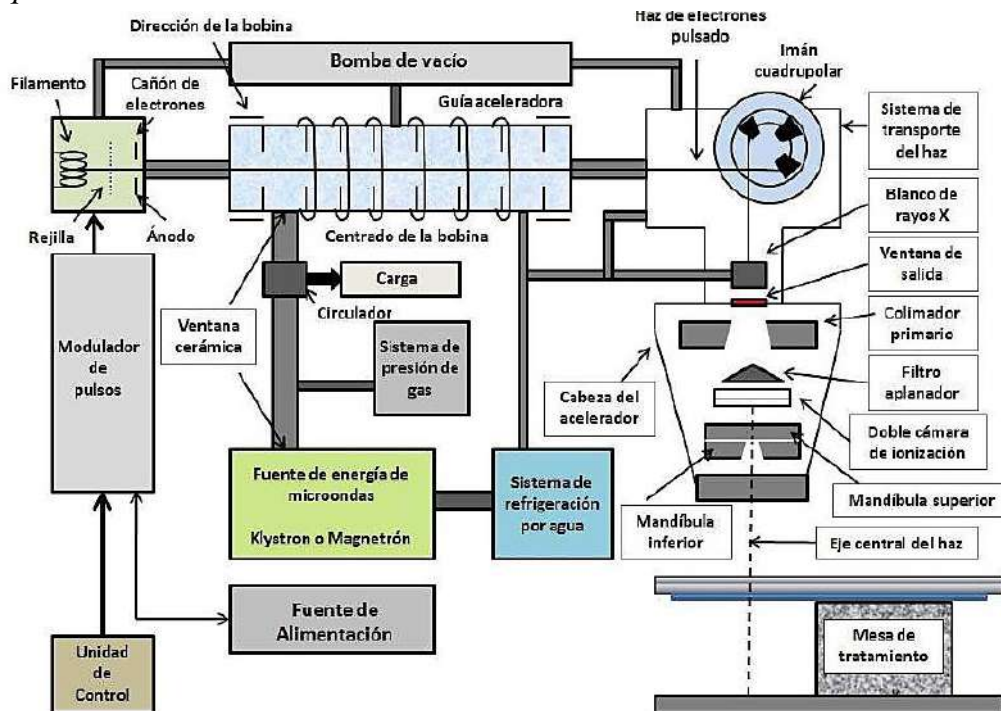
Generación del Haz de Fotones



Nota. Adaptada de (Khan & Gibbons, 2014)

Figura 9

Esquema mecánico de un LINAC



Nota. Adaptada de (Khan & Gibbons, 2014)

1.2.2.2 TÉCNICAS DE TRATAMIENTO

Una de las técnicas fundamentales en la lucha contra el cáncer, conocida como radioterapia conformada 3D, cuyo campo acotado se ajusta en la delimitación del volumen de tratamiento desde el enfoque del haz en la aplicación de la radiación; seleccionándose diferentes incidencias para luego irradiar al paciente. (Webb, The Physics of Conformal Radiotherapy, 1997)

Este procedimiento no permite obtener una alta regularidad en la dosis del PTV, ni dosis bajas en los órganos en riesgo, ocasionando que aparezcan algunas áreas con un mayor depósito de energía, no solo en el PTV si no también en la periferia. Para evitar estas desventajas es necesario modular el haz, haciendo que el acelerador lineal produzca mapas de fluencias incidentes, los cuales crean estructuras llamadas secciones que irradian parcialmente el volumen. Esta técnica es llamada radioterapia de intensidad modulada (IMRT). (Brualla González, 2015)

1.2.2.2.1 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)

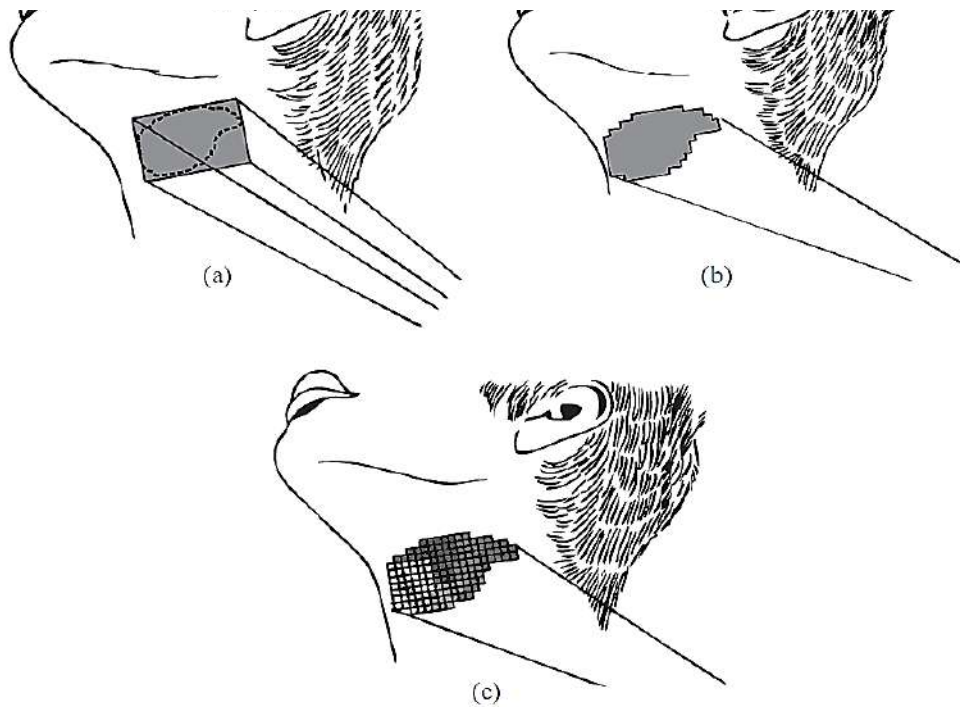
La técnica llamada radioterapia de intensidad modulada (IMRT), por su acrónimo en inglés, es un método que se usa para reducir aún más la dosis en estructuras críticas mientras se mantiene una dosis alta constante en el volumen objetivo. La IMRT se diferencia de la radioterapia convencional en su capacidad para proporcionar un campo de intensidad no uniforme. (Gordon Mark, 2011)

En los inicios de la radioterapia, el campo de tratamiento se ha limitado a un área rectangular con la adición de bloques y cuñas. En la Figura 10.a, el campo rectangular cubre el contorno discontinuo del objetivo, pero también irradia el tejido circundante debido a lo amorfo del blanco (PTV). La disponibilidad de colimadores multiláminas (MLC) ha hecho que sea posible la conformación del volumen

objetivo, Figura 10.b; esto se conoce comúnmente como radioterapia conformada 3D (3D-CRT). A pesar que las MLC dan forma al haz al ajustarse al contorno del objetivo, la intensidad del haz permanece constante sobre el área irradiada. La Figura 10.c muestra el concepto de usar intensidad variable en cada bixel del campo, que es la principal característica de IMRT. Diferentes áreas pueden recibir diferentes cantidades de radiación desde un solo ángulo del gantry. (Webb, 2003)

Figura 10

Mejora en la Conformidad de los Objetivos



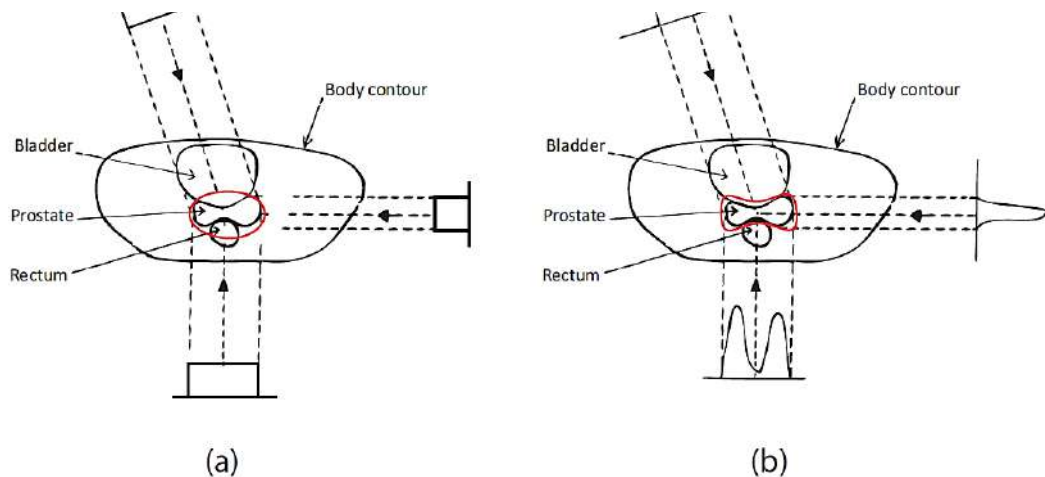
Nota. Extraído de (Webb, 2003)

IMRT tiene ventajas significativas sobre 3D-CRT. Un solo haz con 3D-CRT solo puede ajustarse al objetivo en dos dimensiones y no puede producir una distribución de dosis cóncava, sin embargo la IMRT si puede lograr este objetivo, de obtener dosis con conformaciones cóncavas, como es el caso de la próstata que se apreciada en la Figura N° 10, el procedimiento con 3D-CRT (Figura 11.a) irradia

innecesariamente tejido normal en regiones cóncavas, a diferencia de la IMRT, que reduce el nivel de esta radiación no deseada. Esto es especialmente útil cuando el órgano en riesgo (OAR) está en una región cóncava. Al reducir la proporción de radiación que pasa a través del OAR, la dosis a los órganos puede reducirse sin afectar la uniformidad de la dosis al objetivo (figura 11.b). Se ha dejado claro que el uso repetidamente de IMRT reduce el detrimento en los OAR en comparación con 3D-CRT.

Figura 11

Conformación de los Haces de Fotones al PTV



Nota. Extraído de (Webb, 2003)

1.2.2.2.2 TERAPIA DE ARCO VOLUMÉTRICO MODULADO (VMAT)

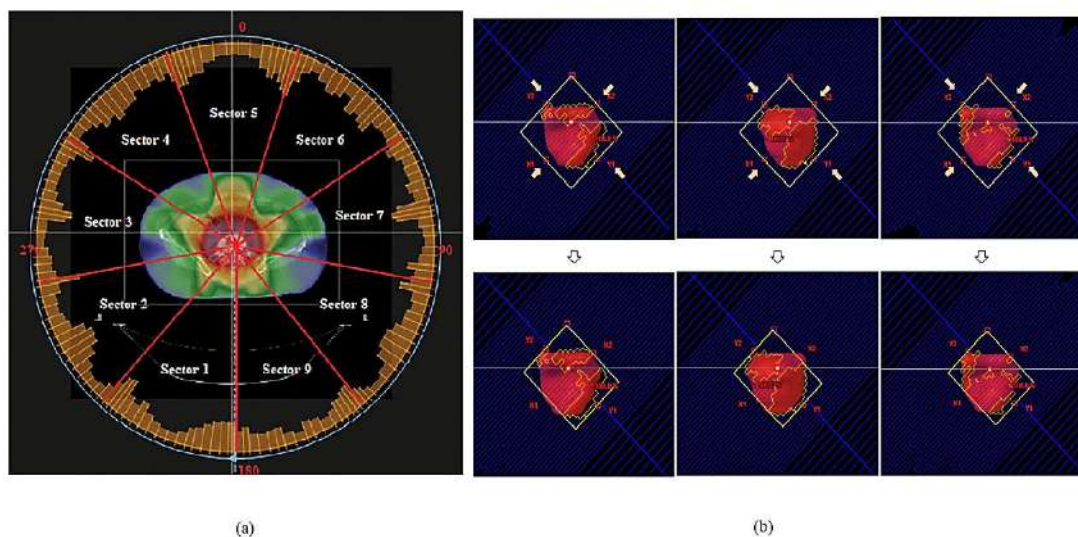
También conocido como arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) es un método ampliamente utilizado para administrar campos de intensidad modulada. VMAT se diferencia de la IMRT en el hecho de que la radiación se administra mientras el gantry gira alrededor del paciente. La dosis se administra utilizando tres variables: geometría de MLC, rapidez de giro del cabezal y tasa de dosis. Una gran ventaja de VMAT sobre IMRT es que el tratamiento VMAT se puede realizar en periodos de tiempo más cortos. (Otto, 2007)

En 2007, Otto introdujo el concepto de terapia de arco volumétrico modulado, originalmente se describió con respecto a la dosificación de la radiación en un solo arco de 360°. Esto significó que el tratamiento podría administrarse significativamente más rápido que otras opciones de IMRT. El haz es modulado por un MLC con múltiples subcampos, variando la tasa de dosis y la rapidez de giro del cabezal, para optimizar la entrega de dosificación tanto en el PTV como en áreas aledañas. (Otto, 2007)

En las máquinas Varian, a la técnica VMAT se le denomina RapidArc, mientras que en las máquinas Elekta se llama simplemente VMAT.

Figura 12

Técnica VMAT



Nota. Extraído de (Chen et al., 2019)

- (a) Diagrama esquemático del parámetro de la variación de fluencia con respecto al giro del gantry (IG) en la planificación de VMAT.
- (b) Conformación de subcampos en los planes de tratamientos VMAT.

1.2.3 SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO (TPS)

Un sistema de planificación de tratamiento (TPS) es un software que se utiliza para diseñar la estrategia de tratamiento, empleando múltiples haces con cierta energía y tamaños de campo específicos que permitan cubrir el área a tratar, para determinar la dosis que se impartirá a cada paciente. Los cálculos de evaluación de dosis en los sistemas de planeación proporcionan información sobre la distribución en la dosificación del volumen y dando como resultado que el proceso de cálculo sea más eficiente. (Smith, 2021)

Se requieren varios elementos para que los sistemas de planeación en el tratamiento logren el control del tumor a través del aumento de la dosis y para reducir las complicaciones en el tejido sano: (Brualla González, 2015)

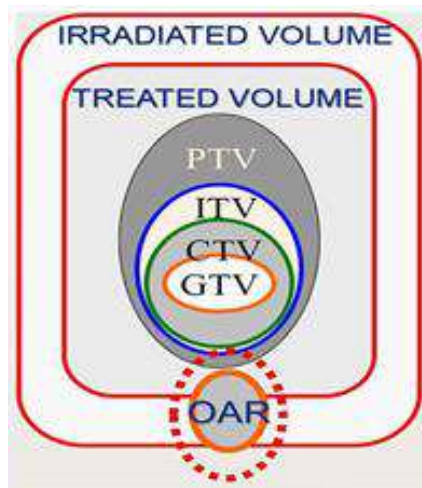
- Modelado de un acelerador lineal, del sistema de colimación y características propias de cada haz, que permita determinar la fluencia de las diferentes energías que suministra el equipo.
- Reconstrucción virtual del paciente a partir de las imágenes del tomógrafo computarizado (TC) en la que se calculará la distribución de dosis.
- Algoritmo de cálculo: calcula la distribución de dosis en el paciente teniendo en cuenta sus características de heterogeneidad. Entre los algoritmos con los que se puede contar tenemos varias opciones; ‘pencil beam convolution’, ‘AAA’, ‘PRO’, ‘Accuros’, Monte Carlo, entre otros.

El Centro de Radioterapia de Essalud – Trujillo cuenta con el sistema de planificación Eclipse v13.6, comercializado por VARIAN Medical Systems; dicho sistema calcula la distribución de dosis, permite la visualización del haz BEV (Beam Eye View) sobre la anatomía del paciente y también reconstruye digitalmente imágenes de rayos X. El principal algoritmo de cálculo es el algoritmo de análisis anisotrópico (AAA).

Delinear el volumen objetivo y el volumen de riesgo es un proceso que deben realizar los Radioncólogos. El primer volumen considerado es el GTV (Gross Tumor Volume), que es el tumor visible en la imagen de CT, el siguiente es el CTV (Clinical Tumor Volume) que incluye tejido sospechoso de neoplasia maligna. Luego está el PTV (Planning Target Volume), es una extensión geométrica del CTV y da cuenta de las incertidumbres que surja durante el proceso de planificación y administración del tratamiento; también se deben crear volúmenes para los órganos circundantes que están expuestos a riesgos de radiación, los llamados OAR (órganos en riesgo). (ICRU 62, 1999)

Figura 13

Volúmenes recomendados en el ICRU-62



Nota. Extraído de (ICRU 62, 1999)

El objetivo de un plan de tratamiento es expresar la estrategia de modelamiento e indicando la cantidad de radiación que debe incidir en los distintos volúmenes objetivo, incluido la cobertura y grados de dosificación de radiación que son aceptables para las estructuras en riesgo (OAR). Las restricciones en la planificación están en función a las diferentes dosis de tolerancia que pueden recibir los órganos de riesgo y el PTV, por lo que en la planificación pueden asumirse diferentes prioridades, más altas o más bajas según la respuesta en los histogramas de dosis-volumen. El aumento o disminución de cada

1.2.4 CONTROL DE CALIDAD EN PLANES DE TRATAMIENTO

Las autoridades reguladoras exigen un planteamiento sobre el control de calidad para reducir las incertidumbres y la imprecisión en la dosimetría, la planeación del cálculo en el tratamiento, la utilidad del dispositivo y la administración de dosis, afinando así los resultados de los pacientes.

La capacidad de rotación en los aceleradores lineales ha facilitado la administración de tratamientos dinámicos, con tasas de dosis y velocidades de rotación variables. Estas posibilidades, combinadas con la alta calidad de los nuevos colimadores multiláminas (MLC), han permitido el desarrollo de la terapia de arco volumétrico modulado (VMAT). La complejidad por el empleo en la terapia modulada aduce la existencia de un control de calidad con la finalidad de corroborar la precisión del sistema de planeación del tratamiento en el cálculo de la dosis al paciente y la destreza del acelerador para administrar el tratamiento correctamente. (Clemente Gutiérrez & Pérez Vara, 2014)

Uno de los medios de control de calidad que se puede llevar a cabo es la dosimetría in vivo durante el tratamiento, sin embargo, este no es un procedimiento práctico, por el contrario resulta adecuado desarrollar el plan de tratamiento en un fantoma cuya densidad es conocida y que disponga de insertos que puedan acoger dispositivos de cuantificar como las camaras de ionizacion, para llevar a cabo no solo dosimetria relativa si no tambien dosimetria absoluta. El tratamiento se administra al fantoma y la dosis medida se compara con la dosimetría evaluada por el sistema de planeación. Se considera que si el sistema de planificación puede predecir con precisión la dosis para el fantoma, también podrá predecir con precisión la dosis para el paciente. (Gordon Mark, 2011)

1.2.4.1 MEDIDA DE DOSIS

El control de calidad de las terapias con uso de VMAT, se basan en determinar la dosis absorbida mediante la medida de dosis puntual teniendo en cuenta las cámaras de ionización y al menos un plano medido de distribución de dosis. (Letourneau et al., 2004)

1.2.4.1.1 MEDICION DE DOSIS PUNTUAL

Para mediciones de dosis puntuales se emplean las cámaras de ionización, para lo cual hay que tener en cuenta los factores externos que alteran la medida y que posteriormente tendran que adicionarse para corrección de las lecturas. Como procedimiento de calidad del tratamiento es necesario comparar o determinar la disparidad porcentual entre la dosis de planificación y la dosis medida, teniendo como propósito de menguar la incertidumbre en la determinación de la dosis.

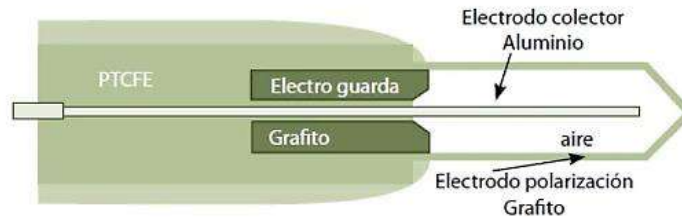
Cámara de Ionización

Este es el tipo más común de dosímetro utilizado para cuantificar la dosis absorbida y garantizar la calidad del equipo de radioterapia. Este dispositivo es capaz de detectar radiaciones ionizantes en un medio específico y recoger una carga eléctrica proporcional a la dosis. Estos son dispositivos delicados que solo deben ser manipulados por una persona calificada. (Calero Gómez, 2021)

Las cámaras de ionización empleadas en radioterapia son cámaras a la intemperie llenas de aire y sujetas a parámetros físicos como la presión, la temperatura y la presencia de electrodos, de manera que apenas la radiación incide en la cavidad de la cámara los electrodos atraen iones, produciendo un señal eléctrica proporcional a la dosis. (Calero Gómez, 2021)

Figura 16 Esquema de una Cámara de Ionización

Cilíndrica tipo Farmer



Nota. Extraído de (Fernández-Varea et al., 2011)

1.2.4.1.2 MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

La gran mayoría de las distribuciones de dosis se representan como matrices de puntos, cada uno de los cuales tiene su propia posición y valor de dosis. El propósito del contraste en las dosis es saber si las distribuciones evaluadas (medidas) y las de referencia (planificadas) concuerdan en el margen de las tolerancias establecidas, produciendo un resultado clínicamente relevante. (Nuñez, 2021)

Los conjuntos de detectores 2D frecuentemente son aprovechados para validar distribuciones de dosis planar.

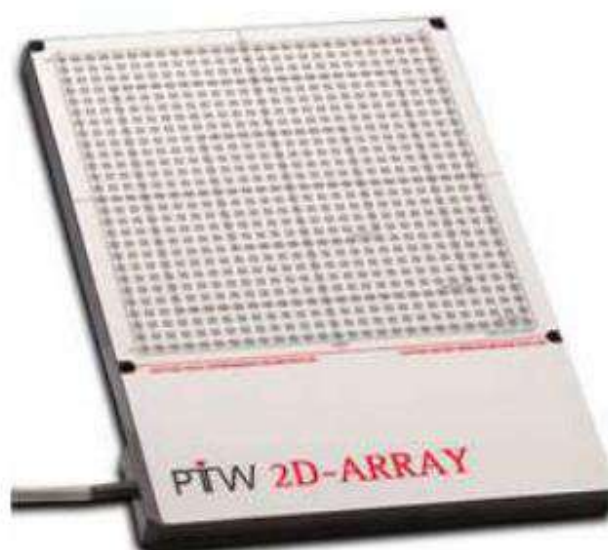
ARREGLO DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Los arreglos de cámaras de ionización (matriz), independientemente del modelo, tienen detectores con cierto volumen espaciados entre ellos, por lo que la resolución espacial en comparación con una placa radiográfica es menor, sin embargo cada punto del detector puede proporcionar una medición de dosis cuantitativa, para la evaluación de la distribución de dosis. (Low et al. 2011).

En particular el arreglo de cámara de ionización seven29 cuenta con detectores cuyo volumen son de 5 mm³ y una separación entre ellas de 1cm, rodeadas de material equivalente a agua, para disminuir la perturbación del flujo de electrones secundarios producidos durante el proceso de irradiación. (Low et al. 2011)

Figura 17

Arreglo de Cámaras de Ionización 2D-729



Nota. Extraído de (Serna, 2015)

1.2.4.2 EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA

Para realizar la evaluación dosimétrica, se encuentran disponibles varios métodos para comparar la distribución de dosis. Estas técnicas se pueden utilizar en una, dos o tres dimensiones.

1.2.4.2.1 DIFERENCIA DE DOSIS (ERROR RELATIVO)

La mayoría de las técnicas esenciales de evaluación comparan la discrepancia en la dosificación de radiación entre dos conjuntos de datos y se determina si cada marca se encuentra en un nivel determinado. Este método puede detectar grandes errores de dosis causados por desviaciones menores que pueden no ser clínicamente significativas en regiones de alto gradiente. (Ixquiac Cabrera, 2019)

La diferencia de dosis es calculada utilizando la siguiente ecuación:

$$\%DD = \frac{D_{medida} - D_{planificada}}{D_{prescrita}} \times 100\% \quad (12)$$

En la cual $\%DD$ es el error relativo en la diferencia de dosis, D_{medida} es la dosis obtenida por la cámara de ionización, $D_{planificada}$ es obtenida por el TPS y $D_{prescrita}$ es prescrita para el tratamiento. (Miften et al., 2018)

1.2.4.2.2 DISTANCIA DE CONCORDANCIA (DISTANCE TO AGREEMENT, DTA)

Distancia de concordancia o Distance to Agreement (DTA), es una noción que distingue la separación entre dos distribuciones de dosis, aceptado como el criterio de aceptación en regiones con gradientes de dosis pronunciadas. (Nuñez, 2021)

El DTA es un procedimiento de valoración cuantitativa que confronta los valores leídos contra los calculados por el sistema de planeación. El criterio de

aprobación está determinado por la permisividad en la concordancia de la dosis y distancia (DTA) en las regiones con gradientes inferiores y elevados respectivamente. Como resultado, al realizar una evaluación de distribución de dosis en todas las regiones, la diferencia de dosis (DD) y la coincidencia a distancia (DTA) se complementan entre sí. (Ixquiac Cabrera, 2019)

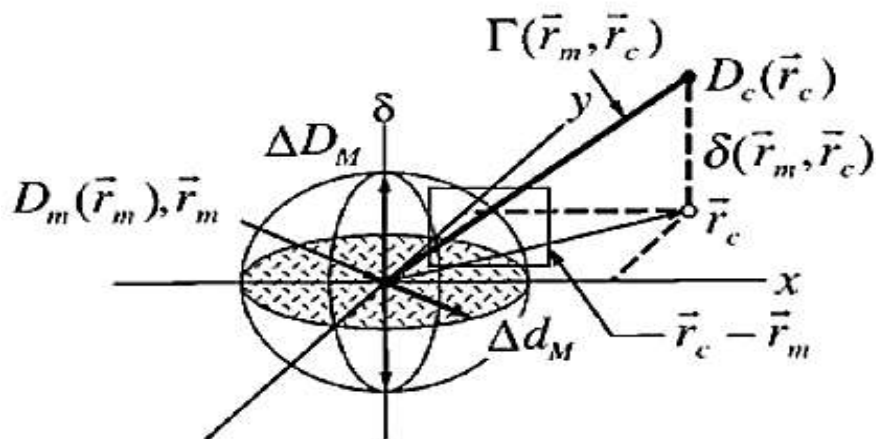
1.2.4.2.3 INDICE GAMMA

Harms utilizó tanto la diferencia de dosis (DD) como la distancia de concordancia (DTA) como indicadores de aprobación. La evaluación será aprobada si al menos uno de los dos criterios aprueba un punto evaluado. Esta no es una métrica para determinar cuántos puntos fallan. Daniel Low amplía este método calculando un índice gamma por cada punto. La referencia matemática precisa de un espaciamiento en la cual los valores de dosis y las distancias físicas puedan referenciarse en un plano. (Ixquiac Cabrera, 2019)

El criterio de diferencia de dosis (DD) y coincidencia a distancia (DTA) nos dan un elipsoide como lo muestra la figura 20. (Ixquiac Cabrera, 2019)

Figura 18

Representación Geométrica de la Evaluación Gamma



Nota. Extraído de (Ixquiac Cabrera, 2019)

La diferencia de dosis DD aceptada está dado por ΔD_M y la desviación espacial aceptada es Δd_M . El eplipsoide Gamma está definido como:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} \quad (13)$$

Donde la desviación espacial es:

$$r(r_m, r) = |r - r_m| \quad (14)$$

Y la desviación de dosis:

$$\delta^2(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \quad (15)$$

El índice gamma está identificado en cada punto en el plan calculado para el punto leído r_m . El índice gamma está definido como:

$$\begin{aligned} Y(r_m) \\ = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \end{aligned} \quad (16)$$

Donde:

$$\begin{aligned} \Gamma(r_m, r_c) \\ = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \end{aligned} \quad (17)$$

La aprobación del criterio nos lleva a:

$$Y(r_m) \leq 1; \text{ APTO.}$$

1.3 BASES CONCEPTUALES Y CATEGORIZACIÓN DE VARIABLES

Error relativo: también llamada diferencia relativa, es la diferencia porcentual entre los datos a evaluar.

Porcentaje de aceptación: también llamado límite de confianza, es la aceptación de un número de puntos evaluados en los mapas de dosis.

Índice gamma: permite la cuantificación numérica de las diferencias espaciales y dosimétricas entre las distribuciones de referencia y las distribuciones evaluadas por medio de un resultado numérico.

Dosis planificada: dosis que se implanta al hacer uso del TPS.

Dosis medida: dosis obtenida mediante el uso de instrumentos dosimétricos.

Plan de tratamiento: es la generación y cálculo de la distribución de la dosificación del volumen a tratar.

Variables dependientes:

Error relativo

Porcentaje de aceptación

Índice Gamma

Variables Independientes:

Dosis planificada

Dosis medida

CAPÍTULO II: DISEÑO METODOLÓGICO

2.1 DISEÑO DE CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

Para el desarrollo de esta investigación se utilizó un acelerador lineal CLINAC iX, y uno de sus haces de fotones de 6 MV, en el Centro de Radioterapia - ESSALUD perteneciente al Hospital de Alta Complejidad “Virgen de la Puerta” - Trujillo. Los resultados se obtuvieron siguiendo el test TG-119 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), mediante el empleo del sistema de planificación ECLIPSE v13.6, láminas de agua sólida equivalente, fantoma OCTAVIUS II, cámara de ionización y un arreglo de cámaras de ionización PTW-seven29.

En base a lo planteado en la hipótesis, se implementó un protocolo de control de calidad para el Centro de Radioterapia Essalud – Trujillo, estableciendo los límites para la validación en los planes de tratamiento en técnica VMAT, mediante la estandarización de los parámetros físicos como el índice gamma y límites de confianza.

Siguiendo los procedimientos para las mediciones:

2.1.1 CALIBRACIÓN DEL HAZ DE FOTÓN BAJO LA METODOLOGÍA DEL REPORTE ORGANISMO INTERNACIONAL ENERGÍA ATÓMICA TRS 398

Technical Report Series 398 es un protocolo internacional que estandariza el procedimiento para la obtención de dosis absorbida en agua, para haces de energía rango mayor, tanto para fotones como para electrones; en condiciones de referencia establecidos.

La dosis absorbida en agua viene dada por:

$$D_{W,Q} = M_Q N_{D,W,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (18)$$

Donde el factor K_{Q,Q_0} corrige por los factores de la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 y la calidad real del usuario Q ; la lectura del dosímetro M_Q , el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua N_{D,W,Q_0} . (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2005)

Para fotones de energía de mayor rango en MV producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad del haz se especifica mediante la razón:

$$TPR_{20,10} = \frac{D_{W,20}}{D_{W,10}} \quad (19)$$

Donde: $D_{W,20}$ es la dosis absorbida en agua a una profundidad de 20 cm y $D_{W,10}$ es la dosis absorbida en agua a una profundidad de 10 cm. (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2005)

Tabla 1

Condiciones de referencia para determinación de la calidad del haz de fotones

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidades de medida	20 g/cm ² y 10 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en las profundidades de medida
SCD	100 cm
Tamaño del campo en la SCD	10 cm × 10 cm ^a

^a El tamaño del campo se define en el plano del punto de referencia del detector, colocado en las profundidades recomendadas en el maniquí de agua.

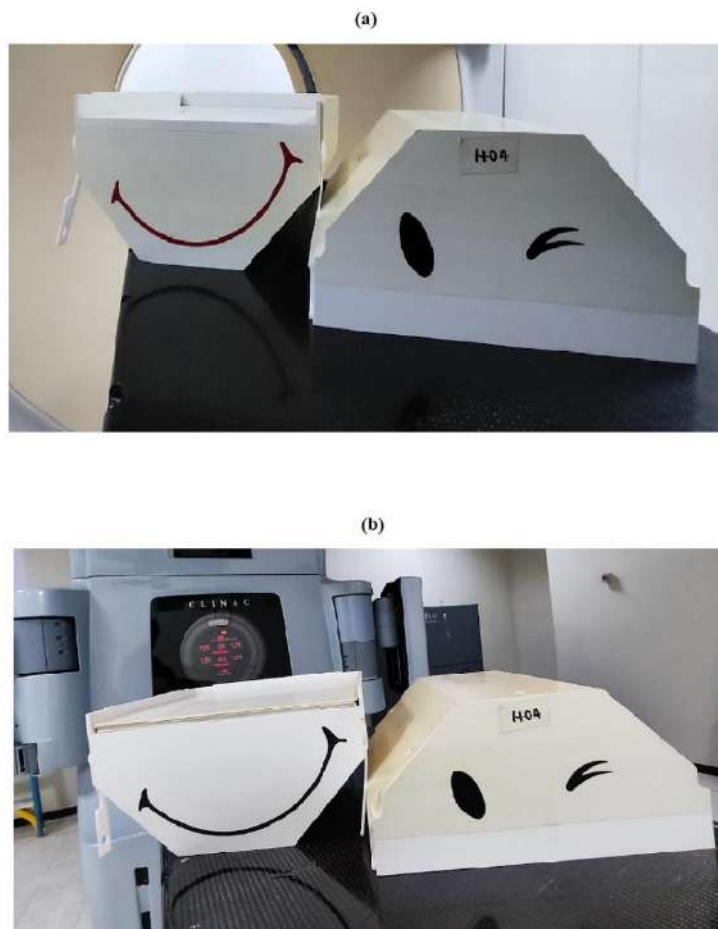
Nota. Extraído de (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2005)

2.1.2 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA AL FANTOMA OCTAVIUS II E INCORPORACIÓN DE ESTRUCTURAS

El fantoma OCTAVIUS II, es un fantoma solido usado en la verificación de la dosis planar en el control de calidad previo al tratamiento en IMRT o VMAT en radioterapia. El fantoma presenta una densidad de 1.05 g/cm^3 en forma de octágono con dos partes inferiores intercambiables: fantoma CT (figura 21.a) y fantoma LINAC con cavidad de aire (figura 21.b) permitiendo adaptaciones en configuración en el proceso de cuantificación. Una cavidad de aire integrada garantiza una respuesta de dosis direccional uniforme en ángulos de gantry arbitrarios durante las mediciones. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 19

Fantoma OCTAVIUS II



Nota. Autoría propia

Para cada prueba, se incluyen estructuras objetivos y órganos circundantes, las cuales se pueden crear en el Fantoma CT, o descargarlas desde el siguiente link <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>. Con lo cual se pueden obtener las distribuciones de dosis sobre el fantoma, como si fuera un paciente. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

2.1.3 TEST DE VALIDACIÓN TASK GROUP 119

Un tema importante en cualquier proceso de control de calidad es determinar un nivel de tolerancia. Cuando un resultado de control de calidad cae fuera de esta tolerancia, se asume un nivel de acción. Para abordar este problema, la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) encargó a un grupo de trabajo (Task Group) que recopilara datos con respecto a los logros en el control de calidad de varias instituciones que realizan el control de calidad en IMRT.

La publicación como resultado de este estudio se plasmó en el informe de AAPM TG 119, el cual proporciona una metodología a través de diferentes test que incluyen estructuras blanco, que hay que tener en cuenta al momento de la planificación del tratamiento. Los planes se realizaron con fotones de 6 MV para comparar con el TG-119, las cuadrículas de cálculo son de 2mm, las dosis objetivo se especifican para cada plan, y la dosis por fracción es de 200 cGy. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Con respecto a las dosis puntuales, el cotejo de las cantidades mensurados con los planificados se realiza con respecto a la dosis prescrita; es decir, registrar la relación $(\text{Medido} - \text{Planificado})/\text{Prescrito}$. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Las distribuciones de dosis planares se analiza utilizando criterios gamma de dosis del 3 % y distancia de concordancia de 3 mm. Se registra el porcentaje de puntos con $\gamma \leq 1$. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Dichos test incorporan: campos abiertos AP/PA, prueba de bandas; casos de cabeza y cuello, estructuras en forma C, próstata y multi-objetivo. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

2.1.3.1 PRUEBAS PRELIMINARES

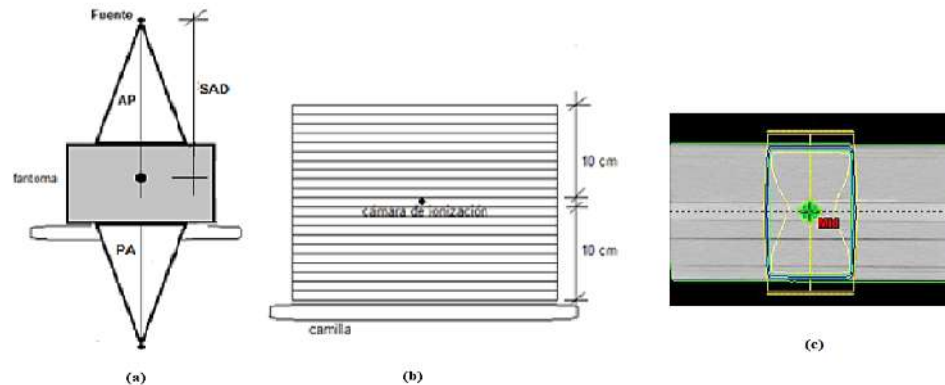
PRUEBA AP/PA

La disposición tomado en cuenta dispone de un fantoma conformado por láminas equivalente a agua, con densidad de 1.045 g.cm^3 y características de $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$, las cuales se apilan para obtener un único fantoma de volumen $30 \times 30 \times 21 \text{ cm}^3$, adicionalmente una de las láminas posee una cavidad para introducir una cámara de ionización, que en nuestro caso es una de tipo cilíndrica, modelo Farmer (0.6 cm^3). (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Usando fotones de 6 MV, campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, tasa de dosis de 300 MU/min y una prescripción de dosis de 200 cGy al isocentro del fantoma, se irradia con campos paralelos y opuestos. Los valores de dosis media registrados con la cámara de ionización se compararon con la dosis media planificada por el TPS – ECLIPSE; en las mediciones de distribución de dosis en el plano medio se verificaron utilizando la matriz PTW Seven29 para determinar el porcentaje de puntos que cumplen los criterios del índice gamma a través del empleo del software Verisoft. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 20

Representación geométrica en el posicionamiento de la cámara de ionización y del arreglo PTW 2D seven29 en fantoma de laminas equivalente agua (RW3)



Nota. Tomada de (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

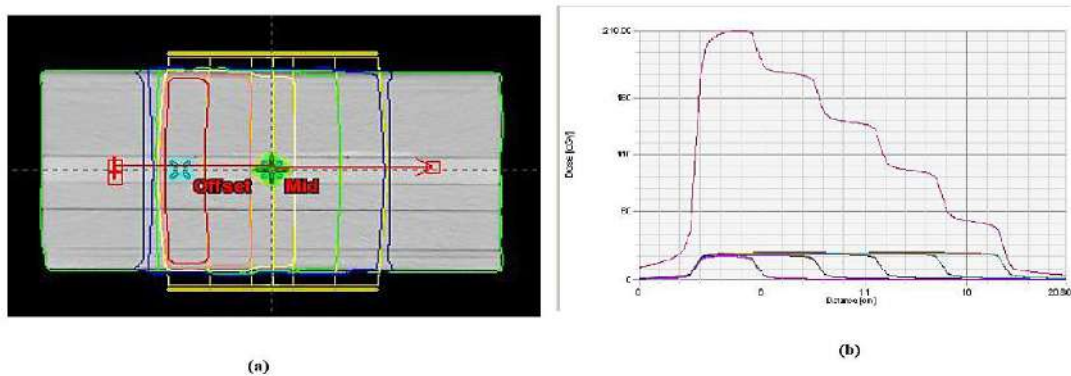
PRUEBA DE BANDAS

Usando fotones de 6 MV, se emplearon para la irradiación dos haces paralelos y opuestos AP/PA, cada campo está conformado por un conglomerado de cinco bandas de 3 cm de ancho, obteniendo un campo total de 15 cm, dichas bandas contribuye con 25 unidades de monitor (UM), que equivale aproximadamente entre 20 – 40 cGy. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

La medida de la dosis central se determina mediante la cámara de ionización, en cambio la distribución de dosis en el plano central, se verificó con el arreglo matricial PTW-seven29, y el software Verisoft empleando el criterio gamma. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 21

Distribución de Dosis (a) y Perfiles de Dosis a través del Plano Central (b)



Nota. Tomada de (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

2.1.3.2 PRUEBAS CLÍNICAS

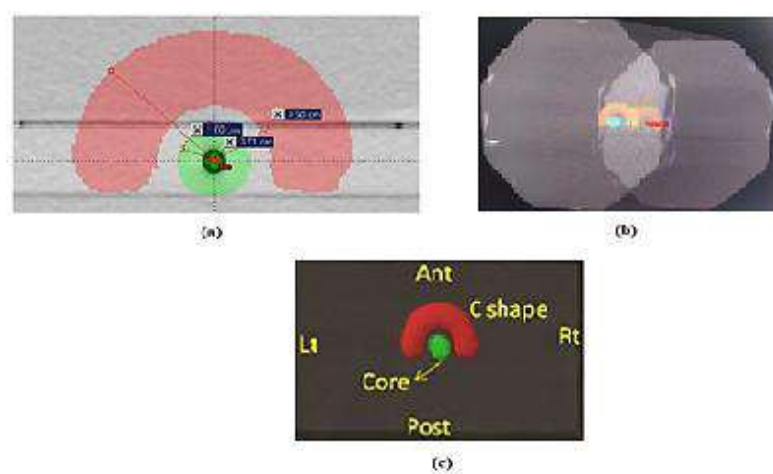
FORMA - C

El PTV para la estructura en C se define mediante los siguientes parámetros: radio de 1.5 cm internamente y de 3.7 cm externo, 9 cm de longitud, el cual rodea un núcleo central cilíndrico de radio en 1 cm y 10 cm de longitud, todo esto incluido en el fantoma OCTAVIUS II, como se aprecia en la figura 22.

(American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 22

Fantoma OCTAVIUS con estructura objetivo en Forma - C para fines de planificación



Nota. Tomada de (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Los límites de dosis establecidos durante la etapa de planificación del tratamiento son los que se indican en la tabla 2, utilizando la técnica VMAT. Se empleó dos arcos completos que va desde los 180.1° hasta 179.9° en sentido horario y antihorario, tasa de dosis 600 MU/min, fotones de 6 MV y rotación de colimador de 45°, prescripción total de 50Gy al PTV. La verificación de la dosis media se realizó con la cámara de ionización Farmer y el análisis de la dosis planar se comprobó con la matriz PTW Seven29 con planes de 200cGy por fracción. (Mynampati et al., 2012)

Tabla 2

Dosis objetivos para estructuras blanco en el caso Clínico Forma-C

Estructura		
	95% del volumen debe	10% del volumen debe
Forma-C PTV	recibir al menos 5000cGy	recibir no más de 5500cGy
	5% del volumen debe	
Core	recibir no más de 2500cGy	

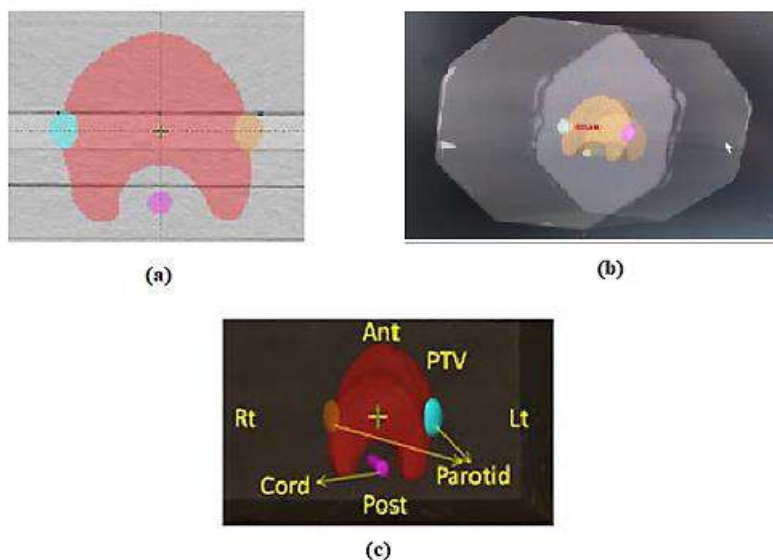
Nota. Fuente: Dosis objetivos extraídos del TG-119

CABEZA Y CUELLO

El PTV incluye desde la base origen del cuello hasta la parte externa del cráneo incluyendo las cadenas ganglionares bilaterales cervicales, además órganos de riesgo que se incluyen la médula y parótidas, como se aprecia en la figura 23. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 23

Fantoma OCTAVIUS con estructuras objetivos Cabeza y Cuello para fines de planificación



Nota. Tomada de (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Los límites de dosis establecidos durante la etapa de planificación del tratamiento son los que se indican en la tabla 3 utilizando la técnica VMAT, dos arcos completos que van desde los 180.1° hasta 179.9° en sentido horario y antihorario, tasa de dosis 600 MU/min, fotones de 6 MV, y rotación de colimador de 45° , prescripción total de 50Gy al PTV. La verificación de la dosis media se realizó con la cámara de ionización Farmer y el análisis de la dosis plana se comprobó con la matriz PTW Seven29 con planes de 200cGy por fracción. (Mynampati et al., 2012)

Tabla 3*Dosis objetivos para estructuras blanco en el caso Clínico Cabeza y Cuello*

Estructura		
Cabeza y Cuello PTV	El 90% del volumen debe	99% del volumen debe
	recibir al menos 5000cGy	recibir al menos 4650cGy
Cord	Ninguna parte del	
	volumen recibe más de	
	4000cGy	
Parótidas	El 50% del volumen debe	
	recibir al menos 2000cGy	

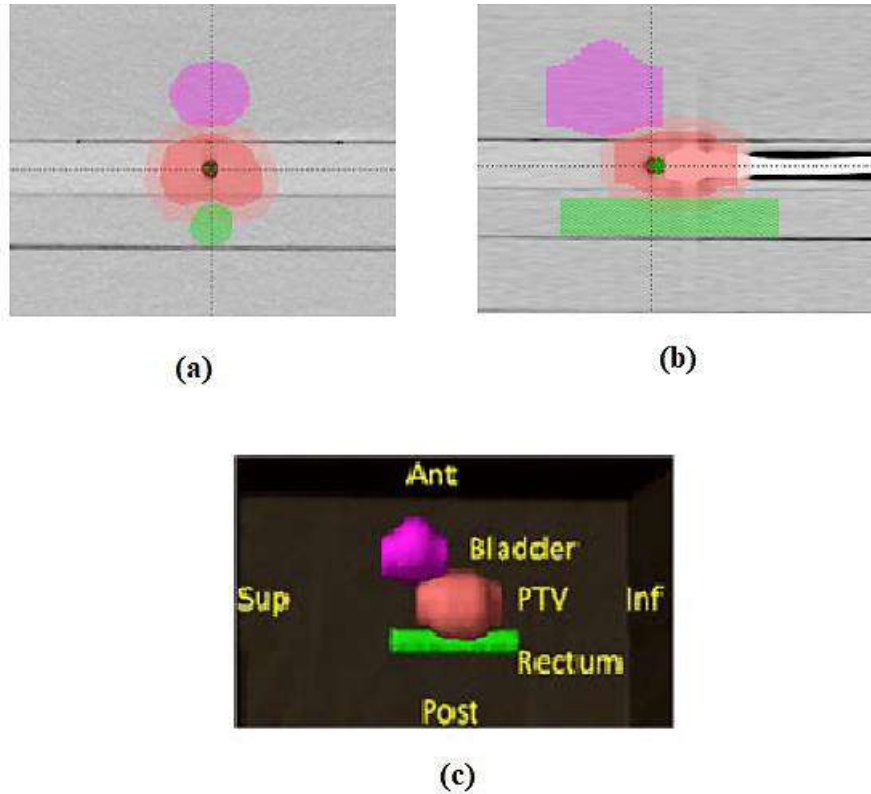
Nota. Fuente: Dosis objetivos extraídos del TG-119

PROSTATA

CTV en forma elipsoidal de 4 cm de ancho de izquierda a derecha en el corte axial, 2.6 cm antero-posterior y 6.5 cm de longitud en dirección céfalo-caudal; PTV ampliado de margen 0.6 cm con respecto al CTV; recto cilíndrico (1.5 cm de radio, 1/3 envuelto en el PTV); vejiga elipsoidal de dimensiones 5 x 4 x 5 cm^3 se incluye al fantoma OCTAVIUS II, como se aprecia en la figura 24. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 24

Fantoma OCTAVIUS con estructuras objetivos Prostata para fines de planificación



Nota. Tomada de (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Los límites de dosis establecidos durante la etapa de planificación del tratamiento son los que se indican en la tabla 4 utilizando la técnica VMAT, dos arcos completos que van desde los 180.1° hasta 179.9° en sentido horario y antihorario, tasa de dosis 600 MU/min, fotones de 6 MV, y rotación de colimador de 45° , prescripción total de 76Gy al PTV. La verificación de la dosis media se realizó con la cámara de ionización Farmer y el análisis de la dosis planar se comprobó con la matriz PTW Seven29 con planes de 200cGy por fracción. (Mynampati et al., 2012)

Tabla 4*Dosis objetivos para estructuras blanco en el caso Clínico Próstata*

Estructura		
	95% del volumen debe	5% del volumen debe
Próstata PTV	recibir al menos 7560 cGy	recibir al menos 8300 cGy
Recto	30% del volumen no debe recibir más de 7000 cGy	10% del volumen no debe recibir más de 7500 cGy
Vejiga	30% del volumen no debe recibir más de 7000 cGy	

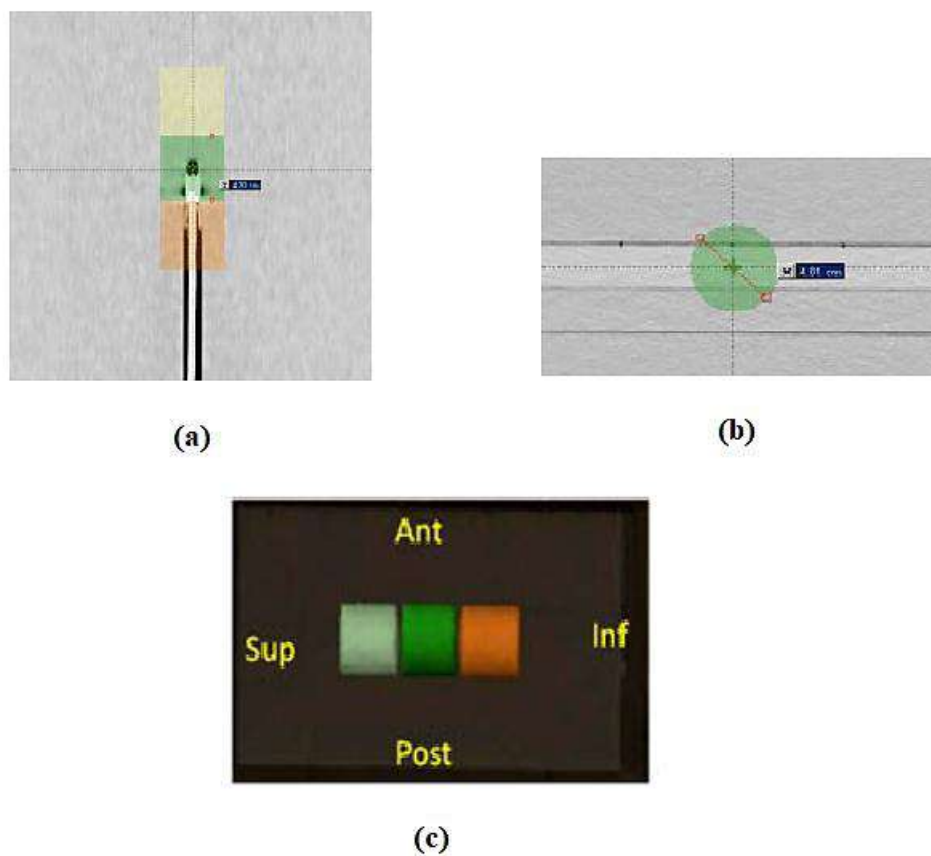
Nota. Fuente: Dosis objetivos extraídos del TG-119

MULTI-OBJETIVO

Se toman en cuenta 3 volúmenes cilíndricos colindantes de singularidad de 4 cm de diámetro y 4 cm de longitud los cuales se incluyen al fantoma OCTAVIUS II, como se aprecia en la figura 25. (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Figura 25

Fantoma OCTAVIUS con estructura objetivo Multi-Objetivo para fines de planificación



Nota. Tomada de (American Association of Physicists in Medicine, 2009)

Los límites de dosis establecidos durante la etapa de planificación del tratamiento son los que se indican en la siguiente tabla utilizando la técnica VMAT, dos arcos completos que van desde los 180.1° hasta 179.9° en sentido horario y antihorario, tasa de dosis 600 MU/min, fotones de 6 MV, y rotación de colimador de 45° , prescripción total de 76Gy al PTV. La verificación de la dosis media se realizó con la cámara de ionización Farmer y el análisis de la dosis planar se comprobó con la matriz PTW Seven29 con planes de 200cGy por fracción. (Mynampati et al., 2012)

Tabla 5

Dosis objetivos para estructuras blanco cilíndricos en el caso Clínico Multi-Objetivo

Estructura		
Objetivo Central	99% del volumen debe	10% del volumen no debe
	recibir al menos 5000 cGy	recibir más de 5300 cGy
Objetivo Superior	99% del volumen debe	10% del volumen no debe
	recibir al menos 2500 cGy	recibir más de 3500 cGy
Objetivo Inferior	99% del volumen debe	10% del volumen no debe
	recibir al menos 1250 cGy	recibir más de 2500 cGy

Nota. Fuente: Dosis objetivos extraídos del TG-119

2.2 EQUIPOS, MATERIALES Y/O TÉCNICAS

2.2.1 EQUIPOS Y MATERIALES

Figura 27 Acelerador lineal CLINAC

2300C – iX



Figura 26 Tomógrafo Simulador Phillips



Figura 28 *Fantoma Octavius II*



Figura 29 *Fantoma PTW MP3 SCANLIFT*



Figura 31 *Electrómetro digital PTW-*

Tándem



Figura 30 *Láminas RW3*



Figura 33 Cámara de Ionización

Farmer 0.6 cm³



Figura 32 Matriz PTW 2D array

sevent29

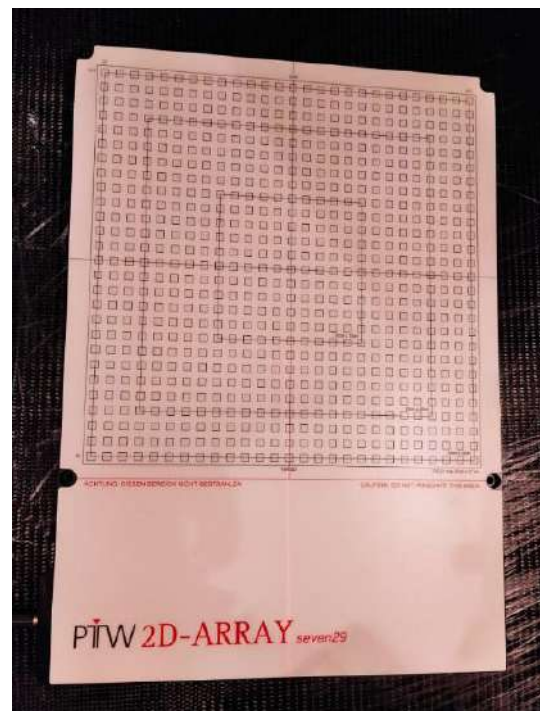


Figura 34 Barómetro



Figura 35 Sistema de planificación Eclipse v13.6

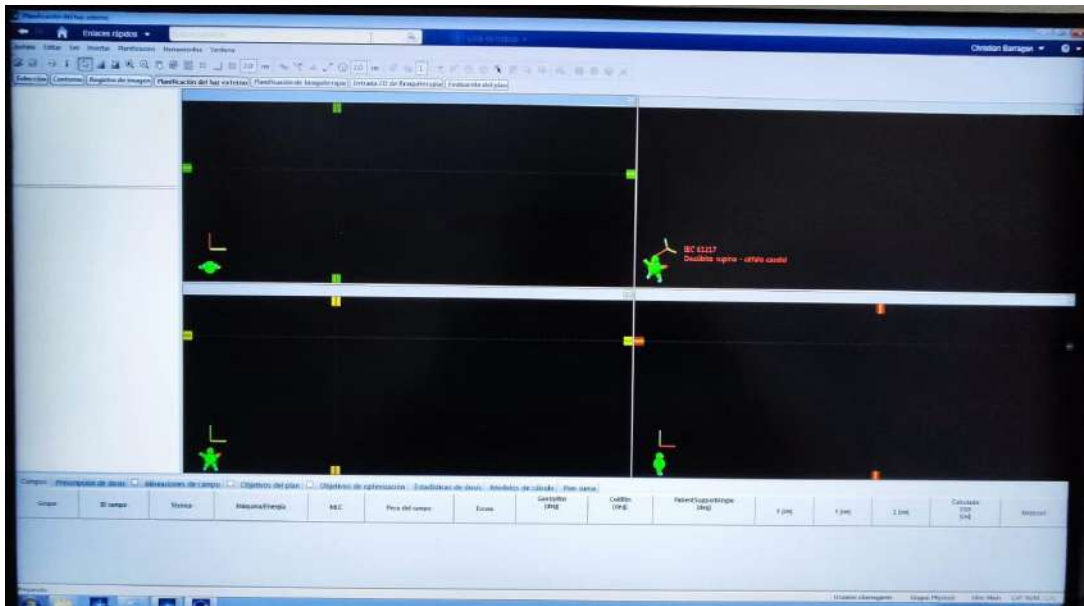
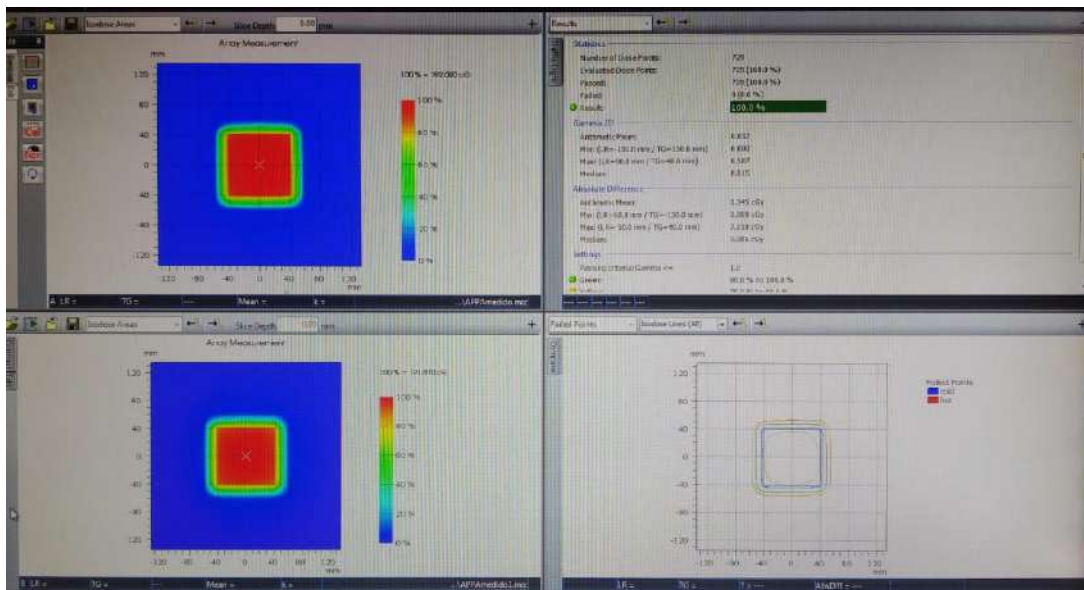


Figura 36 Software de análisis Verisoft v4.2



2.2.2 TECNICAS

Por ser una investigación de ámbito experimental, se sustenta netamente en la metodología previamente descrita.

CAPÍTULO III: RESULTADOS

3.1. CALIBRACIÓN DEL HAZ DE FOTONES 6 MV

Para esta investigación, se empezó con la calibración del haz de fotones de 6 MV del acelerador 2300C-iX mediante la dosimetría absoluta de acuerdo con el protocolo IAEA TRS-398, obteniendo una diferencia porcentual menor al 1%, respecto del valor de referencia (1cGy/UM) por mes como se aprecia en los datos de la Tabla 6.

Tabla 6

Alteración de la tasa de dosis absorbida en Z_{max} con respecto al tiempo.

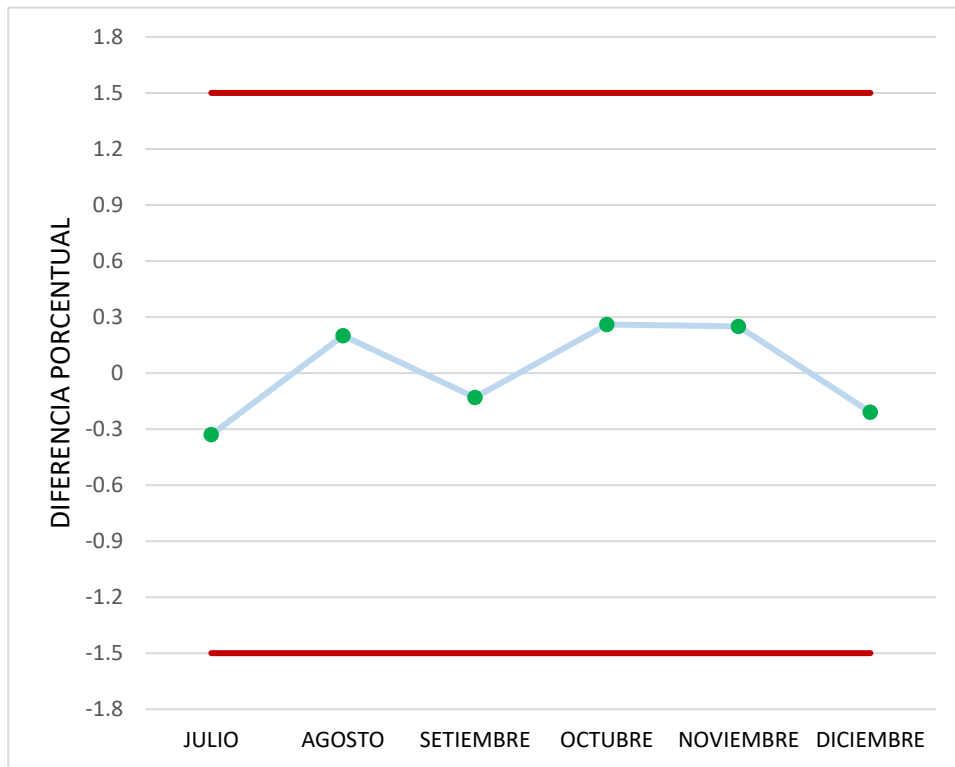
Mes	TASA DE DOSIS ABSORBIDA EN Z_{max} (Gy/MU)	DIFERENCIA PORCENTUAL (%)
JULIO	9.9666×10^{-3}	-0.33
AGOSTO	1.0002×10^{-2}	+0.20
SETIEMBRE	9.9867×10^{-3}	-0.13
OCTUBRE	1.0026×10^{-2}	+0.26
NOVIEMBRE	1.0025×10^{-2}	+0.25
DICIEMBRE	9.9785×10^{-3}	-0.21

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Hay que acotar, que según el TRS-398 la diferencia porcentual máxima permitible es $\pm 1.5\%$ con respecto al valor de referencia de 1 Gy/MU, lo cual al comparar con los

resultados de los diferentes meses como se aprecia en la Figura 28; observamos que cumplimos con el rango de tolerancia establecido en la metodología del protocolo IAEA TRS-398.

Figura 37 *Fluctuación de la tasa de dosis absorbida en el tiempo*



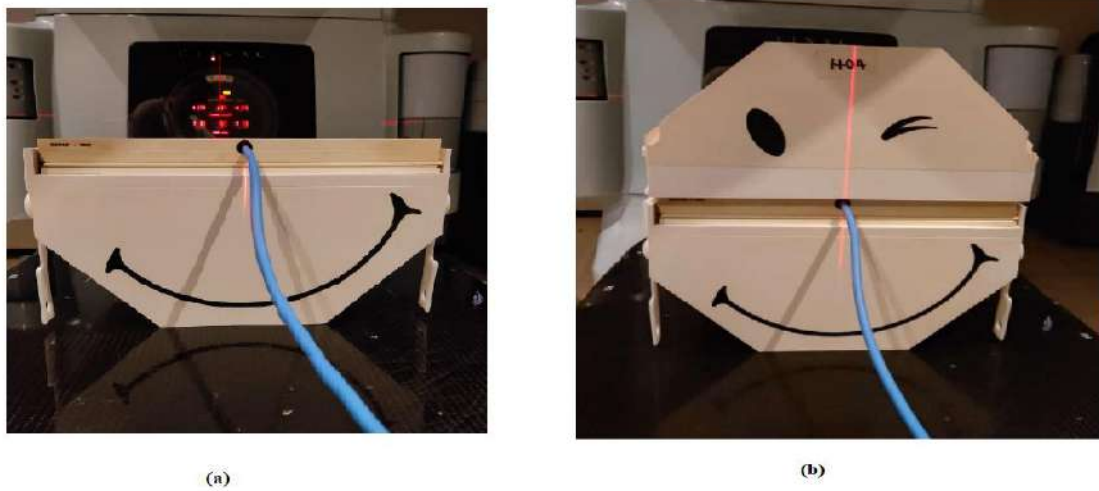
Nota. Fuente: Datos propio del autor

3.2. DOSIMETRÍA PUNTUAL

Para determinar el error relativo dada en dosimetría puntual, se utilizó la cámara Farmer y el fantoma Octavius II de irradiación; tal cual se aprecia en la figura 29:

Figura 38

Disposición de la cámara de ionización y el fantoma Octavius II



Teniendo en cuenta que el $\%DD$ es el porcentaje de diferencia de dosis, D_{medida} es la dosis obtenida por la cámara de ionización, $D_{planificada}$ es la dosis calculada en el TPS y $D_{prescrita}$ es la dosis prescrita el cual es 200 cGy o 2 Gy para usarlo en la Ecuación 12

Tabla 7

Valores de dosis planificadas a una prescripción de 2Gy bajo los criterios del TG-119

TEST	DOSIS PLANIFICADA (Gy)	STD (Gy)
AP/PA	2.015	0.009
BANDAS	2.013	0.011
FORMA - C	0.658	0.032
CABEZA Y CUELLO	2.075	0.017
MULTI-OBJETIVO	2.135	0.008
PRÓSTATA	2.118	0.011

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 8*Valores de dosis medidas a una prescripción de 2Gy bajo los criterios del TG-119*

TEST	DOSIS MEDIDAS (Gy)	STD (Gy)
AP/PA	2.004	0.026
BANDAS	2.002	0.026
FORMA - C	0.664	0.008
CABEZA Y CUELLO	2.072	0.026
MULTI-OBJETIVO	2.163	0.028
PRÓSTATA	2.135	0.027

Nota. Fuente: Datos propio del autor**Tabla 9***Contrastación entre las dosis planificadas y las dosis medidas en las diferentes pruebas del TG-119*

TEST	DOSIS PLANIFICADA (Gy)	DOSIS MEDIDAS (Gy)	DIFERENCIA DE DOSIS (Gy)	ERROR RELATIVO (%)
AP/PA	2.015	2.004	-0.0055	-0.55
BANDAS	2.013	2.002	-0.0055	-0.55
FORMA - C	0.658	0.664	0.0030	0.30
CABEZA Y CUELLO	2.075	2.072	-0.0015	-0.15
MULTI- OBJETIVO	2.135	2.163	0.0140	1.40
PRÓSTATA	2.118	2.135	0.0085	0.85

Nota. Fuente: Datos propio del autor

El TG-119 sugiere error relativo máximo de $\pm 5\%$ relacionado en la dosimetría puntual, pero al analizar los datos de la Tabla 9, se aprecia que el test de Multi-objetivo se obtiene un error relativo de $+1.40\%$ el cuál es máximo en comparación de los demás resultados.

Por ende, de los resultados se puede establecer un error relativo máximo que se pueda dar de $\pm 3\%$, lo cual implica obtener un 97% de aprobación en la dosimetría puntual.

3.3. DOSIMETRÍA PLANAR

Para determinar el índice gamma y el porcentaje de aceptación dada en la dosimetría planar, se hizo uso del arreglo de cámara de ionización seven29 y el fantoma Octavius II de irradiación; como se aprecia en la figura 39:

Figura 39

Disposición del arreglo de cámaras de ionización seven29 y el fantoma Octavius II



(a)



(b)

PRUEBAS PRELIMINARES

Los productos preliminares se obtuvieron con el objetivo de determinar la fiabilidad del sistema en la entrega de dosis no-modulada. La relevancia de esta verificación radica en que se utilizaron los valores AP/PA y Bandas para comparar la dosis planificada en campo abierto y cerrado.

La dosimetría planar obtenida usando matrices adolece de baja resolución espacial debido a la separación entre los detectores, sin embargo hay que tener en cuenta que la respuesta del arreglo de cámara de ionización ²⁹ se degrada con el tiempo debido a que se dañan o se exponen a la radiación la sección electrónica del arreglo, lo que afecta a la sensibilidad. Por esta razón, previa a la toma de datos se adoptó la decisión de realizar una calibración cruzada antes de cada medición, para luego usar el software Verisoft y llevar a cabo el análisis gamma correspondientes.

Tabla 10

Contrastación entre las dosis en la cámara de ionización central del arreglo en la planificación y las dosis medidas en el centro del arreglo de cámaras de ionización

TEST	DOSIS C.I. CENTRAL DEL ARREGLO (Gy)	DOSIS MEDIDAS (Gy)	DIFERENCIA DE DOSIS (Gy)	ERROR RELATIVO (%)
AP/PA	1.997	2.004	-0.007	-0.7
BANDAS	1.997	2.002	-0.005	-0.5

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Por obtener discrepancias bajas como se aprecia en la tabla 10, se logra verificar la confiabilidad del sistema y se procede a los casos de dosis de forma modulada.

PRUEBAS CLÍNICAS

El reporte IAEA TG119 recomienda un porcentaje de aceptación de los puntos evaluados en los mapas de dosis $\geq 95 \%$, durante los procedimientos de control de calidad de los planes de tratamiento; para la comparación de la función gamma, con un criterio de tolerancia de distancia de acuerdo a la dosis de 3 mm y diferencia de dosis de 3 %, al comparar las distribuciones de dosis obtenidas tanto por el planificador y durante el proceso de medida.

Los valores promedios obtenidos para los índices gammas y los porcentajes de aceptación de las diferentes pruebas se muestran en la Tabla 11. Así mismo, para la información detallada referirse al anexo B.1.

Tabla 11 Resultados promedios del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en pruebas de AAPM TG-119, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)

TEST	DOSIS PLANIFICADA (cGy)	DOSIS MEDIDOS (cGy)	INDICE GAMMA (≤ 1)	PORCENTAJE DE ACEPTACIÓN (%)
AP/PA	200.027	200.410	0.301	100
BANDAS	315.336	316.550	0.290	100
CABEZA Y CUELLO	232.420	232.420	0.570	96.15
FORMA - C	232.623	222.573	0.425	96.45
MULTI- OBJETIVO	227.351	218.115	0.470	96.0
PRÓSTATA	224.837	223.505	0.370	97.43

Nota. Fuente: Datos propio del autor

3.4. DOSIS OBJETIVO EN LAS ESTRUCTURAS CLINICAS TG-119

Tabla 12 Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de cabeza y cuello.

Estructura	Parámetro	TG-119	VMAT	
		Dosis Objetivo (Gy)	Dosis Planificada (Gy)	SD (Gy)
PTV	D_{90}	50.00	50.66	1.33
	D_{99}	>46.50	47.76	1.33
	D_{20}	< 55.00	53.13	1.33
CORD	$D_{Máx}$	< 40.00	33.13	7.42
PARÓTIDA IZQUIERDA	D_{50}	< 20.00	20.14	9.51
PARÓTIDA DERECHA	D_{50}	< 20.00	18.40	9.77

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 13 Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de Forma en C

Estructura	Parámetro	TG-119	VMAT	
		Dosis Ideal (Gy)	Dosis Planificada (Gy)	SD (Gy)
PTV	D_{90}	50.00	50.22	1.32
	D_{99}	< 55.00	46.87	1.32
CORE	D_{10}	< 25.00	20.60	3.47

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 14 Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de Próstata.

Estructura	Parámetro	TG-119	VMAT	
		Dosis Ideal (Gy)	Dosis Planificada (Gy)	SD (Gy)
PTV	D_{95}	> 75.60	77.10	1.72
	D_5	< 83.00	82.53	1.72
RECTO	D_{30}	< 70.00	63.25	2.34
	D_{10}	< 75.00	74.28	2.34
VEJIGA	D_{30}	< 70.00	36.65	2.02
	D_{10}	< 75.00	54.18	2.02

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 15 Dosis objetivo de la AAPM TG 119 contrastado con las dosis planificadas en VMAT con desviación estándar (SD), para prueba de Multi-Objetivo.

Estructura	Parámetro	TG-119	VMAT	
		Dosis Ideal (Gy)	Dosis Planificada (Gy)	SD (Gy)
OBJETIVO	D_{99}	> 50.00	48.86	1.48
CENTRAL	D_{10}	< 53.00	53.62	1.48
OBJETIVO	D_{99}	> 25.00	26.02	2.32
SUPERIOR	D_{10}	< 35.00	33.63	2.32
OBJETIVO	D_{99}	> 12.00	12.75	3.04
INFERIOR	D_{10}	< 25.00	23.50	3.04

Nota. Fuente: Datos propio del autor

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

A lo largo del trabajo se mencionó la correlación entre los resultados obtenidos por varios instrumentos de medición y los resultados obtenidos por el sistema de planificación en un conjunto de casos siguiendo los lineamientos de la AAPM TG-119.

Con respecto a la dosimetría puntual, los resultados obtenidos en la Tabla 9; nos muestra un menor error relativo perteneciente a la prueba de Cabeza y Cuello con -0.15% , por otro lado el mayor error relativo obtenido es en la prueba de Multi-objetivo con $+1.40\%$, a pesar de que la AAPM TG-119 nos recomienda tener un máximo permitible de $\pm 5\%$ de error relativo. Al contrastar los resultados obtenidos con resultados de investigaciones externos mencionados en la sección de antecedentes como los cuales son: Gordon (2011) alcanzó un error relativo máximo de 2% , teniendo una aprobación de 98% en la dosimetría puntual, Garavito (2016) alcanzó un error relativo máximo de 3% , teniendo una aprobación de 97% en la dosimetría puntual, Esquivel Pac (2019) alcanzó un error relativo máximo de 7% , estableciendo una aprobación mínima de 90% en la dosimetría puntual y Estrada (2020) alcanzó un error relativo máximo de 3% , teniendo una aprobación de 97% en la dosimetría puntual. Se infiere que los resultados de esta investigación están concorde en los rangos de otros resultados.

Por otro lado, referente a la dosimetría planar los resultados plasmados en la Tabla 11; nos muestra que todas las pruebas cumplen con índice gamma <1 y un menor porcentaje de aceptación perteneciente a la prueba de Cabeza y Cuello con 96.15%, por otro lado el mayor porcentaje de aceptación obtenido es en la prueba de Próstata con +97.43%, con respecto a las pruebas clínicas y teniendo porcentajes de aceptación de 100% en los pruebas preliminares, recalcando que la AAPM TG-119 nos recomienda tener porcentajes de aceptación por encima de 95 %. Al contrastar los resultados obtenidos con resultados de investigaciones externos mencionados en la sección de antecedentes como los cuales son: Gordon (2011) sus resultados de porcentaje de aceptación fueron superiores al 98 %, Gonzales (2014) sus resultados de porcentaje de aceptación fueron superiores al 99.4 %, Garavito (2016) sus resultados de porcentaje de aceptación fueron superiores al 97%, Esquivel Pac (2019) sus resultados de porcentaje de aceptación fueron superiores al 94.4 % y Estrada (2020) sus resultados de porcentaje de aceptación fueron superiores al 97 % y en todos los casos pasaron la pruebas de índice gamma. Se infiera que los resultados de esta investigación están concorde en los rangos de las demás investigaciones.

Se debe tener en cuenta, que en la sección de las dosis objetivo en las estructuras clínicas TG-119, se obtuvo dosis de planificación que cumplen con las restricciones de lo requerido en las diferentes pruebas de Cabeza y Cuello, Forma-C, Próstata y Multi-Objetivo. Se debe mencionar que en el la prueba Cabeza y Cuello, a pesar de que los órganos en riesgo cumplen con las restricciones, se debe tomar en cuenta que se tiene una gran desviación estándar.

CAPÍTULO IV: CONCLUSIONES

En el presente estudio se ha alcanzado verificar la constancia en la tasa de dosis que entrega el acelerador lineal, a través de la calibración del haz, mediante la dosimetría absoluta de acuerdo con el protocolo del IAEA 398 obteniendo una diferencia porcentual menor al 1 %, respecto al valor de referencia.

Las medidas en la dosimetría puntual obtenidas con la cámara de ionización tipo Farmer y fantoma Octavius II, se encuentran en el intervalo ± 3 % de aceptación cotejadas con las calculadas por el sistema de planificación TPS Eclipse. Obteniendo errores relativos en las pruebas de AP/PA (-0.55 %), Bandas (-0.55%), Forma-C (+0.30 %), Cabeza y Cuello (-0.15 %), Multi-objetivo (+1.40 %) y Próstata (0.85 %).

En la dosimetría puntual encontramos que el error relativo máximo aceptable para el protocolo de control de calidad es ± 3 %, rangos perteneciente entre 97 – 103 % de aceptación.

Para el sistema de planificación de tratamiento se logró constatar la calidad para cumplir las metas y restricciones durante la planificación en técnica VMAT mediante los análisis dosimétricos y gamma, se verificó que se encuentra dentro de los estándares ansiados. En la dosimetría planar, todas las pruebas pasaron con éxito el criterio del índice gamma de ≤ 1 .

En la restricciones para la aceptación de planes de tratamiento con parámetros de criterio gamma 3 % de diferencia de dosis (DD) y 3 mm de distancia de acuerdo (DTA) bajo un porcentaje de aceptación no menor a 95 % en los puntos evaluados con el uso del arreglo de cámara de ionización sevent²⁹. Obteniendo los siguientes resultados de porcentajes de aceptación en las pruebas de AP/PA (100 %), Bandas (100 %), Forma - C (96.45 %), Cabeza y Cuello (96.15 %), Multi-objetivo (96 %) y Próstata (97.43 %).

En la dosimetría planar encontramos que el porcentaje de aceptación de los puntos evaluados entre las dosis medidas y planificadas debe ser no menor al 95 % para la estandarización en la implementación del protocolo de control de calidad

REFERENCIAS

- Albuquerque Carbuccia, H., Álvarez González, A., Arribas Alpente, L., Caeiro Muñoz, M., & Garcia Ríos, L. (2006). *Volumenes blanco en radioterapia conformada 3D*. Madrid.
- American Association of Physicists in Medicine. (2009). *TG119 IMRT Commissioning tests instructions for planning, measurement and analysis*.
- Benavides, S., Vasquez, J., & Angulo, A. (2009). *Protocolo de control de calidad dosimétrico para tratamientos de radioterapia con intensidad modulada en la Fundación Valle del Lili*. Cali.
- Beorchia, A. (2014). Comprehensive Division of Radiotherapy. *Health Promoting Hospital - Trieste*.
- Brualla González, L. (2015). *Dosimetría y verificación de tratamientos en Radioterapia: Intercomparación de soluciones existentes y desarrollo de soluciones basadas en cámaras de ionización líquida*. Valencia.
- Calero Gómez, P. (2021). *Caracterización de los coeficientes de calibración de una cámara de ionización utilizada en radioterapia intraoperatoria mediante simulación monte carlo*. Valencia.
- Chen, A., Li, Z., Chen, L., & Lin, M. (2019). *The influence of increment of gantry on VMAT plan quality for cervical cancer*.

- Clemente Gutiérrez, F., & Pérez Vara, C. (2014). Validación de un sistema de control de calidad pre-tratamiento 3D en técnicas volumétricas basado en matrices bidimensionales de detectores. *Física Medica - SEFM*, 11-32.
- Djoumessi Zamo, C., & Ndontchueng Moyo, M. (2021). *Validation of a 3D Pretreatment Quality Assurance Tool for Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)*. Douala.
- Español, R. (2014). *Comisionamiento e implementación de la técnica IMRT y VMAT con Rapidarc con intercomparación del RPC*. Bogota.
- Esquivel Pac, C. J. (2019). *Control de calidad anual para radioterapia de intensidad modulada utilizando el end to end test*. Guatemala.
- Estrada , J. (2020). *Comisionamiento de colimador Multiláminas Agility para el sistema de planificación de tratamiento Mónaco realizado en el Centro Nacional de Radioterapia de junio a septiembre del año 2020*. Mexico: UNANM.
- Fernández-Varea, J. M., Brosed, A., González Leitón, A. M., & Gracia Ezpeleta, Á. (2011). *Fundamentos de Física Médica, Vol I*. Madrid: Sociedad Española de Física Médica.
- Garavito, J. (2016). *Estudio de los parámetros de cálculo de dosis en el sistema de planeación Monaco para VMAT en pulmón*.
- Gonzales, A., Garcia, B., Ramirez, J., & Marquina, J. (2014). *Implementación de control de calidad dosimétrico en tratamientos de IMRT y VMAT en radioterapia usando diodos*. Cuzco.
- Gordon Mark, M. (2011). *Evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) patient specific quality assurance*. Louisiana.

- Hernández Vitoria, A., Lizuain Arroyo, M. C., & Picón Olmos, C. (2004). *Radioterapia externa I: Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. España: Sociedad Española de Física Médica .
- ICRU 62. (1999). *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. MARILAND.
- Ixquiac Cabrera, M. E. (2019). *Análisis para la implementación de un criterio de evaluación gamma en tratamientos de radioterapia VMAT*. Guatemala.
- Kazmierska, J., Jornet Sala, N., Leech, M., Jereczek-Fossa, B. A., Lievens, Y., & Yarnold, J. (2018). Radiotherapy: seizing the opportunity in cancer care. *Marie Curie Legacy*.
- Khan, F., & Gibbons, J. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy* (Sexta ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins/Wolters Kluwer.
- Letourneau , D., Di Yan, M., Oldham, M., & Wong, J. (2004). *Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance*. Florida.
- Limache Garcia, A., & Manrique Hinojosa, J. (2018). *Manual en Salud Prevención de Cáncer*. INEN, Dirección de control de Cáncer, Lima.
- Low, D. A., Moran, J. M., Dempsey, J. F., Dong, L., & Oldham, M. (2011). *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. Washington: AAPM.
- Miften, M., Olch, A., Mihailidis, D., Moran, J., Pawlicki, T., & Molineu, A. (2018). Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *American Association of Physicists in Medicine*.

- Mynampati, D. K., Yaparpalvi, R., Kuo, H.-C., Mah, D., & Hong, L. (2012). *Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT)*. New York.
- Núñez, G. (2021). *Implementación del protocolo AAPM TG-218 para controles de calidad paciente específico en el acelerador lineal, Halcyon*. Mendoza.
- Organismo Internacional de Energía Atómica. (2005). *TRS 398-Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*. Viena.
- Otto, K. (2007). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Association Medical Physics* .
- Podgorsak, E. (2005). *Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA.
- Serna, A. (2015). *Radiocirugía con arco terapia de intensidad modulada: comparaciones dosimétricas y resultados clínicos en el tratamiento de metástasis intracraneales*. Murcia.
- Smith, B. (2021). *Implementation of Treatment Planning System Quality Assurance*. Oregon.
- Valente, M. (2017). *Física de la Radioterapia*. Temuco: Universidad de la Frontera (UFRO).
- Webb, S. (1997). *The Physics of Conformal Radiotherapy*. Londres.
- Webb, S. (2003). *The physical basis of IMRT and inverse planning*. Londres.

ANEXOS

ANEXO A

EQUIPOS Y MATERIALES

A.1 CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER

Tabla 16 *Características de la Cámara de Ionización Farmer*

ESPECIFICACIONES	CARACTERÍSTICAS
Marca	PTW-Freiburg / 30013
Material de la pared	0.3335 mm PMMA
Densidad de la pared	PMMA: 1.19 g.cm^3 / Grafito: 1.85 g.cm^3
Rango de aplicación	30 Kev – 50 MeV
Magnitudes de medición	Kerma en aire, Dosis absorbida, exposición, tasa de exposición.
Volumen sensible	0.6 cm^3
Diseño	Sumergible en agua, abierto al aire
Punto de referencia	Sobre el eje a 13 mm de la punta de la cámara
Dependencia direccional	$< \pm 0.5 \%$ alrededor del eje de la cámara para una inclinación del eje
Respuesta nominal	20 nC/ Gy
Tensión de la cámara	$\pm (100-400) \text{ V}$
Efecto de polaridad	$\leq 0.5 \%$
Corriente de fuga	$\pm 4 \text{ fA}$
Fuga de los cables	$\leq 1 \text{ pC}/(\text{Gy.cm})$

Nota. Fuente: Datos obtenidos del catálogo de detectores de radiación ionizante del PTW.

A.2 LÁMINAS RW3 USADAS EN PRUEBAS PRELIMINARES

Tabla 17 Características de las Láminas RW3

ESPECIFICACIONES	CARACTERÍSTICAS
Marca	RW3 slab phantom T29672
Aplicación	Material equivalente al agua usado en dosimetría de haces de fotones y electrones
Rango de uso en fotones	Máximo 25 MV
Rango de uso en electrones	5 MeV – 25 MeV
Material	Poliestireno
Tamaño de láminas	300 x 300 mm ²
Espesor de láminas	1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm
Densidad	1.045 g.cm ³
Valor medio Z/A	0.536

Nota. Fuente: Datos obtenidos del catálogo de detectores de radiación ionizante del PTW.

A.3 OCTAVIUS II

Tabla 18 Características de la Fantoma Octavius II

ESPECIFICACIONES	CARACTERÍSTICAS
Marca	PTW – Freiburg / 40054
Tipo de detector	Fantoma sólido octogonal con inserto para un arreglo d cámara de ionización
Dimensiones	Diámetro octogonal de 320 mm, longitud de 320 mm, separable
Densidad	1.04 g.cm ³
Material	Poliestireno

Accesorios	Placas de PMMA con inserto para cámara de ionización, inserto de placas radiográficas, inserto para fantoma no homogéneo T40037
Utilidad	Verificación de planes de tratamiento IMRT / VMAT
Rango de temperatura de uso	10° C - 40° C
Condiciones de almacenamiento	Humedad relativa: 10 % - 85 % y presión atmosférica: 600 hPa – 1200 hPa

Nota. Fuente: Datos obtenidos del catálogo de detectores de radiación ionizante del PTW.

A.4 ARREGLO DE CAMARA DE IONIZACIÓN SEVENT29

Tabla 19 Características del arreglo de cámara de ionización sevent29 de PTW

ESPECIFICACIONES	CARACTERÍSTICAS
Tecnología del detector	Cámara de ionización plano-paralelo ventilada
Disposición de detector	Patrón cuadrado, con una separación de 10 mm en toda el área de medición
Número de detectores	729
Tamaño del detector	5 x 5 x 5 mm ³
Espaciado entre los detectores	10 mm de centro a centro
Tamaño máximo del campo	27 x 27 cm ²
Cobertura del campo de detector	25 %
Máxima tasa de dosis	48 Gy/min
Frecuencia de muestreo	200 ms
Ventajas	Cobertura de campos grandes, espaciado uniforme entre las cámaras, cobertura de campo al 100 %, amplio rango de tasa de dosis, se acopla a múltiples fantomas.

Nota. Fuente: Datos obtenidos del catálogo de detectores de radiación ionizante del PTW

ANEXO B

DATOS MEDIDOS

B.1 DOSIS MEDIDAS EN LAS PRUEBAS CLÍNICAS

Tabla 20 Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Cabeza y Cuello, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)

Cabeza y Cuello	DOSIS PLANIFICADA (cGy)	DOSIS MEDIDOS (cGy)	INDICE GAMMA (≤ 1)	PORCENTAJE DE ACEPTACIÓN (%)
1	232.420	226.230	0.550	96.3
2	232.420	226.060	0.562	96.8
3	232.420	225.560	0.572	96.2
4	232.420	224.100	0.594	95.3
<i>L_{promedio}</i>	232.420	232.42	0.570	96.15

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 21 Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Forma - C, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)

Forma - C	DOSIS PLANIFICADA (cGy)	DOSIS MEDIDOS (cGy)	INDICE GAMMA (≤ 1)	PORCENTAJE DE ACEPTACIÓN (%)
1	223.623	222.640	0.420	96.6
2	232.623	222.580	0.426	96.4
3	232.623	222.600	0.427	96.2
4	232.623	222.470	0.426	96.6
<i>L_{promedio}</i>	232.623	222.573	0.425	96.45

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 22 Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Próstata, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)

PROSTATA	DOSIS PLANIFICADA (cGy)	DOSIS MEDIDOS (cGy)	INDICE GAMMA (≤ 1)	PORCENTAJE DE ACEPTACIÓN (%)
1	224.837	225.120	0.365	97.8
2	224.837	223.650	0.374	97.4
3	224.837	222.280	0.374	97.1
4	224.837	222.970	0.368	97.4
<i>L_{promedio}</i>	224.837	223.505	0.370	97.43

Nota. Fuente: Datos propio del autor

Tabla 23 Resultados del análisis gamma en planes de tratamiento VMAT en prueba Multi - Objetivo, con criterios gamma 3% de diferencia de dosis (DD) y 3mm de distancia de acuerdo (DTA)

MULTI- OBJETIVO	DOSIS PLANIFICADA (cGy)	DOSIS MEDIDOS (cGy)	INDICE GAMMA (≤ 1)	PORCENTAJE DE ACEPTACIÓN (%)
1	227.351	218.000	0.469	95.9
2	227.351	218.240	0.467	96.2
3	227.351	218.080	0.473	96.0
4	227.351	218.140	0.471	95.9
<i>L_{promedio}</i>	227.351	218.115	0.470	96.0

Nota. Fuente: Datos propio del autor

ANEXO C

RESULTADOS DEL SOFTWARE VERISOFT v 4.2

C.1 TEST AP/PA

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID PRELIMINAR-APPA

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	729 (100.0 %)
Failed	0 (0.0 %)
Result	100.0 % (Green)

Gamma 2D

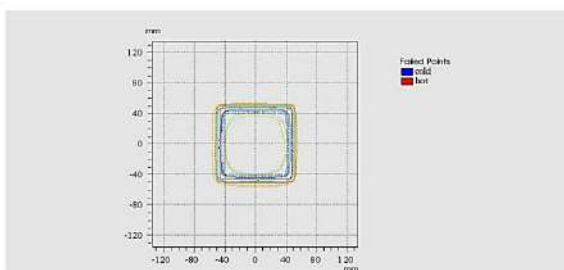
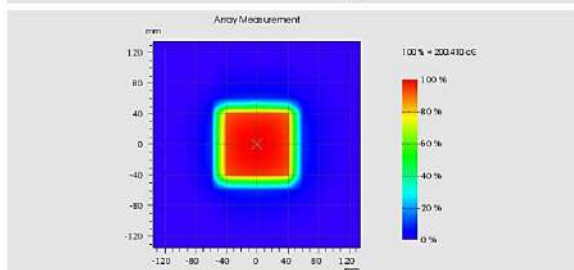
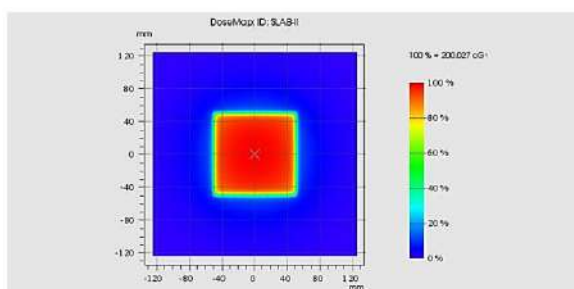
Arithmetic Mean	0.301
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	0.994
Median	0.298

Absolute Difference

Arithmetic Mean	2.551 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	25.564 cGy
Median	2.025 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.2 TEST BANDAS

Administrative Data

Institution	CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist	BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID	PRELIMINAR-BANDAS

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	729 (100.0 %)
Failed	0 (0.0 %)
Result	100.0 % (Green)

Gamma 2D

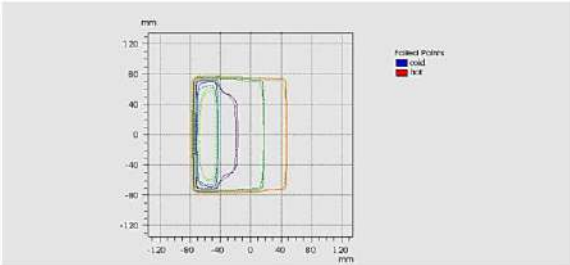
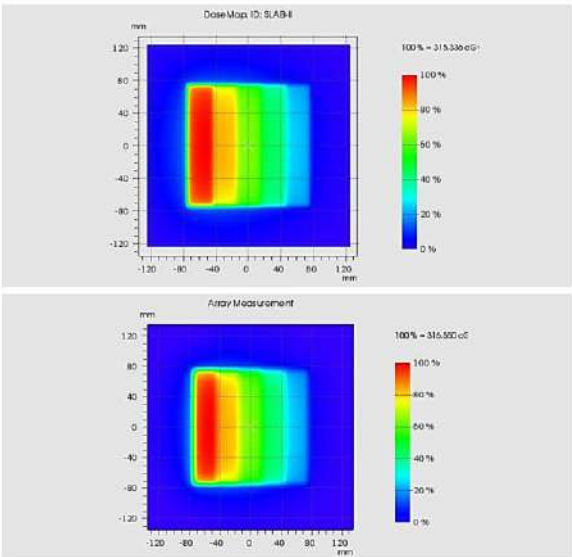
Arithmetic Mean	0.290
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = -60.0 mm; TG = 100.0 mm)	0.690
Median	0.261

Absolute Difference

Arithmetic Mean	2.995 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = -20.0 mm; TG = 70.0 mm)	11.895 cGy
Median	2.560 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.3 TEST CABEZA Y CUELLO

C.3.1 PRIMER TEST DE CABEZA Y CUELLO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID CABEZA Y CUELLO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	695 (95.3 %)
Failed	34 (4.7 %)
Result	95.3 % (Green)

Gamma 2D

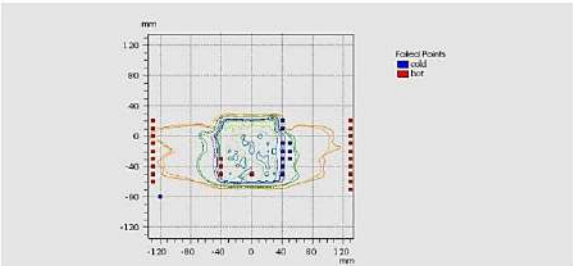
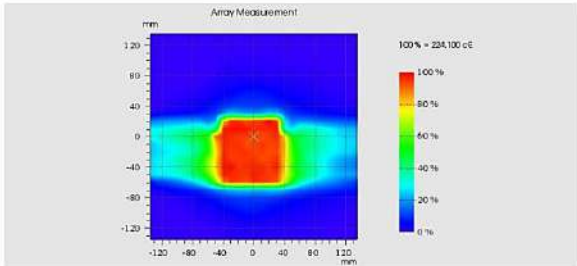
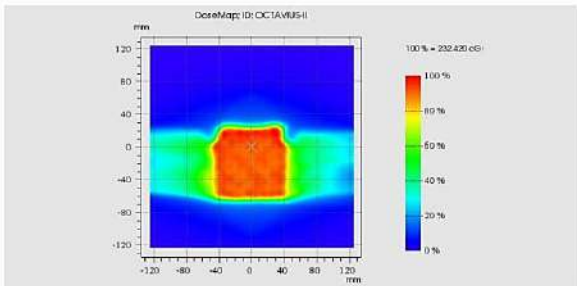
Arithmetic Mean	0.594
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	10.661
Median	0.388

Absolute Difference

Arithmetic Mean	5.000 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	71.672 cGy
Median	3.097 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.3.2 SEGUNDO TEST DE CABEZA Y CUELLO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID CABEZA Y CUELLO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	701 (96.2 %)
Failed	28 (3.8 %)
Result	96.2 % (Green)

Gamma 2D

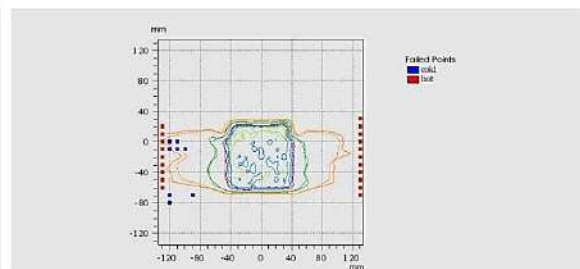
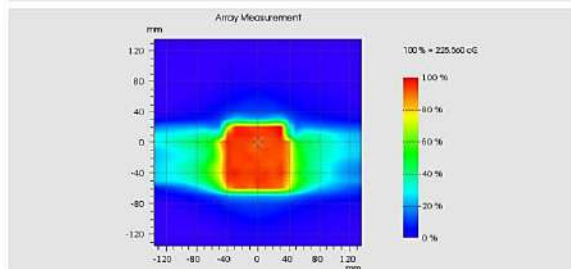
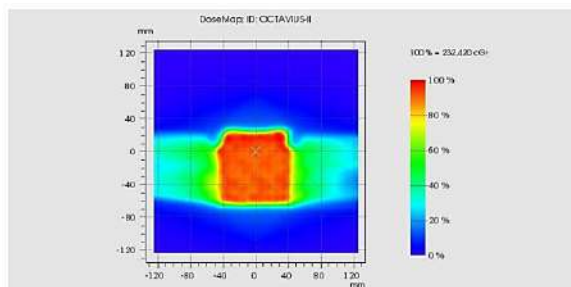
Arithmetic Mean	0.572
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	10.162
Median	0.366

Absolute Difference

Arithmetic Mean	4.616 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	68.765 cGy
Median	3.023 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.3.3 TERCER TEST DE CABEZA Y CUELLO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID CABEZA Y CUELLO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	702 (96.3 %)
Failed	27 (3.7 %)
Result	96.3 % (Green)

Gamma 2D

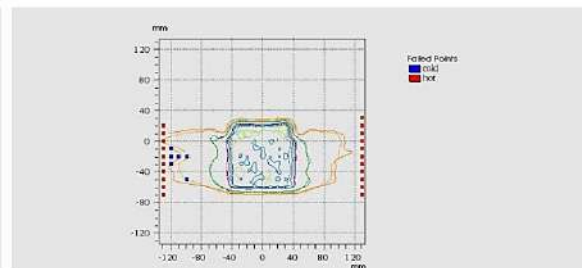
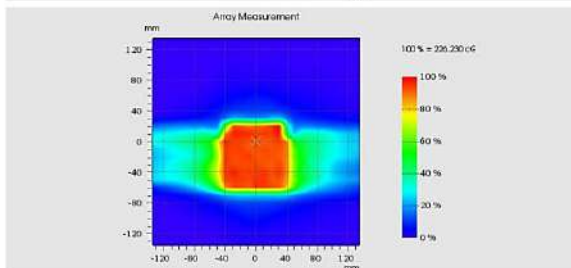
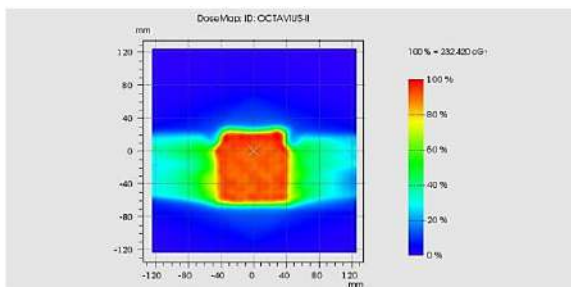
Arithmetic Mean	0.550
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	10.376
Median	0.347

Absolute Difference

Arithmetic Mean	4.281 cGy
Min (LR = 10.0 mm; TG = -20.0 mm)	0.000 cGy
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	70.424 cGy
Median	2.862 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.3.4 CUARTO TEST DE CABEZA Y CUELLO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID CABEZA Y CUELLO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	706 (96.8 %)
Failed	23 (3.2 %)
Result	96.8 % (Green)

Gamma 2D

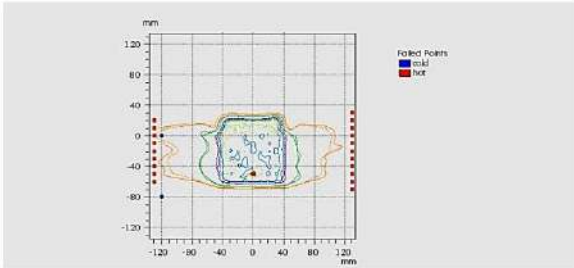
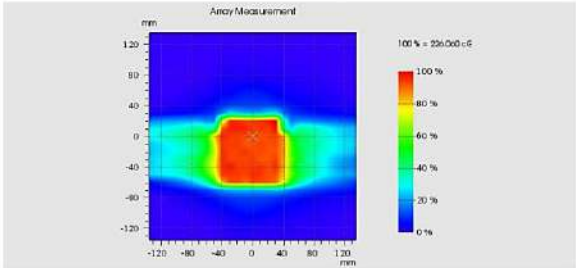
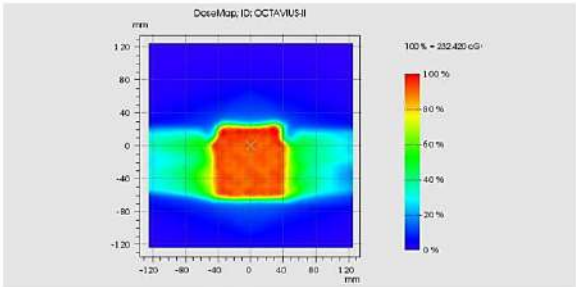
Arithmetic Mean	0.562
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	10.189
Median	0.371

Absolute Difference

Arithmetic Mean	4.535 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = -130.0 mm; TG = 0.0 mm)	69.101 cGy
Median	3.026 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.4 TEST FORMA - C

C.4.1 PRIMER TEST FORMA - C

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID FORMA-C

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	704 (96.6 %)
Failed	25 (3.4 %)
Result	96.6 % (Green)

Gamma 2D

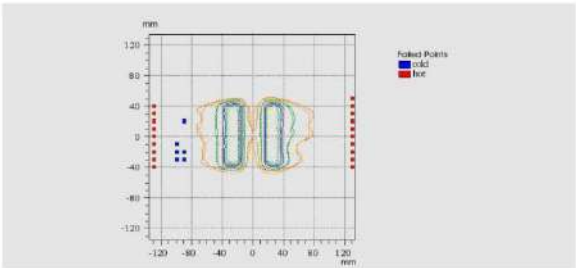
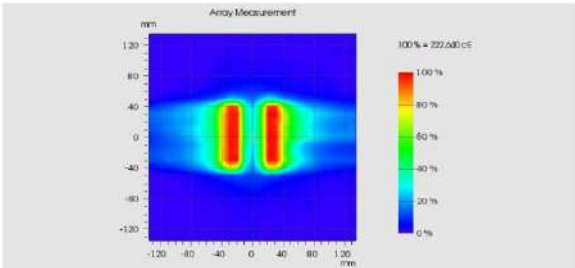
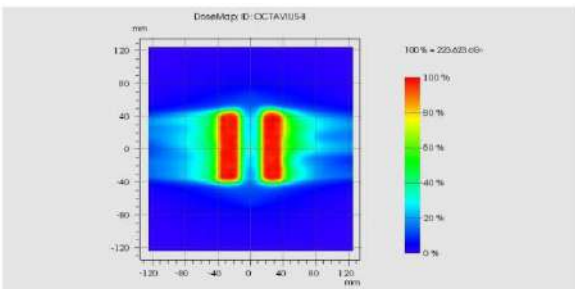
Arithmetic Mean	0.420
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	6.097
Median	0.310

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.544 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	40.721 cGy
Median	2.393 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.4.2 SEGUNDO TEST FORMA - C

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID FORMA-C

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	701 (96.2 %)
Failed	28 (3.8 %)
Result	96.2 % (Green)

Gamma 2D

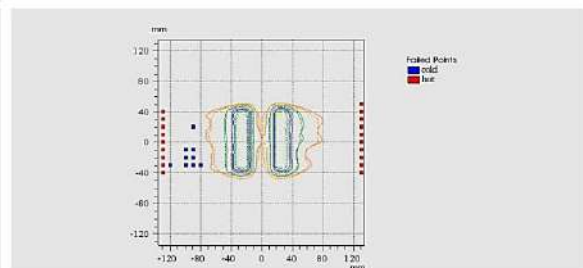
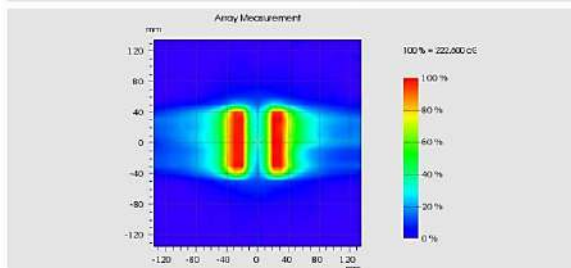
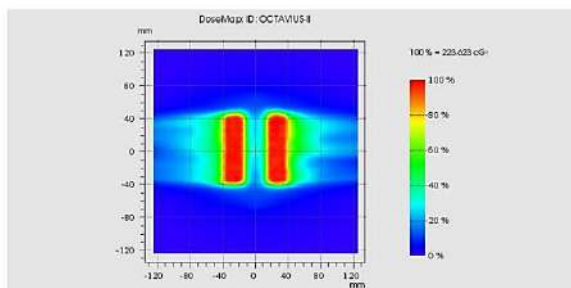
Arithmetic Mean	0.427
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	6.085
Median	0.315

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.617 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	40.636 cGy
Median	2.486 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.4.3 TERCER TEST FORMA - C

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID FORMA-C

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	704 (96.6 %)
Failed	25 (3.4 %)
Result	96.6 % (Green)

Gamma 2D

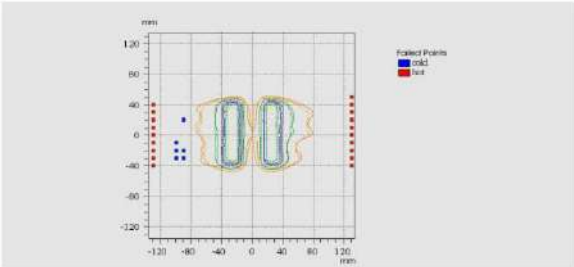
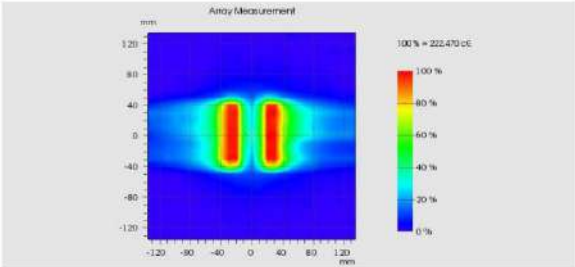
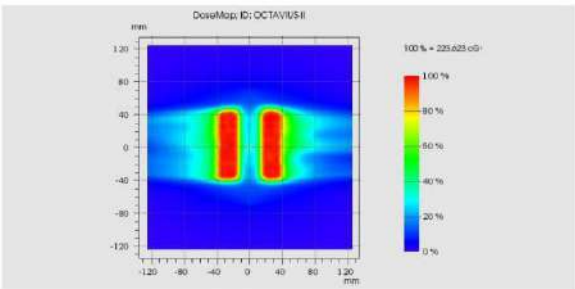
Arithmetic Mean	0.426
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	5.969
Median	0.315

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.603 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	39.841 cGy
Median	2.452 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.4.4 CUARTO TEST FORMA - C

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID FORMA-C

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	703 (96.4 %)
Failed	26 (3.6 %)
Result	96.4 % (Green)

Gamma 2D

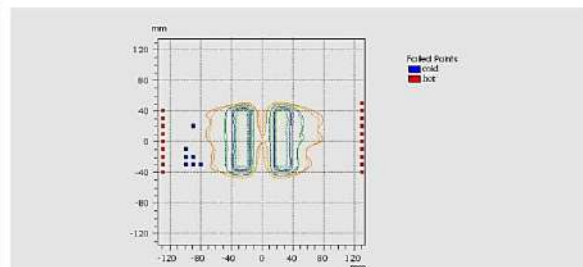
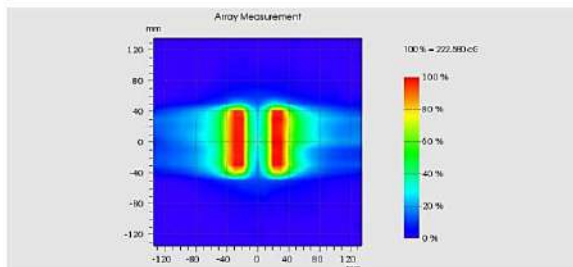
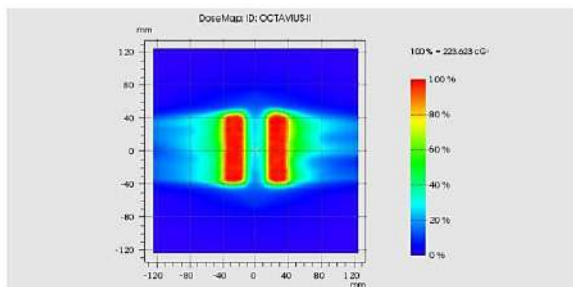
Arithmetic Mean	0.426
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	6.134
Median	0.311

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.607 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	40.962 cGy
Median	2.429 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.5 TEST MULTI-OBJETIVO

C.5.1 PRIMER TEST MULTI-OBJETIVO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID MULTI-OBJETIVO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	699 (95.9 %)
Failed	30 (4.1 %)
Result	95.9 % (Green)

Gamma 2D

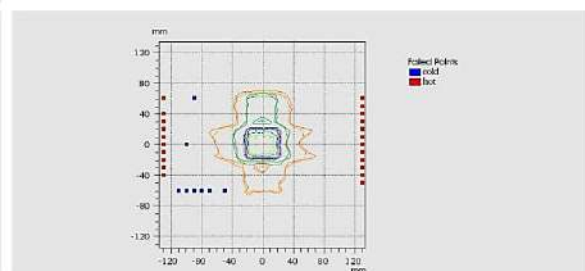
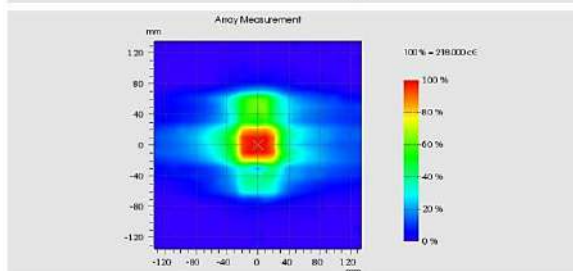
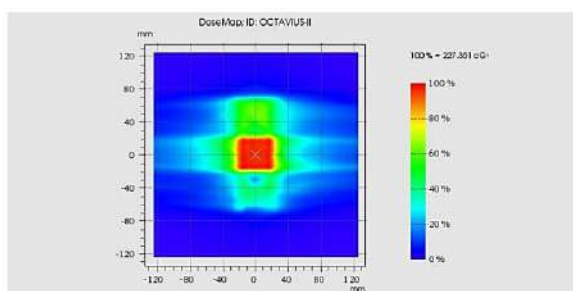
Arithmetic Mean	0.469
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	4.630
Median	0.360

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.764 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	30.281 cGy
Median	2.869 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.5.2 SEGUNDO TEST MULTI-OBJETIVO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID MULTI-OBJETIVO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	701 (96.2 %)
Failed	28 (3.8 %)
Result	96.2 % (Green)

Gamma 2D

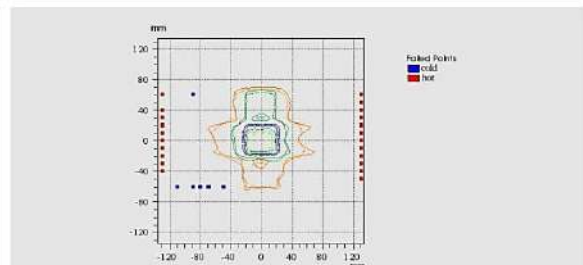
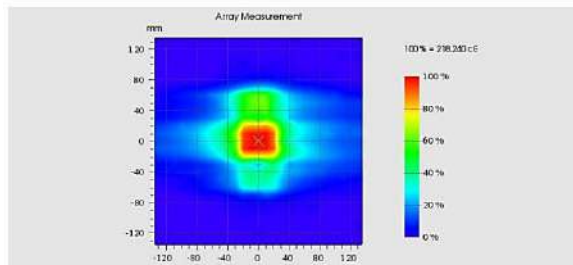
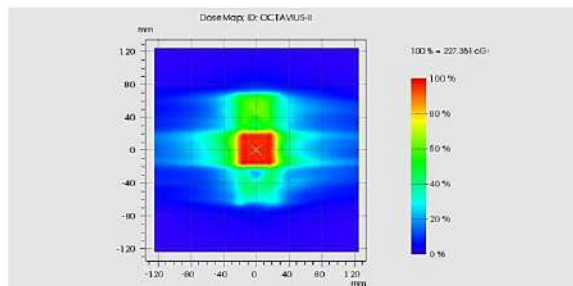
Arithmetic Mean	0.467
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	4.675
Median	0.367

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.755 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	30.611 cGy
Median	2.846 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.5.3 TERCER TEST MULTI-OBJETIVO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID MULTI-OBJETIVO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	700 (96.0 %)
Failed	29 (4.0 %)
Result	96.0 % (Green)

Gamma 2D

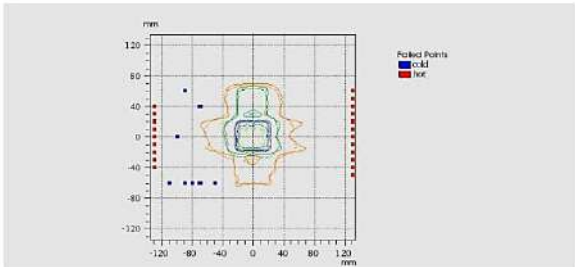
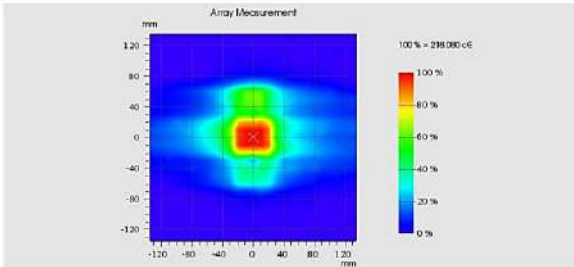
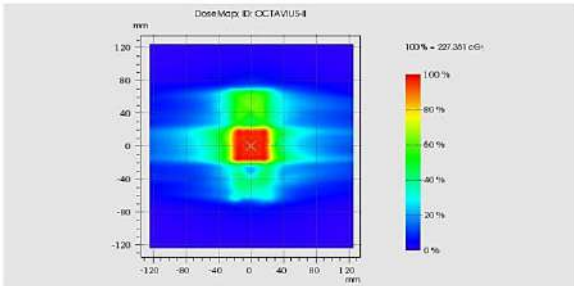
Arithmetic Mean	0.473
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	4.618
Median	0.359

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.801 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	30.214 cGy
Median	2.871 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.4.4 CUARTO TEST MULTI-OBJETIVO

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID MULTI-OBJETIVO

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	699 (95.9 %)
Failed	30 (4.1 %)
Result	95.9 % (Green)

Gamma 2D

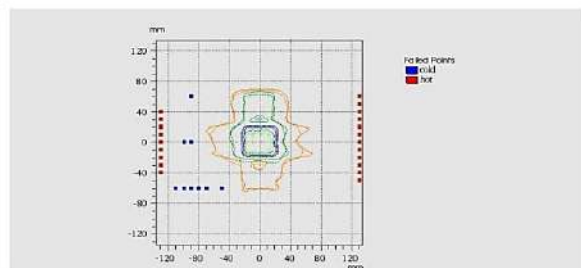
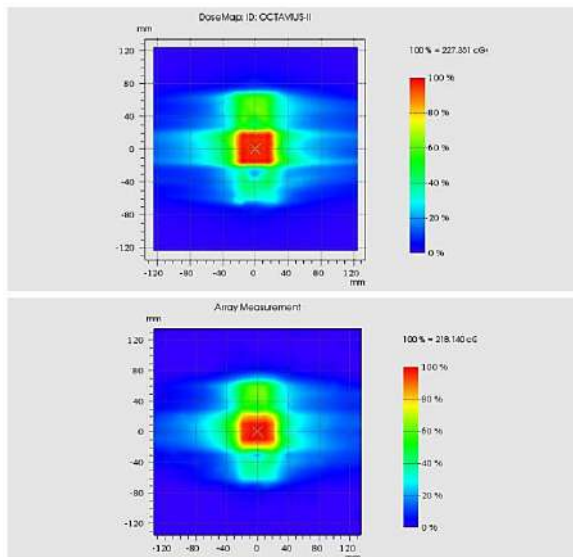
Arithmetic Mean	0.471
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	4.698
Median	0.364

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.797 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 10.0 mm)	30.747 cGy
Median	2.891 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.6 TEST PRÓSTATA

C.6.1 PRIMER TEST PRÓSTATA

Administrative Data

Institution	CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist	BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID	PROSTATA

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	713 (97.8 %)
Failed	16 (2.2 %)
Result	97.8 % (Green)

Gamma 2D

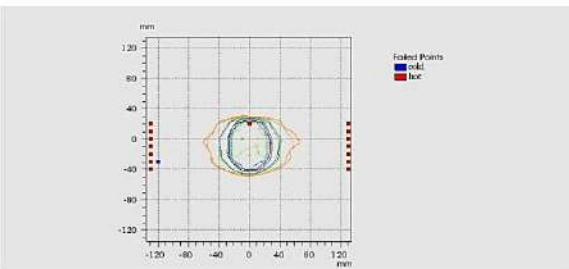
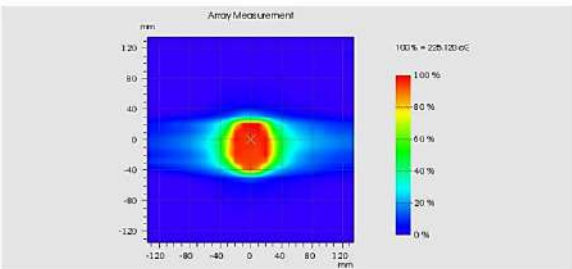
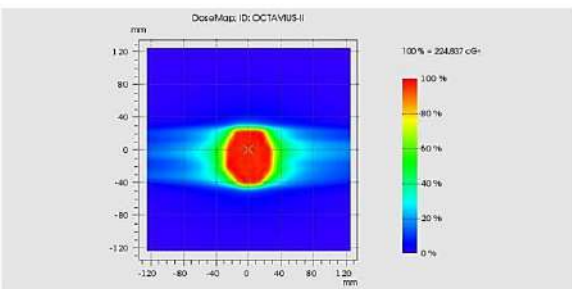
Arithmetic Mean	0.365
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	5.165
Median	0.302

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.137 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	34.880 cGy
Median	2.418 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.6.2 SEGUNDO TEST PRÓSTATA

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID PROSTATA

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	710 (97.4 %)
Failed	19 (2.6 %)
Result	97.4 % (Green)

Gamma 2D

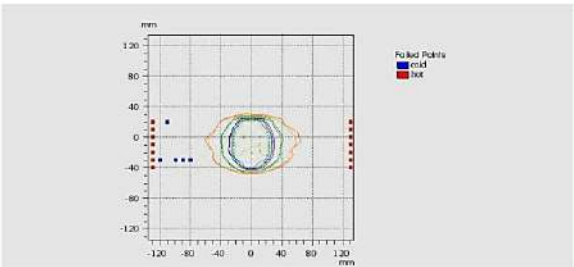
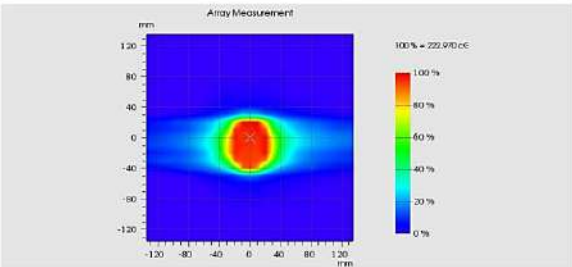
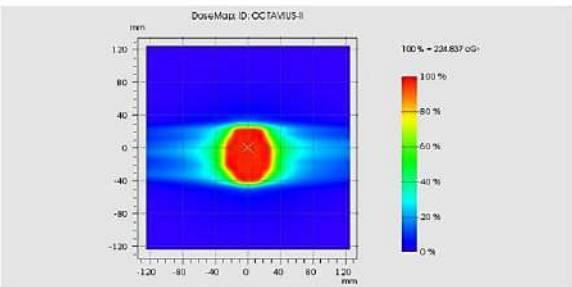
Arithmetic Mean	0.368
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	5.181
Median	0.302

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.140 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	34.656 cGy
Median	2.406 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.6.3 TERCER TEST PRÓSTATA

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID PROSTATA

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	710 (97.4 %)
Failed	19 (2.6 %)
Result	97.4 % (Green)

Gamma 2D

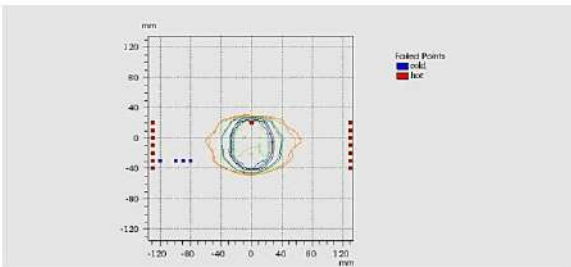
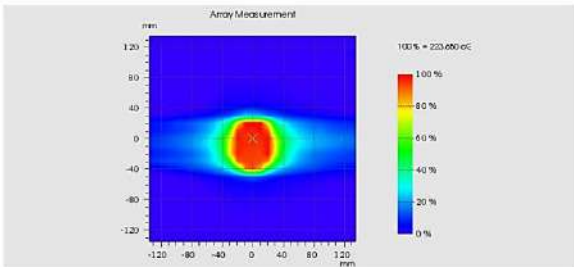
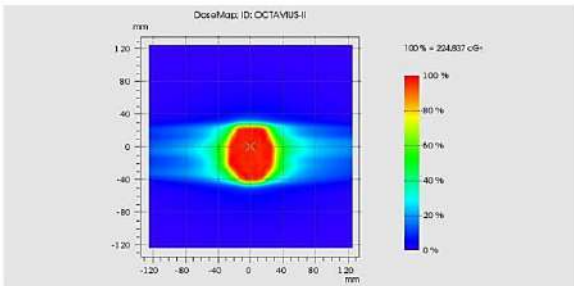
Arithmetic Mean	0.374
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	5.124
Median	0.299

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.226 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	34.380 cGy
Median	2.470 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.6.4 CUARTO TEST PRÓSTATA

Administrative Data

Institution CENTRO DE RADIOTERAPIA-ESSALUD
Physicist BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER
PatientID PROSTATA

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set
Use increased tolerance of 5.0 % Dose Diff. for values below 0.1 Gy (or AU)

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	708 (97.1 %)
Failed	21 (2.9 %)
Result	97.1 % (Green)

Gamma 2D

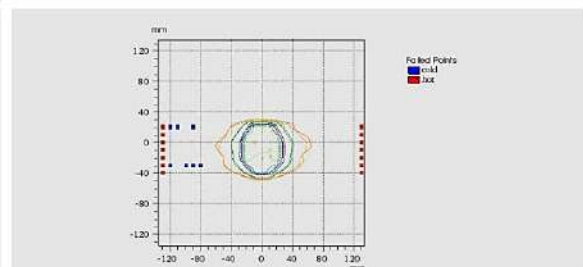
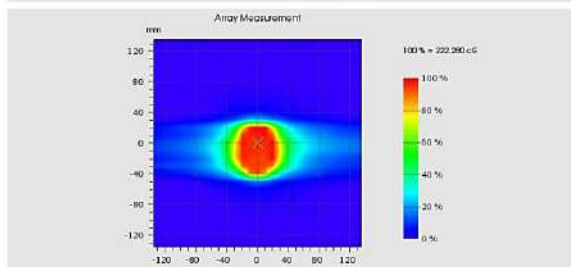
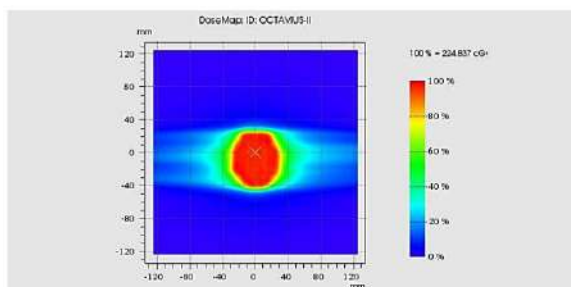
Arithmetic Mean	0.374
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	5.230
Median	0.306

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.186 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 130.0 mm; TG = 0.0 mm)	34.877 cGy
Median	2.432 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



ANEXO D

HISTOGRAMAS DOSIS-VOLUMEN DE LOS CASOS CLINICOS

PLANIFICADOS EN EL TPS ECLIPSE

D.1 TEST AP/PA

Planificación del haz externo

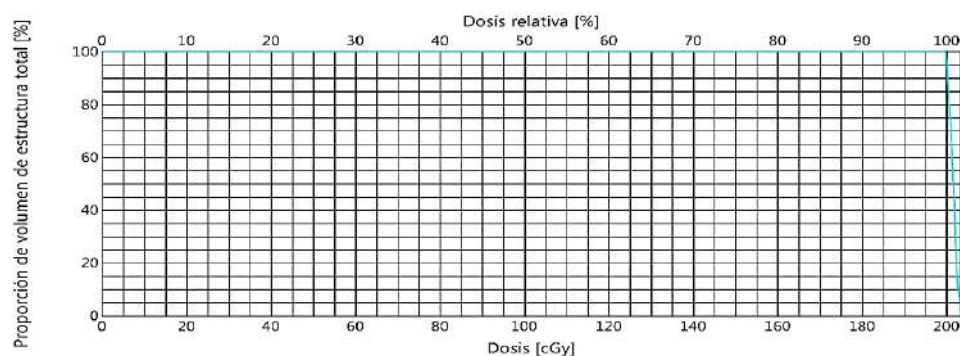
Planificación del haz externo 13.7.39

Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta" - Essalud, Trujillo

Paciente: SLAB-I,
ID paciente: SLAB-I,
Comentario:

Plan	Etapas de tratamiento del plan	Estado del plan	Última modificación del plan
AP/PA	C1	Tratamiento aprobado: Saturday, August 13, 2022 3:02:32 PM por cbarraganm	Planificación aprobada: Saturday, August 13, 2022 3:02:32 PM por cbarraganm Última modificación del plan: Saturday, August 13, 2022 3:26:03 PM por cbarraganm

Histograma dosis-volumen acumulativo



DVH	Estructura	Estado de la estructura	Cobertura [%/%]	Volumen	Dosis mín	Dosis máx	Dosis media	Dosis modal	Dosis mediano	DES ESTD
	CAMARA	Aprobado	100.0 / 101.6	1.2 cm³	199.5 cGy	203.4 cGy	201.5 cGy	202.2 cGy	201.5 cGy	0.9 cGy

Paciente: SLAB-I,
Etapas de tratamiento: C1
Plan: AP/PA - Tratamiento aprobado

Impreso Friday, December 16, 2022 3:15:04 PM por cbarraganm

D.2 TEST BANDA

Planificación del haz externo

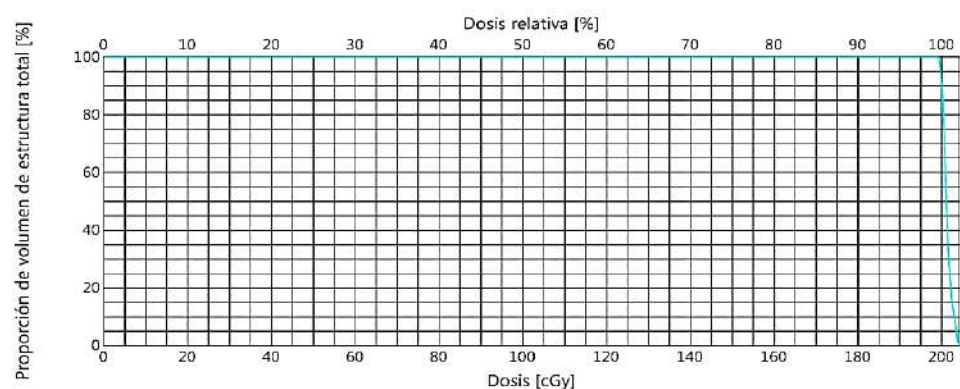
Planificación del haz externo 13.7.39

Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta" - Essalud, Trujillo

Paciente: SLAB-I,
ID paciente: SLAB-I,
Comentario:

Plan	Etapas de tratamiento del plan	Estado del plan	Última modificación del plan
BANDAS AP/PA C1		Tratamiento aprobado: Saturday, November 12, 2022 1:47:36 PM por cbarraganm	Planificación aprobada: Saturday, November 12, 2022 1:47:36 PM por cbarraganm Última modificación del plan: Saturday, November 12, 2022 1:47:36 PM por cbarraganm

Histograma dosis-volumen acumulativo



DVH	Estructura	Estado de la estructura	Cobertura [%/%]	Volumen	Dosis mín	Dosis máx	Dosis media	Dosis modal	Dosis mediano	DES ESTD
	CAMARA	Aprobado	100.0 / 101.6	1.2 cm³	199.1 cGy	204.3 cGy	201.3 cGy	200.7 cGy	201.1 cGy	1.1 cGy

Paciente: SLAB-I,
Etapas de tratamiento: C1
Plan: BANDAS AP/PA - Tratamiento aprobado

Impreso Friday, December 16, 2022 3:20:00 PM por cbarraganm

D.3 TEST CABEZA Y CUELLO

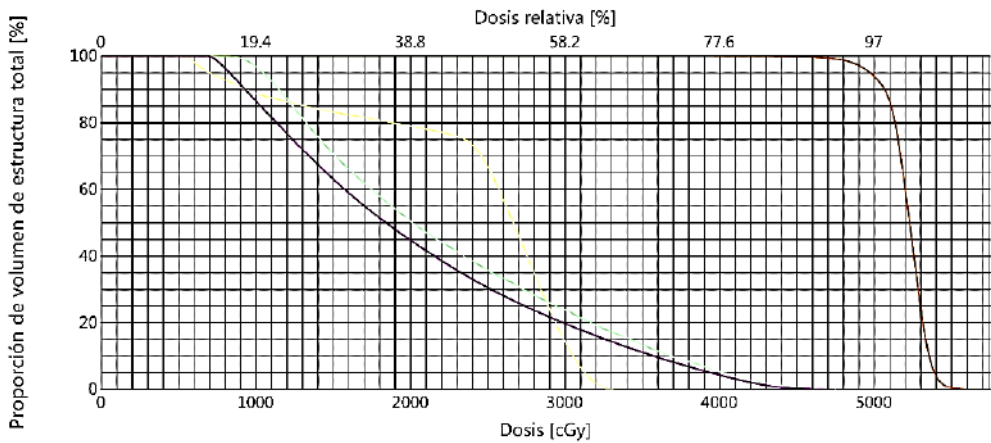
Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

Paciente: OCTAVIUS-IL
ID paciente: OCTAVIUS-IL
Comentario:

Plan	Etapas de tratamiento del plan	Estado del plan	Última modificación del plan
HEAD/CI	C1	Tratamiento aprobado: Saturday, August 20, 2022 12:08:30 PM por charraganm	Planificación aprobada: Saturday, August 20, 2022 12:19:38 PM por charraganm

Histograma dosis-volumen acumulativo



DVH	Estructura	Estado de la estructura	Cobertura [%/%]	Volumen	Dosis mín	Dosis máx	Dosis media	Dosis modal	Dosis mediano	DESV ESTD
—	LTParotid	Aprobado	100.0 / 99.9	4.3 cm³	834.6 cGy	4755.6 cGy	2232.6 cGy	3042.3 cGy	2015.3 cGy	951.4 cGy

Paciente: OCTAVIUS-IL
Etapas de tratamiento: C1
Plan: HEAD/CI - Tratamiento aprobado

Impreso Saturday, August 20, 2022 12:10:29 PM por charraganm

Página: 1/2

Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

DVH	Estructura	Estado de la estructura	Cobertura [%/%]	Volumen	Dosis mín	Dosis máx	Dosis media	Dosis modal	Dosis mediano	DESV ESTD
—	Rt Parotid	Aprobado	100.0 / 99.8	6.6 cm³	684.9 cGy	4748.4 cGy	2058.0 cGy	870.4 cGy	1841.7 cGy	977.3 cGy
—	Cord	Aprobado	100.0 / 100.0	12.5 cm³	524.6 cGy	3313.9 cGy	2401.4 cGy	2621.2 cGy	2665.3 cGy	742.8 cGy
—	PTV-HN	Aprobado	100.0 / 100.0	508.0 cm³	3123.0 cGy	5750.8 cGy	5213.9 cGy	5272.5 cGy	5228.2 cGy	133.7 cGy

Prescripción del plan

Plan suma	Etapas de tratamiento del plan suma	Peso del plan	Plan	Etapas de tratamiento del plan	Dosis de prescripción	Dosis por fracción	Número de fracciones	Dosis total en el punto de ref. principal	Porcentaje prescrito	Modo de normalización	Valor de normalización
—	—	—	HEAD/CI	C1	5000.0 cGy	200.0 cGy	25	5000.0 cGy	97.0 %	No normalización del plan	100.0 %

Paciente: OCTAVIUS-IL
Etapas de tratamiento: C1
Plan: HEAD/CI - Tratamiento aprobado

Impreso Saturday, August 20, 2022 12:11:57 PM por charraganm

Página: 2/2

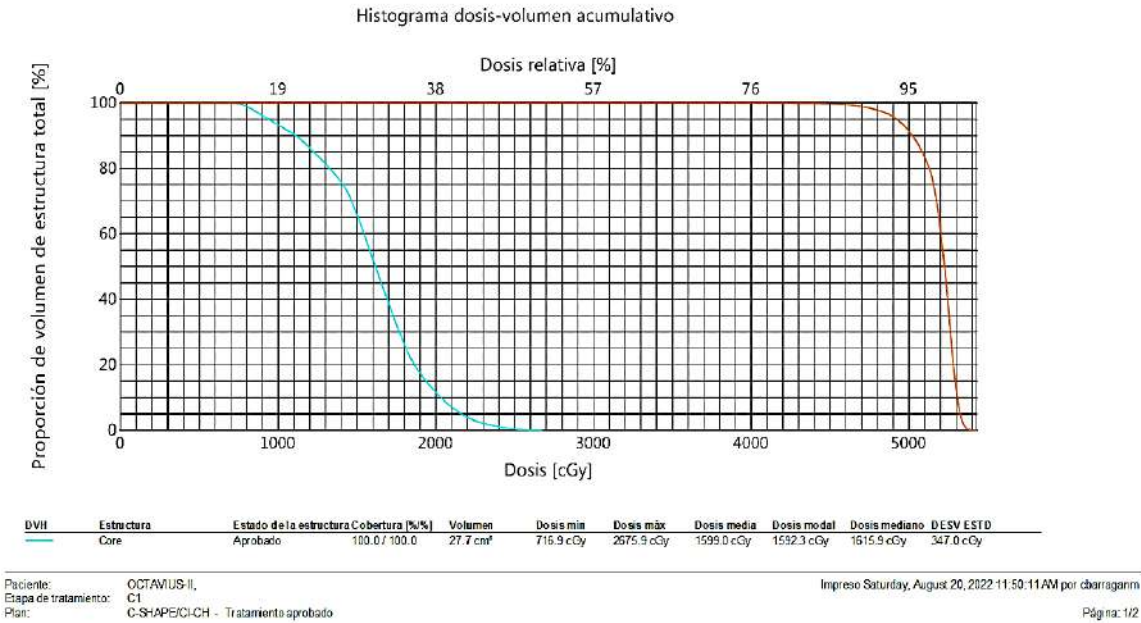
D.4 TEST FORMA-C

Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

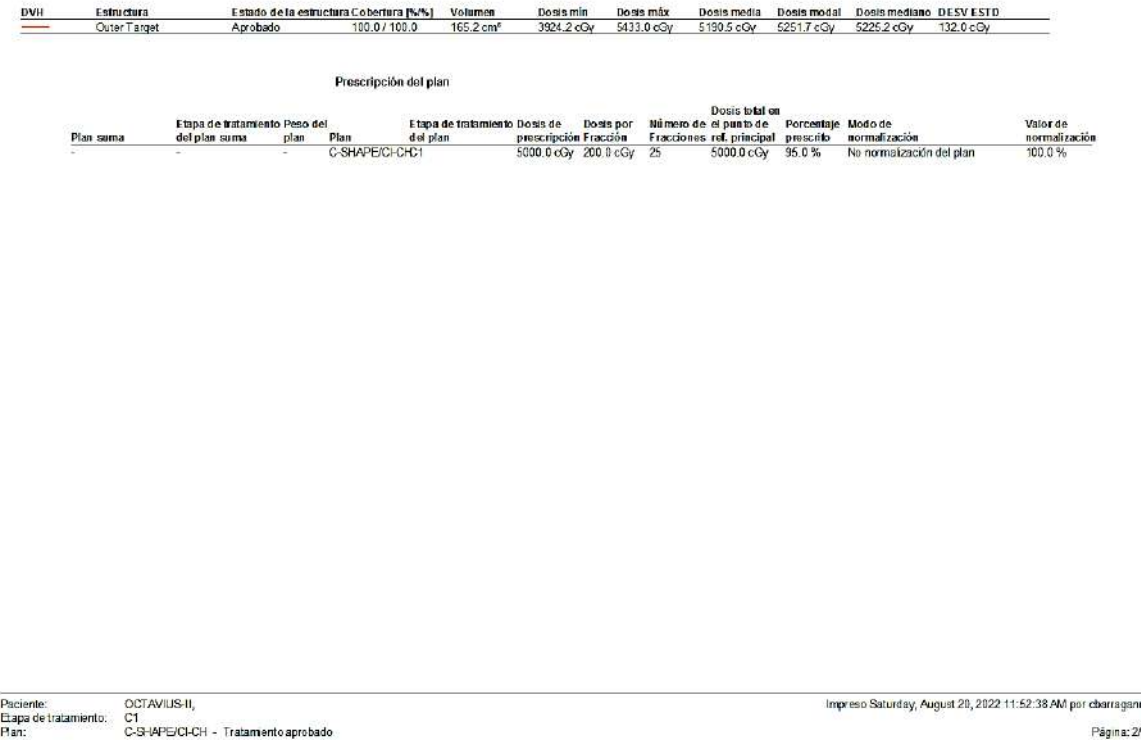
Paciente: OCTAVIUS-II,
ID paciente: OCTAVIUS-II,
Comentario:

Plan	Etapas de tratamiento del plan	Estado del plan	Última modificación del plan
C-SHAPE/CI-CH-C1		Tratamiento aprobado: Saturday, August 20, 2022 11:18:29 AM por cbarraaganm	Planificación aprobada: Saturday, August 20, 2022 ... Saturday, August 20, 2022 11:18:29 AM por cbarraaganm



Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

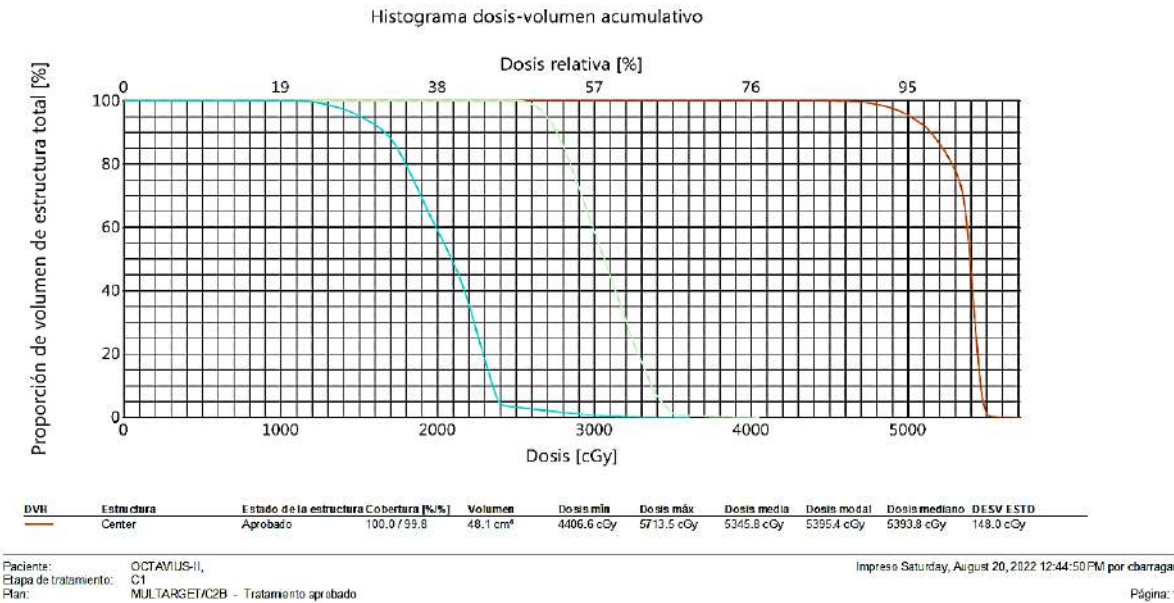


D.5 TEST MULTI-OBJETIVO

Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

Paciente:	OCTAVIUS II,		
ID paciente:	OCTAVIUS-II,		
Comentario:			
Plan	Etapas de tratamiento del plan	Estado del plan	Última modificación del plan
MULTARGET/C2B1		Tratamiento aprobado: Saturday, August 20, 2022 12:50:53 PM por cbarraغانm	Planificación aprobada: Saturday, August 20, 2022 ... Saturday, August 20, 2022 12:50:53 PM por cbarraغانm



Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

DVH	Estructura	Estado de la estructura	Cobertura [%/%]	Volumen	Dosis mín	Dosis máx	Dosis media	Dosis modal	Dosis mediano	DESV ESTD
Superior	Superior	Aprobado	100.0 / 100.1	52.3 cm³	2458.8 cGy	4054.2 cGy	3062.3 cGy	3081.1 cGy	3062.3 cGy	230.2 cGy
Inferior	Inferior	Aprobado	100.0 / 99.9	52.4 cm³	1868.6 cGy	3695.8 cGy	2049.1 cGy	2241.9 cGy	2088.5 cGy	304.1 cGy

Prescripción del plan

Plan suma	Etapas de tratamiento del plan suma	Peso del plan	Plan	Etapas de tratamiento del plan	Dosis de prescripción	Dosis por fracción	Número de fracciones	Dosis total en el punto de ref. principal	Porcentaje prescrito	Modo de normalización	Valor de normalización
-	-	-	MULTARGET/C2B1	-	5000.0 cGy	200.0 cGy	25	5000.0 cGy	95.0 %	No normalización del plan	100.0 %

Paciente: OCTAVIUS-II, C1
Etapas de tratamiento: MULTARGET/C2B - Tratamiento aprobado
Impreso Saturday, August 20, 2022 12:45:55 PM por cbarraغانm
Página: 2/2

D.6 TEST PRÓSTATA

Planificación del haz externo

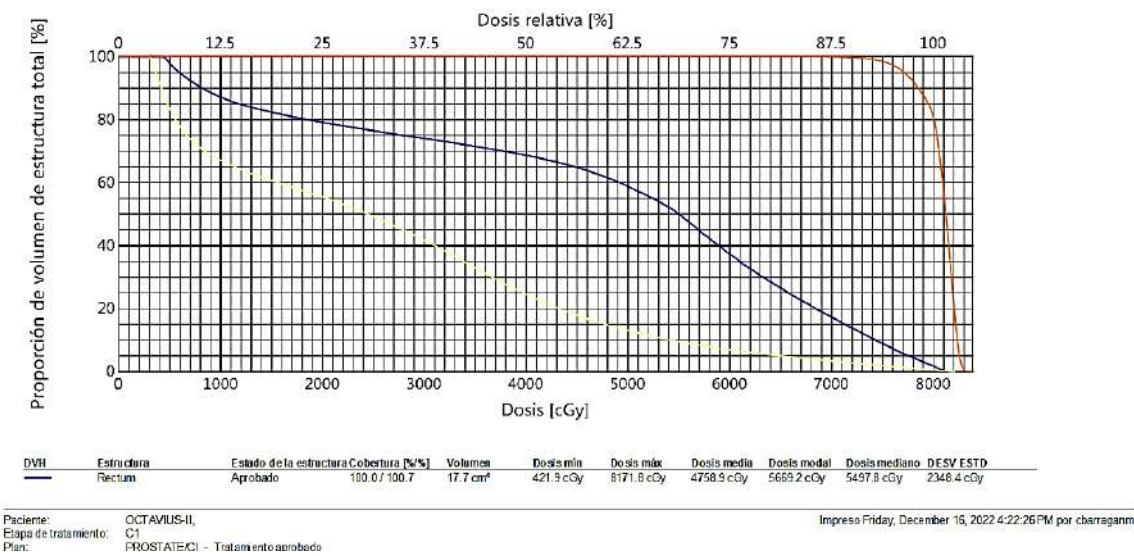
Planificación del haz externo 13.7.39

Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta" - Essalud, Trujillo

Paciente: OCTAVIUS-II,
ID paciente: OCTAVIUS-II,
Comentario:

Plan	Etapas de tratamiento del plan	Estado del plan	Última modificación del plan
PROSTATE/C1		Tratamiento aprobado: Saturday, August 20, 2022 12:50:53 PM por cbarraغانm	Planificación aprobada: Saturday, August 20, 2022 12:50:53 PM por cbarraغانm

Histograma dosis-volumen acumulativo



Planificación del haz externo

Planificación del haz externo 13.7.39

Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta" - Essalud, Trujillo

DVH	Estructura	Estado de la estructura	Cobertura [%/%]	Volumen	Dosis mín	Dosis máx	Dosis media	Dosis modal	Dosis mediano	DESVESTD
	Bladder	Aprobado	100.0 / 100.0	48.3 cm³	287.8 cGy	8213.8 cGy	2527.9 cGy	359.0 cGy	2439.3 cGy	2002.4 cGy
	PTV	Aprobado	100.0 / 99.9	81.0 cm³	6842.7 cGy	8387.7 cGy	8078.2 cGy	8202.5 cGy	8121.1 cGy	172.8 cGy

Prescripción del plan

Plan suma	Etapas de tratamiento del plan suma	Peso del plan	Plan	Etapas de tratamiento del plan	Dosis de prescripción	Dosis por fracción	Número de fracciones	Dosis total en el punto de ref. principal	Porcentaje prescrito	Modo de normalización	Valor de normalización
-	-	-	PROSTATE/C1	C1	7600.0 cGy	200.0 cGy	38	7600.0 cGy	96.0 %	No normalización del plan	100.0 %


Paciente: OCTAVIUS-II,
Etapas de tratamiento: C1
Plan: PROSTATE/C1 - Tratamiento aprobado

Impreso Friday, December 16, 2022 4:24:16 PM por cbarraغانm


ANEXO E

CERTIFICADOS DE CALIBRACION DE INSTRUMENTOS

E.1 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARA IONIZACIÓN FARMER



K&S Associates, Inc.
Nashville, TN 37210-3718



ADCL
ACCREDITED
CALIBRATION CERT #1866.01

Certificate of Calibration

Ionization Chamber - Dose to Water

Submitted by: Seguro Social de Salud
Address: Ras la Libertad - Essalud
 Prolongacion Union N 1350
 Trujillo, Peru

Instrument Manufacturer	Model #	Serial #	Description
PTW	TN30013	005221	Ion Chamber

Calibration Conditions	SCD (cm)	Dose Rate		Uncertainty
Co-60 in Water @ 5 cm depth	100	0.291	Gy/min	1.3%

Calibration Coefficient

$N_{D,w} = 5.377E+07 \text{ Gy/C}$

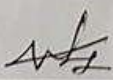
Probe Orientation: Black line toward source.

Distance to: Center of volume.

Bias Potential (V): 300 (Negative Charge Collected)

Leakage (A): <1.000E-15 **Aion:** 1.000

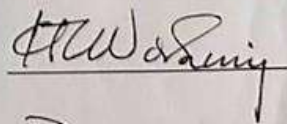
Comments: In 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL.
Triax connector repaired prior to calibration.

Calibrated By: 
 Maruthi Ganesh Vanga
Title: Calibration Technician

Test #:	212682
Report #:	214787
Account #:	2802
Dates	
Received:	1-Nov-21
Calibration:	2-Nov-21
Report Issued:	2-Nov-21
Due (if requested):	2-Nov-23
Environmental Conditions	
Temperature (°C):	21.4
Pressure (mm Hg):	763.1
Corr. Pres (mm Hg):	759.8
Relative Humidity %:	43.0

Atmospheric Communication: Open


Procedure: AAPM40
Log: W96

Authorized By: 
Title: DIRECTOR


This report may not be reproduced except in full without the written permission of K&S Associates, Inc.

1926 Elm Tree Drive • Nashville, TN 37210-3718 • 800-522-2325 Office • 615-883-9760 Office • www.kslab.com


E.2 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL ELECTROMETRO – CAMPO



Accredited
Dosimetry
Calibration
Laboratory



K&S Associates, Inc
Nashville, Tennessee 37210-3718



ACCREDITED
CALIBRATION CERT #1996.01

Electrometer Calibration

INSTRUMENT:

Mfgr: PTW
Model: T10015
Serial: 50391-

SUBMITTED BY:

Seguro Social de Salud
Trujillo, Peru

Test Number: T212682
Calibration Date: 11/ 03/2021

SCALES, SWITCH POSITIONS, CONDITIONS:

HIGH VOLTAGE: 0V; DETECTOR: FIELD; Electrical Units;
Bias: 0%, 0V (-150V, -300V, -400V, and positive settings good)
Software: TanSoft 1.20

POLARIZATION VOLTAGE All settings good

LEAKAGE: $< 1 \times 10^{-15} \text{ A}$

LINEARITY: within +/- 0.1 % or the precision of the reading, whichever is greater, except as noted.

CHARGE CALIBRATION COEFFICIENT:

Function	Range	Calibrated Range	Calibration Coefficient	LOG PAGE
Charge	Medium	50pC-11nC	1.001 C/C rdg	E87
Charge	Low	10pC-1.1nC	1.000 C/C rdg	
Charge	High	0.5-110nC	1.001 nC/unit rdg	

Comments

Polarity Dependence: Negligible. Calibration due: 11/3/2023
Environment: 21°C; Press.: 758 mmHg; 33% RH
Refer to Appendix B of this report for details of electrometer calibrations. Procedure: AAPM40
The calibration result(s) stated herein are valid under the conditions and parameters specified in this report

Calibrated By: Jeremy Gossman
Title: Calibration Technician

Reviewed By: [Signature]
Title: DIRECTOR

Checked By: [Signature]

Prepared By: [Signature]

Form E1




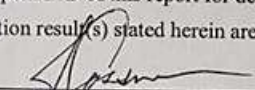
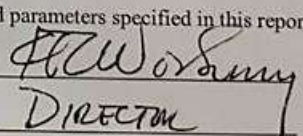

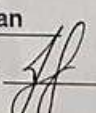
ACCREDITED DOSIMETRY CALIBRATION LABORATORY

2802


Page 2 of 3

E.3 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL ELECTROMETRO –

REFERENCIA


	 K&S Associates, Inc Nashville, Tennessee 37210-3718			
Electrometer Calibration		Test Number: T212682		
INSTRUMENT:	SUBMITTED BY:	Calibration Date: 11/ 03/2021		
Mfgr: PTW	Seguro Social de Salud			
Model: T10015	Trujillo, Peru			
Serial: 50391				
SCALES, SWITCH POSITIONS, CONDITIONS:				
HIGH VOLTAGE: 0V; DETECTOR: REF; Electrical Units;				
Bias: 0%, 0V (-150V, -300V, -400V, and positive settings good)				
Software: TanSoft 1.20				
POLARIZATION VOLTAGE All settings good		LEAKAGE: < 2×10^{-14} A		
LINEARITY: within +/- 0.3 % or the precision of the reading, whichever is greater, except as noted.				
CHARGE CALIBRATION COEFFICIENT:				
Function	Range	Calibrated Range	Calibration Coefficient	LOG PAGE
Charge	Medium	50pC-11nC	1.007 C/C rdg	E87
Charge	High	0.5-110nC	1.002 nC/unit rdg	
Comments				
Polarity Dependence: Negligible. Calibration due: 11/3/2023				
Environment: 21°C; Press.: 758 mmHg; 33% RH				
Refer to Appendix B of this report for details of electrometer calibrations. Procedure: AAPM40				
The calibration result(s) stated herein are valid under the conditions and parameters specified in this report				
Calibrated By: 	Reviewed By: 			
Title: Calibration Technician	Title: DIRECTOR			
Checked By: 	Prepared By: 			
Form E1				
ACCREDITED DOSIMETRY CALIBRATION LABORATORY			2802	Page 3 of 3

E.4 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL BARÓMETRO



SISTEMA DE GESTIÓN DE LA CALIDAD

NTP ISO / IEC 17025:2017



Certificado de Calibración
TC-19094-2021

TRAZABILIDAD

Trazabilidad	Patrón de trabajo	Certificado de Calibración
Patrón de Referencia DM- INACAL	Barómetro Patrón PCE INSTRUMENT	LFP - 080 - 2021

RESULTADOS DE MEDICIÓN

Patrón (hPa)	Instrumento (hPa)	Error (hPa)	Incertidumbre (hPa)
802,8	802,6	0,2	0,22
902,6	902,7	-0,1	0,15
1002,1	1001,0	1,1	0,15


OBSERVACIONES

Con fines de identificación de la calibración se colocó una etiqueta autoadhesiva con el número de certificado.

INCERTIDUMBRE

La incertidumbre expandida que resulta de multiplicar la incertidumbre típica combinada por el factor de cobertura $k=2$ que, para una distribución normal, corresponde a una probabilidad de cobertura de aproximadamente el 95%.

FIN DEL DOCUMENTO




Jr. Condesa de Lemos N° 117 San Miguel - Lima

(01) 2629545 990089889

informes@testcontrol.com.pe


Empresa con **responsabilidad social**, acercando la ciencia a los que comparten nuestra **pasión por la metrología**.

E.5 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DEL TERMÓMETRO DIGITAL



TEST & CONTROL

SISTEMA DE GESTIÓN DE LA CALIDAD
NTP ISO / IEC 17025:2017



ISO
17025:2017

Certificado : TC - 18300 - 2021
 Página : 2 de 2

TRAZABILIDAD

Patrón de Referencia	Patrón de Trabajo	Certificado de calibración
Indicador Digital de platino Incertidumbre 12,0 mK a 34,0 mK DM-INACAL	Termómetro Digital -100 °C a 400 °C	LT-150-2021 LT-151-2021

RESULTADOS DE MEDICIÓN


INDICACIÓN DEL TERMÓMETRO (°C)	TEMPERATURA CONVENCIONALMENTE VERDADERA (°C)	CORRECCIÓN (°C)	INCERTIDUMBRE (°C)
14,95	15,04	0,09	0,07
19,92	20,04	0,12	0,07
24,94	25,04	0,10	0,07

$\text{Temperatura Convencionalmente Verdadera} = \text{Indicación del Termómetro} + \text{Corrección}$

OBSERVACIONES
Con fines de identificación de la calibración se colocó una etiqueta autoadhesiva con el número de certificado.

INCERTIDUMBRE
La incertidumbre expandida de medida se ha obtenido multiplicando la incertidumbre típica de medición por el factor de cobertura $k=2$ que, para una distribución normal, corresponde a una probabilidad de cobertura de aproximadamente el 95%.

FIN DEL DOCUMENTO



Jr. Condesa de Terno N° 117 San Miguel - Lima | (01) 2629545 | 990089889 | informes@testcontrol.com.pe

Empresa con **responsabilidad social**, acercando la ciencia a los que comparten nuestra **pasión por la metrología**.

ANEXO F

PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN PLANES DE TRATAMIENTO EN TÉCNICA VMAT



PERU

Ministerio
de Trabajo
y Promoción del Empleo

Seguro Social de Salud
EsSalud



"Decenio de la Igualdad de Oportunidades para Mujeres y Hombres"
"Año del Fortalecimiento de la Soberanía Nacional"
"Año del Bicentenario del Congreso de la República del Perú"

RED ASISTENCIAL LA LIBERTAD
OFICINA DE CAPACITACIÓN, INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA
COMITÉ DE INVESTIGACIÓN Y ÉTICA

PI N° 62 CIYE- O.C.I.Y D-RALL-ESSALUD-2022

CONSTANCIA N° 77

El presidente del Comité de Investigación de la Red Asistencial La Libertad – ESSALUD, ha aprobado el Proyecto de Investigación Titulado:

**"IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL
DE CALIDAD EN LA VALIDACIÓN DE PLANES DE
TRATAMIENTO EN TÉCNICA VMAT EN EL CENTRO DE
RADIOTERAPIA ESSALUD – TRUJILLO"**

BARRAGAN MONDRAGON CHRISTIAN HEYRNER

Al finalizar el desarrollo de su proyecto deberá alcanzar un ejemplar del trabajo desarrollado vía virtual al email (capacitacionrall@gmail.com), según Directiva N° 04-IETSI-ESSALUD-2016, a la Oficina de Capacitación, Investigación y Docencia - GRALL, caso contrario la información del Trabajo de Investigación no será avalada por ESSALUD.

Trujillo, 27 de octubre del 2022

Dr. Andrés Sánchez Reyna
PRESIDENTE
Comité de Investigación
Red Asistencial La Libertad
EsSalud

Dra. Rosa Lozano Ybañez
JEFE OCID-G
RED ASISTENCIAL LA LIBERTAD
EsSalud

NIT: 9070-2022-3156

www.essalud.gob.pe

Jr. Independencia N° 543-547
Trujillo
La Libertad – Perú

Siempre
con el pueblo



**PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN LA VALIDACIÓN DE
PLANES DE TRATAMIENTO EN TÉCNICA VMAT**

Redactado por:	Aprobado por:
Bach. Barragan Mondragon Christian H.	M.Sc. Mori Rojas Juan Jose
Dosimetrista Teleterapia Oficial de Radioprotección Teleterapia	Físico Médico Oficial de Radioprotección Teleterapia

1. OBJETIVO

Establecer las metas físicas que se deben cumplir para tener un buen control de calidad en los planes de tratamiento VMAT y los equipos de medición utilizados en la verificación.

2. AMBITO DE APLICACIÓN

Este protocolo aplica únicamente para el área de Teleterapia con Acelerador Lineal y es llevado a cabo únicamente por profesionales calificados (Físicos Médicos y/o Dosimetristas).

3. DEFINICIONES

Dosis absorbida: Valor de energía impartida a la materia por unidad de masa. Se simboliza con “D” y se expresa en Gray [Gy].

Tasa de Dosis absorbida: variación de la dosis absorbida en un punto con respecto al tiempo. Se simboliza con “ \dot{D} ” y se expresa en [Gy.s-1].

Exposición: Es la magnitud que corresponde a la razón del valor absoluto de la carga total de los iones del mismo signo producidos en aire cuando todos los electrones

liberados por fotones, son completamente detenidos en aire, y la masa de aire considerada. Se simboliza con “X” y se expresa históricamente en Roentgen [R].

$$1R=2.58E-04 \text{ C kg}^{-1}.$$

Kerma: cantidad de energía transferida por la radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas por unidad de masa. Se expresa como “K”, y la unidad es [Gy]

Error relativo: también llamada diferencia relativa, es la diferencia porcentual entre los datos a evaluar.

Porcentaje de aceptación: también llamado límite de confianza, es la aceptación de un número de puntos evaluados en los mapas de dosis.

Índice gamma: permite la cuantificación numérica de las diferencias espaciales y dosimétricas entre las distribuciones de referencia y las distribuciones evaluadas por medio de un resultado numérico.

Dosis planificada: dosis que se implanta al hacer uso del TPS.

Dosis medida: dosis obtenida mediante el uso de instrumentos dosimétricos.

Plan de tratamiento: es la generación y cálculo de la distribución de la dosis en el volumen a tratar.

Protocolo de control de la calidad: Procedimientos y recomendaciones que se tienen en cuenta para evaluar las actividades (dosimetría y otras) y el funcionamiento de los equipos dentro de los límites de operación previamente establecidos. La institución es responsable de desarrollar un protocolo la calidad en radioterapia, con conexión.

de los administradores, jefes de servicio y profesionales de diversas áreas comparten la responsabilidad de su implementación.

4. MATERIAL Y EQUIPO

- Acelerador lineal CLINAC 2300C – iX
- Fantoma PTW MP3 SCANLIFT
- Fantoma Octavius II
- Cámara de Ionización PTW TN30016 – Farmer 0.6 cm^3
- Matriz PTW 2D array severt29
- Sistema de planificación Eclipse v13.6
- Software de análisis Verisoft v4.2
- Electrómetro digital PTW-Tándem

5. PRECAUSIONES

Los procedimientos que se desarrollarán en este protocolo únicamente serán ejecutados por los Físicos Médicos y/o Dosimetristas del Centro de Radioterapia. Ellos tomarán las medidas de seguridad necesarias para no exponerse innecesariamente.

6. REQUISITOS PREVIOS

Se debe contar con todos los equipos de medición calibrados y autorizados por un Laboratorio Estándar de Dosimetría. Acotar también, que el haz de fotones debe estar

calibrado previamente para poder proceder a las validaciones de planes de tratamiento.

7. DESCRIPCIÓN DEL PROTOCOLO

Un tema importante en cualquier proceso de control de calidad es determinar un nivel de tolerancia. Cuando un resultado de control de calidad cae fuera de esta tolerancia, se asume un nivel de acción. Para abordar este problema, la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) encargó a un grupo de trabajo (Task Group) que recopilara datos sobre los resultados del control de calidad de varias instituciones que realizan el control de calidad en IMRT. La publicación como resultado de este estudio se plasmó en el informe de AAPM TG 119, el cual proporciona una metodología a través de diferentes test que incluyen estructuras blanco, que hay que tener en cuenta al momento de la planificación del tratamiento. Los planes se realizan con fotones de 6 MV para comparar con el TG-119, las cuadrículas de cálculo son de 2 mm, las dosis objetivo se especifican para cada plan y optimización en las restricciones de dosis en órganos de riesgo (constraints) regidos por el QUANTEC. Con respecto a las dosis puntuales, el cotejo de las cantidades mensurados con los planificados se realiza con respecto a la dosis prescrita; es decir, registrar la relación $(\text{Medido} - \text{Planificado}) / \text{Prescrito}$.

Las distribuciones de dosis planares se analizan utilizando criterios gamma de diferencia de dosis (DD) del 3 % y distancia de concordancia (DTA) de 3 mm. Se

registra el porcentaje de puntos con $\gamma \leq 1$, debiendo obtener porcentajes de aceptaciones superiores a 95 %.

A. MEDICIÓN DE DOSIS PUNTUAL

Para mediciones de dosis puntuales se emplean las cámaras de ionización, para lo cual hay que tener en cuenta los factores externos que alteran la medida y que posteriormente tendran que adicionarse para corrección de las lecturas. Como procedimiento de calidad del tratamiento es necesario comparar o determinar la diferencia porcentual entre la dosis planificada y la dosis medida con el propósito de disminuir la incertidumbre en la determinación de la dosis.

La diferencia de dosis es calculada utilizando la siguiente ecuación:

$$\%DD = \frac{D_{medida} - D_{planificada}}{D_{prescrita}} \times 100\%$$

En la cual $\%DD$ es el error relativo en la diferencia de dosis, D_{medida} es la dosis obtenida por la camara de ionización, $D_{planificada}$ es la dosis calculada en el TPS y $D_{prescrita}$ es la dosis prescita para el tratamiento

B. MEDICIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

B.1. ÍNDICE GAMMA

La diferencia de dosis (DD) como la distancia de concordancia (DTA) como indicadores de aprobación. La evaluación será aprobada si al menos uno de los dos criterios aprueba un punto evaluado. Esta no es una métrica para determinar

cuántos puntos fallan. Daniel Low amplía este método calculando un índice gamma por cada punto. La referencia matemática precisa de un espaciamiento en la cual los valores de dosis y las distancias físicas puedan referenciarse en un plano

El criterio de aprobación lleva a:

$$\Upsilon(r_m) \leq 1; \text{ aprueba.}$$

B.2. CASOS CLÍNICOS

CABEZA Y CUELLO

Los diferentes tipos de cáncer ubicados dentro de la zona cefálica y del cuello, al realizar el cálculo de tratamiento con el uso del sistema de planificación se debe optimizar la radiación en órganos de riesgos por debajo de los límites (constraints) como se muestra en la siguiente tabla.

Constraints para región de Cabeza y Cuello

ÓRGANO DE RIESGO (OAR)	CONSTRAINTS
Médula Espinal	$D_{max} \leq 50 \text{ Gy}$
Cristalinos (Izq y Der)	$D_{max} \leq 7 \text{ Gy}$
Globo Ocular (Izq y Der)	$D_{max} \leq 54 \text{ Gy}$
Nervio Óptico (Izq y Der)	$D_{max} \leq 50 \text{ Gy}$
Plexo Braquial	$D_{max} \leq 60 \text{ Gy}$

SEGURO SOCIAL DE SALUD (ESSALUD)
RED ASISTENCIAL LA LIBERTAD
HOSPITAL DE ALTA COMPLEJIDAD 'VIRGEN DE LA PUERTA'
CENTRO DE RADIOTERAPIA
ÁREA DE FÍSICA MÉDICA

Glándulas Parótidas (Izq y Der)	$D_{media} \leq 45 \text{ Gy}$ $V_{30 \text{ Gy}} \leq 50 \%$
Tronco Encefálico	$D_{max} \leq 64 \text{ Gy}$
Cerebelo	$D_{max} \leq 55 \text{ Gy}$
Quiasma	$D_{max} \leq 54 \text{ Gy}$
Tráquea	$D_{media} \leq 45 \text{ Gy}$ $V_{26 \text{ Gy}} \leq 20 \%$
Tiroides	$D_{media} \leq 45 \text{ Gy}$
Mandíbula	$D_{max} \leq 70 \text{ Gy}$ $D_{media} \leq 34 \text{ Gy}$
Esófago	$V_{35 \text{ Gy}} \leq 50 \%$ $V_{50 \text{ Gy}} \leq 40 \%$ $D_{media} \leq 54 \text{ Gy}$
Laringe	$V_{50 \text{ Gy}} \leq 27 \%$ $V_{70 \text{ Gy}} \leq 66 \%$
Faringe	$D_{media} \leq 50 \text{ Gy}$
Cerebro	$D_{max} \leq 72 \text{ Gy}$
Pituitaria	$D_{media} \leq 30 \text{ Gy}$

Una vez alcanzado las dosis de los constraints, los planes deben ser evaluados para ser validados y proceder al tratamiento del paciente. Tener en cuenta una estandarización de 3% de error relativo en la dosimetría puntual y por el lado de la dosimetría planar se analiza usando el criterio gamma en diferencia de dosis (DD) de 3 % y distancia de acuerdo (DTA) a la dosis de 3 mm. Se registra el porcentaje de puntos con $\gamma \leq 1$, estandarizando el objetivo de obtener porcentajes de aceptaciones superiores a 95 %.

PRÓSTATA Y CERVIX

El cáncer de próstata y cérvix comparten la misma región en el cuerpo. Por lo cual, al realizar el cálculo de tratamiento con el uso del sistema de planificación se debe optimizar la radiación en órganos de riesgos por debajo de los límites (constraints) como se plasma en la siguiente tabla.

Constraints para región de Próstata y Cérvix

ÓRGANO DE RIESGO (OAR)	CONSTRAINTS
Recto	$V_{50\text{ Gy}} \leq 50\%$
	$V_{60\text{ Gy}} \leq 35\%$
	$V_{65\text{ Gy}} \leq 25\%$
	$V_{70\text{ Gy}} \leq 20\%$
	$V_{75\text{ Gy}} \leq 15\%$
Cabezas Femorales	$D_{max} \leq 55\text{ Gy}$
	$V_{50\text{ Gy}} \leq 10\%$
Vejiga	$V_{50\text{ Gy}} \leq 50\%$
	$V_{60\text{ Gy}} \leq 35\%$
	$V_{65\text{ Gy}} \leq 25\%$
	$V_{70\text{ Gy}} \leq 20\%$
	$V_{75\text{ Gy}} \leq 15\%$
Bulbo Peneano	$D_{media} \leq 50\text{ Gy}$
Riñones (Izq y Der)	$D_{media} \leq 30\text{ Gy}$
	$V_{20\text{ Gy}} \leq 32\%$
	$V_{23\text{ Gy}} \leq 30\%$

SEGURO SOCIAL DE SALUD (ESSALUD)
RED ASISTENCIAL LA LIBERTAD
HOSPITAL DE ALTA COMPLEJIDAD 'VIRGEN DE LA PUERTA'
CENTRO DE RADIOTERAPIA
ÁREA DE FÍSICA MÉDICA

	$V_{28\text{ Gy}} \leq 20\%$
	$D_{max} \leq 60\text{ Gy}$
	$V_{45\text{ Gy}} \leq 66\%$
Bolsa Intestinal	$V_{50\text{ Gy}} \leq 33\%$

Una vez alcanzado las dosis de los constraints, los planes deben ser evaluados para ser validados y proceder al tratamiento del paciente. Tener en cuenta una estandarización de 3% de error relativo en la dosimetría puntual y por el lado de la dosimetría planar se analiza usando el criterio gamma en diferencia de dosis (DD) de 3 % y distancia de acuerdo (DTA) a la dosis de 3 mm. Se registra el porcentaje de puntos con $\gamma \leq 1$, estandarizando el objetivo de obtener porcentajes de aceptaciones superiores a 95 %.

MAMA Y AXILO-SUPRACLAVICULAR

En las mujeres con cáncer de mama, al realizar los cálculos de tratamiento con el uso del sistema de planificación se debe lograr optimizar la radiación en órganos de riesgos por debajo de los límites (constraints) como se plasma en la siguiente tabla.

SEGURO SOCIAL DE SALUD (ESSALUD)
RED ASISTENCIAL LA LIBERTAD
HOSPITAL DE ALTA COMPLEJIDAD 'VIRGEN DE LA PUERTA'
CENTRO DE RADIOTERAPIA
ÁREA DE FÍSICA MÉDICA

Constraints para región de Mama y Axilo-Supraclavicular

ÓRGANO DE RIESGO (OAR)	CONSTRAINTS	
	CONVENCIONAL 2 Gy/ fx	HIPOFRACCIONADO 2.67 Gy/ fx
Corazón	$V_{10\text{ Gy}} \leq 30\%$	$V_{9\text{ Gy}} \leq 30\%$
	$V_{25\text{ Gy}} \leq 5\%$	$V_{22\text{ Gy}} \leq 5\%$
	$D_{media} \leq 5\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 4.5\text{ Gy}$
Pulmón Contralateral	$V_{5\text{ Gy}} \leq 15\%$	$V_{4.5\text{ Gy}} \leq 15\%$
	$V_{10\text{ Gy}} \leq 45\%$	$V_{9\text{ Gy}} \leq 45\%$
Pulmón Ipsilateral	$V_{20\text{ Gy}} \leq 30\%$	$V_{17\text{ Gy}} \leq 30\%$
	$V_{56\text{ Gy}} \leq 5\%$	$V_{49\text{ Gy}} \leq 5\%$
Mama Contralateral	$D_{max} \leq 5\text{ Gy}$	$D_{max} \leq 5\text{ Gy}$
	$V_{3\text{ Gy}} \leq 5\%$	$V_{2.6\text{ Gy}} \leq 5\%$
Médula Espinal	$D_{max} \leq 50\text{ Gy}$	$D_{max} \leq 45\text{ Gy}$

Una vez alcanzado las dosis de los constraints, los planes deben ser evaluados para ser validados y proceder al tratamiento del paciente. Tener en cuenta una estandarización de 3% de error relativo en la dosimetría puntual y por el lado de la dosimetría planar se analiza usando el criterio gamma en diferencia de dosis (DD) de 3 % y distancia de acuerdo (DTA) a la dosis de 3 mm. Se registra el porcentaje de puntos con $\gamma \leq 1$, estandarizando el objetivo de obtener porcentajes de aceptaciones superiores a 95 %.

TÓRAX Y ABDOMEN

Los diferentes tipos de cáncer ubicados en el tórax y en el abdomen se pueden analizar en una sola región. Por lo cual, al realizar el cálculo de tratamiento con el uso del sistema de planificación, se debe optimizar la radiación en órganos de riesgos por debajo de los límites (constraints) como se muestra en la siguiente tabla.

Constraints para región de Tórax y Abdomen

ÓRGANO DE RIESGO (OAR)	CONSTRAINTS	
	CONVENCIONAL 2 Gy/ fx	HIPOFRACCIONADO 3 Gy/ fx
Corazón	$V_{30\text{ Gy}} \leq 45\%$	$V_{25\text{ Gy}} \leq 45\%$
	$V_{25\text{ Gy}} \leq 10\%$	$V_{21\text{ Gy}} \leq 10\%$
	$D_{media} \leq 26\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 22\text{ Gy}$
	$V_{5\text{ Gy}} \leq 65\%$	$V_{4\text{ Gy}} \leq 65\%$
Pulmones	$V_{10\text{ Gy}} \leq 45\%$	$V_{9\text{ Gy}} \leq 45\%$
	$V_{20\text{ Gy}} \leq 30\%$	$V_{17\text{ Gy}} \leq 30\%$
	$D_{media} \leq 25\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 21\text{ Gy}$
Médula Espinal	$D_{max} \leq 50\text{ Gy}$	$D_{max} \leq 45\text{ Gy}$
Hígado	$V_{30\text{ Gy}} \leq 50\%$	$V_{25\text{ Gy}} \leq 50\%$
	$V_{50\text{ Gy}} \leq 30\%$	$V_{42\text{ Gy}} \leq 30\%$
	$D_{media} \leq 35\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 30\text{ Gy}$

SEGURO SOCIAL DE SALUD (ESSALUD)
RED ASISTENCIAL LA LIBERTAD
HOSPITAL DE ALTA COMPLEJIDAD 'VIRGEN DE LA PUERTA'
CENTRO DE RADIOTERAPIA
ÁREA DE FÍSICA MÉDICA

	$V_{20\text{ Gy}} \leq 32\%$	$V_{17\text{ Gy}} \leq 32\%$
	$V_{23\text{ Gy}} \leq 30\%$	$V_{19\text{ Gy}} \leq 30\%$
Riñones	$V_{28\text{ Gy}} \leq 20\%$	$V_{23\text{ Gy}} \leq 20\%$
	$V_{50\text{ Gy}} \leq 33\%$	$V_{42\text{ Gy}} \leq 33\%$
	$D_{media} \leq 30\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 25\text{ Gy}$
Estómago	$D_{max} \leq 45\text{ Gy}$	$D_{max} \leq 45\text{ Gy}$
	$D_{media} \leq 34\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 28\text{ Gy}$
Esófago	$V_{35\text{ Gy}} \leq 50\%$	$V_{29\text{ Gy}} \leq 50\%$
	$V_{50\text{ Gy}} \leq 40\%$	$V_{42\text{ Gy}} \leq 40\%$
	$D_{media} \leq 54\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 45\text{ Gy}$
Laringe	$V_{50\text{ Gy}} \leq 27\%$	$V_{42\text{ Gy}} \leq 27\%$
	$V_{70\text{ Gy}} \leq 66\%$	$V_{58\text{ Gy}} \leq 66\%$
Faringe	$D_{media} \leq 50\text{ Gy}$	$D_{media} \leq 42\text{ Gy}$
Bazo	$D_{max} \leq 15\text{ Gy}$	$D_{max} \leq 13\text{ Gy}$

Una vez alcanzado las dosis de los constraints, los planes deben ser evaluados para ser validados y proceder al tratamiento del paciente. Tener en cuenta una estandarización de 3% de error relativo en la dosimetría puntual y por el lado de la dosimetría planar se analiza usando el criterio gamma en diferencia de dosis (DD) de 3 % y distancia de acuerdo (DTA) a la dosis de 3 mm. Se registra el porcentaje de puntos con $\gamma \leq 1$, estandarizando el objetivo de obtener porcentajes de aceptaciones superiores a 95 %.



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DECANATO

Ciudad Universitaria – Lambayeque

LICENCIADA - RESOLUCIÓN DEL CONSEJO DIRECTIVO N° 015 -2023-SUNEDU / CD



0001



ACTA DE SUSTENTACIÓN N° 0001-2023-D/FACFyM

Siendo las 4:00 pm del día 21 de Julio del 2023, se reunieron los miembros del jurado evaluador de la Tesis titulada:

"IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN LA VALIDACIÓN DE PLANES DE TRATAMIENTO EN TÉCNICA VMAT EN EL CENTRO DE RADIOTERAPIA ESSALUD-TRUJILLO"

Designados por Resolución N° 252-2022-D/FACFyM de fecha 14 de marzo de 2022

Con la finalidad de evaluar y calificar la sustentación de la tesis antes mencionada, conformada por los siguientes docentes:

Dr. Luis Alberto Curo Maquén

Presidente

M.Sc. Juan Pedro Rivera Vásquez

Secretario

Lic. Fís. Julio Alejandro Valdiviezo Arellano

Vocal

La tesis fue asesorada por (el) (la) M.Sc. Augusto Saba Effio, nombrado por Resolución N° 252-2022-D/FACFyM de fecha 14 de marzo de 2022

El Acto de Sustentación fue autorizado por Resolución N° 593-2023-VIRTUAL D/FACFyM de fecha 17 de julio de 2023

La Tesis fue presentada y sustentada por (el) (los) Bachiller (es): Christian Heyrner Barragan Mondragon y tuvo una duración de 60 minutos.

Después de la sustentación, y absueltas las preguntas y observaciones de los miembros del jurado se procedió a la calificación respectiva, otorgándole el Calificativo de diecisiete (17) en la escala vigesimal, mención (Bueno).

Por lo que queda(n) apto(s) para obtener el Título Profesional de Licenciado en Física de acuerdo con la Ley Universitaria 30220 y la normatividad vigente de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas y la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.

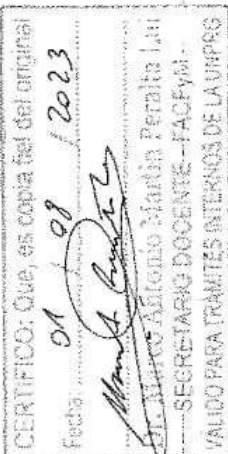
Siendo las 5:00 pm se dio por concluido el presente acto académico, dándose conformidad al presente acto con la firma de los miembros del jurado.

Dr. Luis Alberto Curo Maquén
Presidente

M.Sc. Juan Pedro Rivera Vásquez
Secretario

Lic. Fís. Julio Alejandro Valdiviezo Arellano
Vocal

M.Sc. Augusto Saba Effio
Asesor



CONSTANCIA DE VERIFICACIÓN DE ORIGINALIDAD

Yo, M.Sc Saba Effio Augusto, usuario revisor del documento titulado: “Implementación de un protocolo de control de calidad en la validación de planes de tratamiento en técnica VMAT en el centro de Radioterapia Essalud – Trujillo”

Cuyo autor es, Barragan Mondragon Christian Heyrner, identificado con documento de identidad 71378617, declaro que la evaluación realizada por el Programa informático ha arrojado un porcentaje de similitud de 18%, verificable en el Resumen de Reporte automatizado de similitudes que se acompaña.

El suscrito analizó dicho reporte y concluyó que cada una de las coincidencias detectadas dentro del porcentaje de similitud permitido no constituyen plagio y que el documento cumple con la integridad científica y con las normas para el uso de citas y referencias establecidas en los protocolos respectivos.

Se cumple con adjuntar el Recibo Digital a efectos de trazabilidad respectiva del proceso.

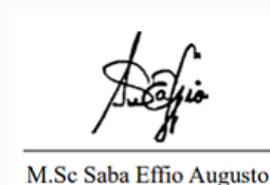
Lambayeque, 14 de Julio de 2023.



M.Sc Saba Effio Augusto
DNI: 16600649
USUARIO: Asesor



Recibo digital



Este recibo confirma que su trabajo ha sido recibido por **Turnitin**. A continuación podrá ver la información del recibo con respecto a su entrega.

La primera página de tus entregas se muestra abajo.

Autor de la entrega: Christian Heyrner Barragán Mondragón
Título del ejercicio: tesis de pregrado
Título de la entrega: informe final de tesis
Nombre del archivo: Tesis-Barragan_Christian.pdf
Tamaño del archivo: 6.74M
Total páginas: 138
Total de palabras: 19,060
Total de caracteres: 108,178
Fecha de entrega: 14-jul.-2023 06:07p. m. (UTC-0500)
Identificador de la entrega... 2131231393

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA



TESIS

"Implementación de un protocolo de control de calidad en la validación
de planes de tratamiento en técnica VMAT en el Centro de Radioterapia
Essalud - Trujillo"

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

LICENCIADO EN FÍSICA

INVESTIGADOR:

Bach. Barragan Mondragon Christian Heyrner

ASESOR:

M. Sc. Saba Effio Augusto

Lambayeque, 2023

informe final de tesis

INFORME DE ORIGINALIDAD

18%

INDICE DE SIMILITUD

17%

FUENTES DE INTERNET

5%

PUBLICACIONES

1%

TRABAJO DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1

repositorio.uni.edu.pe

Fuente de Internet

5%

2

hdl.handle.net

Fuente de Internet

2%

3

ecfm.usac.edu.gt

Fuente de Internet

1%

4

jalayo.blogspot.com

Fuente de Internet

1%

5

bdigital.unal.edu.co

Fuente de Internet

1%

6

ricabib.cab.cnea.gov.ar

Fuente de Internet

1%

7

repositorio.unprg.edu.pe

Fuente de Internet

<1%

8

scielo.sld.cu

Fuente de Internet

<1%

9

pdfcookie.com

Fuente de Internet

<1%

M.Sc. Saba Effio Augusto

10	Belen Jeanine Juste Vidal. "Aplicación del Método de Monte Carlo a la Planificación en Radioterapia y a la Reconstrucción de Espectros de Fotones de Aceleradores Lineales de Partículas (LinAc)", Universitat Politecnica de Valencia, 2011 Publicación	<1 %
----	--	------

11	repositorio.unsa.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
----	--	------

12	repositorio.unan.edu.ni Fuente de Internet	<1 %
----	--	------

13	www.bdigital.unal.edu.co Fuente de Internet	<1 %
----	---	------

14	dspace.esPOCH.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
----	---	------


15	www.famaf.unc.edu.ar Fuente de Internet	<1 %
----	---	------

16	revistadefisicamedica.sefm.es Fuente de Internet	<1 %
----	--	------

17	Submitted to ipn Trabajo del estudiante	<1 %
----	---	------

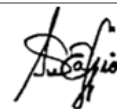
18	repositorio.unal.edu.co Fuente de Internet	<1 %
----	--	------

19	uvadoc.uva.es Fuente de Internet	<1 %
----	--	------



M.Sc Saba Effio Augusto

20	Submitted to Unviersidad de Granada Trabajo del estudiante	<1 %
21	cybertesis.uni.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
22	tesis.ipn.mx Fuente de Internet	<1 %
23	documents.mx Fuente de Internet	<1 %
24	ri.uaemex.mx Fuente de Internet	<1 %
25	www.smf.mx Fuente de Internet	<1 %
26	Jornet i Sala, Núria. "Detectores de semiconductor : calibración y aplicaciones a la dosimetría in vivo en pacientes sometidos a tratamientos con radioterapia externa /", Bellaterra : Universitat Autònoma de Barcelona,, 2004 Fuente de Internet	<1 %
27	cybertesis.unmsm.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
28	worldwidescience.org Fuente de Internet	<1 %
29	www.researchgate.net Fuente de Internet	<1 %



M.Sc Saba Effio Augusto

30 **Submitted to Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo** **<1 %**
Trabajo del estudiante

31 **dspace.ucuenca.edu.ec** **<1 %**
Fuente de Internet

32 **www-pub.iaea.org** **<1 %**
Fuente de Internet


33 **María José Sánchez-Lovell, Isaac Rojas Campos. "Evaluación de un arreglo de diodos en 2 dimensiones para dosimetría física y clínica de rutina en haces de electrones en radioterapia", Revista de la Escuela de Física, 2019** **<1 %**
Publicación

34 **rdu.unc.edu.ar** **<1 %**
Fuente de Internet

35 **riunet.upv.es** **<1 %**
Fuente de Internet

36 **Javier Morales-Aramburo, Jorge Anselmo Puerta. "Bases físicas de la radiación ionizante", Revista Colombiana de Cardiología, 2020** **<1 %**
Publicación

37 **digibug.ugr.es** **<1 %**
Fuente de Internet


M.Sc Saba Effio Augusto

www.smid.org.mx

38

Fuente de Internet

<1 %

39

core.ac.uk

Fuente de Internet

<1 %

40

repository.javeriana.edu.co

Fuente de Internet

<1 %

41

Submitted to Pontificia Universidad Catolica del Ecuador - PUCE

Trabajo del estudiante

<1 %

42

www.msdmanuals.com

Fuente de Internet

<1 %

43

Valadez Perez, Juan Ca. "Characterization and modeling of ferroelectric materials for high pressure, high temperature applications", Proquest, 2014.

Publicación

<1 %

44

Elgueda Farias, Susan Pamela. "Evaluacion Dosimetrica de Tratamientos con Leksell Gamma Knife en Presencia de Inhomogeneidades", Pontificia Universidad Catolica de Chile (Chile), 2021

Publicación

<1 %

45

digitalcommons.lsu.edu

Fuente de Internet

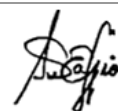
<1 %

46

issuu.com

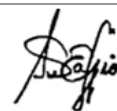
Fuente de Internet

<1 %



M.Sc Saba Effio Augusto

47	docplayer.es Fuente de Internet	<1 %
48	pesquisa.bvsalud.org Fuente de Internet	<1 %
49	repositorio.unac.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
50	repositorio.unprg.edu.pe:8080 Fuente de Internet	<1 %
51	web2.reniecbid.gob.pe Fuente de Internet	<1 %
52	Espinoza, Analiz López. "Dosimetría Pre-tratamiento Con Dispositivos Electrónicos De Imagen Portal (EPID)", Pontificia Universidad Catolica de Chile (Chile), 2022 Publicación	<1 %
53	citeseerx.ist.psu.edu Fuente de Internet	<1 %
54	dokumen.pub Fuente de Internet	<1 %
55	inis.iaea.org Fuente de Internet	<1 %
56	nucleus.cubaenergia.cu Fuente de Internet	<1 %
57	www.ifelsd.org Fuente de Internet	<1 %



M.Sc Saba Effio Augusto

58

documentop.com

Fuente de Internet

<1 %

59

es.wikihow.com

Fuente de Internet

<1 %

60

saber.ucv.ve

Fuente de Internet

<1 %

61

www.dspace.uce.edu.ec

Fuente de Internet

<1 %

62

www.grafiati.com

Fuente de Internet

<1 %

63

Mancuso, Gordon Mark. "Evaluation of Volumetric Modulated arc Therapy (VMAT) Patient Specific Quality Assurance", Louisiana State University and Agricultural & Mechanical College, 2022

Publicación

<1 %

64

Victor Santamaria, Krystel Villarreta, Marcos Solano. "Dosimetric tests using the Step & Shoot technique for future implementation of IMRT with LINAC device at the ION", 2022 IEEE Central America and Panama Student Conference (CONESCAPAN), 2022

Publicación

<1 %



M.Sc Saba Effio Augusto

Excluircitas

Activo

Excluir coincidencias < 4 words



M.Sc Saba Effio Augusto